



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**CÁLCULO INDEPENDENTE DAS UNIDADES MONITORAS
E TEMPOS DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA**

MÁRCIO ROGÉRIO MÜLLER

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues

São Paulo
2005

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**CÁLCULO INDEPENDENTE DAS UNIDADES MONITORAS E TEMPOS DE
TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA**

MÁRCIO ROGÉRIO MÜLLER



Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO

2005

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**CÁLCULO INDEPENDENTE DAS UNIDADES MONITORAS E TEMPOS DE
TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA**

MÁRCIO ROGÉRIO MÜLLER

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

**Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues**

SÃO PAULO
2005

Dedico este trabalho à minha mãe Maria J. S. Müller (*In Memoriam*) que esteve ao meu lado no início desta etapa, mas infelizmente não pôde ver a sua conclusão.

AGRADECIMENTOS

De maneira especial à minha orientadora Dra. Laura Natal Rodrigues, pela orientação clara e precisa, pelo incentivo e pela disposição incondicional; sua paciência e firmeza, mesmo durante um momento de desânimo, me fizeram recuperar a capacidade de trabalho.

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza por me receber, orientar e motivar desde a época de graduação até o início deste trabalho.

À equipe do Instituto de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo – InRad – HC/FMUSP, na pessoa da Dra. Rosângela Corrêa Villar, pelo livre acesso às pessoas, informações e equipamentos para elaboração do presente trabalho.

Ao físico médico do InRad – HC/FMUSP o M.Sc. Marco Antônio da Silva, que dispensou tempo e energia para me auxiliar apresentando conceitos, dados e tirando dúvidas durante vários momentos no decorrer deste ano. Seu auxílio foi fundamental para elaboração deste trabalho.

À toda equipe do Centro de Metrologia das Radiações do IPEN, na pessoa da Dra. Linda Caldas, pelo livre acesso às instalações e pelo agradável convívio durante esta etapa.

Aos Professores José L. M. Morales e Valdeci Carneiro Jr., amigos de hoje e de sempre, nossos caminhos se cruzaram várias vezes e assim como nesta etapa, certamente estaremos juntos em outros momentos.

Aos companheiros de pós-graduação André, Cristiane, Eduardo, Fábio, Flávio, Juan, Oscar, Patrícia e Priscilla, pela amizade e companhia nesta árdua etapa.

Aos Professores Dorival A. de Mello, Rogério Chiavassa e Vitor Brum, que em diferentes épocas acreditaram na minha capacidade em momentos cruciais e, dessa forma, contribuíram de maneira singular para o meu crescimento profissional e pessoal.

À minha amiga, Ester Oliveira da Silva Müller, que se tornou minha esposa durante essa etapa, pelo companheirismo, por entender minha constante ausência e principalmente pelo apoio durante os momentos difíceis que se passaram logo no início de nosso casamento.

Ao meu irmão, o Professor Carlos Antônio Müller, o amigo de todos os momentos e conselheiro de sempre, sua sabedoria e serenidade são fonte de intermináveis diálogos que resultaram no homem que sou hoje.

Ao meu sobrinho Luiz Felipe Müller, seu nascimento, que ocorreu logo após um difícil momento, durante esta etapa, encheu de alegria a vida do meu irmão e conseqüentemente a minha.

CÁLCULO INDEPENDENTE DAS UNIDADES MONITORAS E TEMPOS DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA

Márcio Rogério Müller

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido e aplicado um sistema de verificação independente de cálculos em Radioterapia, elaborado em linguagem de programação Visual Basic™. O programa computacional executa cálculos de unidades monitoras e de tempos de tratamento, baseado no algoritmo de cálculo manual. Os cálculos executados pelo sistema independente foram inicialmente comparados aos cálculos manuais elaborados pelos físicos médicos do Instituto de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo. Nesta etapa os resultados encontrados para os mais de duzentos campos estudados foram similares aos encontrados na literatura; desvios maiores que $\pm 1\%$ foram encontrados em apenas cinco casos que envolveram erros no cálculo manual. A aplicação do sistema independente, nesta etapa, poderia ter identificado erros de até $\pm 2,4\%$. Com base nestes dados, o sistema foi validado para uso na rotina clínica. Em um segundo momento, os cálculos foram comparados aos cálculos elaborados pelo sistema de planejamento de tratamento computadorizado CadPlan™. Nestes casos, novamente, os resultados se compararam aos resultados publicados em trabalhos similares e permitiram o levantamento de patamares de aceitação das discrepâncias entre os cálculos executados pelo sistema independente e os cálculos elaborados a partir do sistema de planejamento, separados por região anatômica, conforme recomendado pela literatura recente. Para os feixes de 6 MV, os patamares de aceitação para desvios entre os cálculos de unidades monitoras, separados por região de tratamento foram os seguintes: mama $\pm 1,7\%$; cabeça e pescoço $\pm 2\%$; hipófise $\pm 2,2\%$; pélvis $\pm 4,1\%$ e tórax $\pm 1,5\%$. Para os feixes de 15 MV, o patamar sugerido para pélvis foi de $\pm 4,5\%$.

INDEPENDENT CALCULATION OF THE MONITOR UNITS AND TIMES OF TREATMENT IN RADIOTHERAPY

Márcio Rogério Müller

ABSTRACT

In this work, an independent verification system of calculations in radiotherapy was developed and applied, using Visual BasicTM programming language. The computational program performs calculations of monitor units and treatment time, based on the algorithm of manual calculation. The calculations executed for the independent system had initially been compared with the manual calculations performed by the medical physicists of the Institute of Radiotherapy of the Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo. In this step, the results found for more than two hundred fields studied were similar to those found in the literature; deviations larger than $\pm 1\%$ were found only in five cases involving errors in manual calculation. The application of the independent system, in this stage, could have identified errors up to $\pm 2,4\%$. Based on these data, the system was validated for use in clinical routine. In a second step, calculations were compared with calculations realized by the treatment computerized planning system CadPlanTM. When, again, the results were similar to those published in other works allowing to obtain levels of acceptance of the discrepancies between the calculations executed for the independent system and the calculations developed from the planning system, separated by anatomical region, as recommended according by the recent literature. For beams of 6 MV, the levels of acceptance for deviations between the calculations of monitor units, separated by treatment region were the following: breast $\pm 1.7\%$; head and neck $\pm 2\%$; hypophysis $\pm 2.2\%$; pelvis $\pm 4.1\%$ and thorax $\pm 1.5\%$. For beams of 15 MV, the level suggested for pelvis was of $\pm 4.5\%$.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Histograma apresentando a distribuição da relação dose calculada por meio manual e a dose calculada pelo sistema de planejamento Helax-TMS™ ²⁴	8
FIGURA 2 - Distribuição da (MU_{ratio}) para casos de próstata ²⁵	9
FIGURA 3 – Distribuição da (MU_{ratio}) para casos de cérebro ²⁵	10
FIGURA 4 – Distribuição dos desvios para os três programas ²⁷	12
FIGURA 5 – Observa-se na figura um objeto simulador sendo irradiado com câmaras de ionização.....	14
FIGURA 6 – Cabeçote da unidade de telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP.....	15
FIGURA 7 – Ilustração do isocentro em um equipamento de teleterapia ¹	15
FIGURA 8 – Ilustração do tratamento com distância foco-pele constante.....	17
FIGURA 9 – Ilustração de tratamento isocêntrico ¹	17
FIGURA 10 – Geometria e definição de porcentagem de dose profunda (PDP).....	19
FIGURA 11 – Geometria relacionando a porcentagem de dose profunda (PDP) com a definição da relação tecido máximo (TMR).....	21
FIGURA 12 – Cone de mama utilizado na unidade de Telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP.....	22
FIGURA 13 – Curvas de isodose geradas em simulação feita no CadPlan™.....	23
FIGURA 14 – Blocos para colimação do feixe: (a) blocos padronizados; (b) bloco conformacionado para contorno específico de um paciente.....	25
FIGURA 15 – Ilustração da aplicação do método de Clarkson ³³ , para setores de 15° graus.....	26
FIGURA 16 – Objeto simulador Blue Phantom™.....	29
FIGURA 17 – Filtros utilizados no acelerador linear 2100C: (a) da esquerda para direita, filtros de 15°, 30°, 45° e 60°; (b) filtro de 60° em destaque.....	30
FIGURA 18 – Bandeja do acelerador linear 600C.....	31
FIGURA 19 – Fluxograma descrito da etapa do programa destinada ao cálculo de tempo de tratamento para casos que utilizem o cone de mama.....	36
FIGURA 20 – Fluxograma descrito da etapa do programa destinada ao cálculo de tempo de tratamento em todas regiões, exceto mama.....	37

FIGURA 21 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador linear 600C.....	40
FIGURA 22 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos isocêntricos (SAD), no acelerador linear 600C.....	41
FIGURA 23 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador linear 2100C.....	42
FIGURA 24 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos isocêntricos (SAD), no acelerador linear 2100C.....	43
FIGURA 25 – Tela para cadastro das regiões de tratamento.....	48
FIGURA 26 – Tela inicial do sistema independente.....	49
FIGURA 27 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos isocêntricos (SAD) no acelerador linear 600C.....	50
FIGURA 28 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos isocêntricos (SAD) no acelerador linear 2100C.....	51
FIGURA 29 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 600C.....	52
FIGURA 30 – Tela de cálculo do, sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 2100C.....	52
FIGURA 31 – Tela resultante da consulta de pacientes pela letra inicial do nome.....	53
FIGURA 32 – Tela de consulta e emissão de relatório, por paciente, do sistema independente.....	53
FIGURA 33 – Tela de consulta e emissão de relatório, por região anatômica, do sistema independente.....	54
FIGURA 34 – Histograma apresentando os desvios entre os cálculos manuais de UM e os cálculos efetuados pelo sistema independente, para os feixes de 6 MV.....	55
FIGURA 35 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo de UM pelo sistema independente e os executados pelo CadPlan™, para os feixes de 6 MV.....	57
FIGURA 36 – Histogramas apresentando os desvios percentuais entre os cálculos de UM efetuados pelo sistema independente e pelo CadPlan™, para os feixes de 6 MV, separados pelas regiões anatômicas: cabeça e pescoço; hipófise; mama; e pélvis.....	58
FIGURA 37 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo manual de UM e o cálculo efetuado pelo sistema independente, para os feixes de 15 MV.....	60
FIGURA 38 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo de UM pelo sistema independente e os executados pelo CadPlan™, para os feixes de 15 MV.....	60

FIGURA 39 – Histogramas apresentando os desvios percentuais entre os cálculos de UM efetuados pelo sistema independente e pelo CadPlan™, para os feixes de 15 MV, separados por técnica de tratamento: 3, 4 e 6 campos..... 61

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Levantamento dos erros cometidos no planejamento de tratamento para o segundo grupo ²³	7
TABELA 2 - Resumo das discrepâncias entre os valores calculados pelo sistema de planejamento e por meio independente, por região de tratamento ²⁶	11
TABELA 3 – Desvios entre a dose calculada pelo STPC e por meio independente, classificados por geometria do campo ²⁸	13
TABELA 4 – Lados dos campos quadrados equivalentes (c.q.e.) a campos retangulares ³⁴	24
TABELA 5 – Valores de PDP, utilizados no cálculo manual, em um intervalo comumente usado na prática clínica.....	46
TABELA 6 – Valores de PDP, utilizados no cálculo efetuado pelo sistema independente, em um intervalo comumente usado na prática clínica.....	46
TABELA 7 – Resumo das discrepâncias entre UM calculadas manualmente e as calculadas pelo sistema independente, por região de tratamento, para os feixes 6 MV.....	56
TABELA 8 – Detalhamento dos erros cometidos nos cálculos para os campos com desvios superiores a $\pm 1,0\%$, para os feixes de 6 MV.....	56
TABELA 9 – Desvios médios e seus respectivos desvios padrão, separados por região de tratamento.....	59
TABELA 10 – Desvios médios e seus respectivos desvios padrão dos cálculos de UM para os feixes de 15 MV, separados por região de tratamento.....	62
TABELA 11 – Sugestão de patamares de desvios médios e seus respectivos desvios padrão, por região de tratamento para os feixes de 6 MV.....	62

LISTA DE SÍMBOLOS

- c.q.e. – Campo quadrado equivalente
- c.q.e.c. – Campos quadrado equivalente colimado
- D_p – Dose na profundidade p
- D_0 – Dose na profundidade de dose máxima
- D_{ar} – Dose no ar
- D_1 – Dose depositada com uso de acessório específico
- D_2 – Dose depositada sem uso de acessório específico
- $Dose_{max}$ – Dose depositada no ponto de dose máxima
- f – Distância isocêntrica
- F_b – Fator bandeja
- F_c – Fator colimador
- F_{cal} – Fator de calibração
- F_{cone} – Fator cone
- F_f – Fator filtro
- FN – Fator de normalização
- FOA – Fator “off-axis”
- F_p – Fator objeto simulador
- F_r – Fator rendimento
- FSP – Fator de espalhamento pico
- F_{icone} – Fator filtro cone
- Gy – gray, unidade usual para medida de dose
- cGy – Sub-múltiplo do Gy, o centi-gray
- $h\nu$ – Energia do fóton
- Iso – Curva de isodose
- MLC – Sistema de colimação multi-lâminas
- MU_{manual} – Unidades monitoras calculadas manualmente
- MU_{ratio} – Relação entre unidades monitoras
- MU_{STPC} – Unidades monitoras calculadas pelo sistema de planejamento

p_{\max} – Profundidade de dose máxima

PDP – Porcentagem de dose profunda

R – Rendimento

SAD – Técnica de tratamento isocêntrica

SSD – Técnica de tratamento com distância foco-pele constante

STPC – Sistema de planejamento de tratamento computadorizado

$TDose_{\max}$ – Dose total depositada no ponto de dose máxima

TMR – Relação tecido máximo

UM – Unidades Monitoras

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. CONSIDERAÇÕES INICIAIS	1
1.2. DOSE PRESCRITA E DOSE LIBERADA.....	2
1.3. OBJETIVOS.....	3
1.4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	14
2.1. EQUIPAMENTOS DE TELETERAPIA.....	14
2.2. ALGORITMO DE CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) E TEMPOS DE TRATAMENTO.....	16
2.3. TÉCNICAS DE TRATAMENTO	16
2.3.1. Tratamentos com distância foco-pele constante (SSD).....	16
2.3.2. Tratamentos isocêntricos (SAD).....	17
2.4. CARACTERIZAÇÃO DA DOSE EM PROFUNDIDADE.....	18
2.4.1. Porcentagem de dose profunda (PDP).....	18
2.4.2. Relação tecido máximo (TMR).....	19
2.4.3. Fator cone (F_{cone}).....	21
2.5. DOSE DE PRESCRIÇÃO.....	22
2.6. CARTAS E CURVAS DE ISODOSE (Iso).....	22
2.7. FATOR DE NORMALIZAÇÃO (FN).....	23
2.8. CAMPO QUADRADO EQUIVALENTE (C.Q.E.).....	23
2.9. COLIMAÇÃO DO FEIXE	24
2.10. CAMPO QUADRADO EQUIVALENTE COLIMADO (C.Q.E.C.).....	25
2.11. FATOR “OFF-AXIS” (FOA)	26
2.12. RENDIMENTO (R)	27
2.13. MUDANÇAS NO FEIXE OCASIONADAS POR OUTROS ACESSÓRIOS	27
2.13.1. Fator de espalhamento do colimador (F_c)	27
2.13.2. Fator de espalhamento do objeto simulador (F_p)	28

2.13.3.	Fator rendimento (F_r)	29
2.13.4.	Fator de atenuação do filtro (F_f)	29
2.13.5.	Fator de atenuação da bandeja (F_b)	30
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1.	EQUIPAMENTOS E SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO COMPUTADORIZADO.....	32
3.2.	CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) E TEMPO DE TRATAMENTO.....	33
3.3.	ALGORITMO PARA CÁLCULO DE TEMPO DE TRATAMENTO EM TELECOBALTOTERAPIA.....	34
3.4.	FLUXOGRAMA DESCRITIVO DA ETAPA DE CÁLCULO DE TEMPO DE TRATAMENTO EM TELECOBALTOTERAPIA.....	36
3.5.	CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) NOS ACELERADORES LINEARES.....	37
3.5.1.	Algoritmo para cálculo de unidades monitoras (UM).....	38
3.5.2.	Fluxogramas descritivos de cálculo de unidades monitoras (UM) pelo sistema independente.....	40
3.6.	CÁLCULO DA DOSE NO PONTO DE DOSE MÁXIMA ($DOSE_{MAX}$).....	43
3.7.	LEVANTAMENTO DAS DISCREPÂNCIAS ENTRE O CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) PELO SISTEMA INDEPENDENTE, OS CÁLCULOS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO E OS CÁLCULOS MANUAIS.....	45
3.8.	TRATAMENTO DAS TABELAS DE VALORES DOS PARÂMETROS FÍSICOS	45
3.9.	DETALHAMENTO DO PROGRAMA COMPUTACIONAL.....	47
3.9.1.	Cadastro de paciente, regiões de tratamento e tela inicial.....	47
3.9.2.	Cálculo de unidades monitoras (UM) para tratamentos isocêntricos (SAD).....	49
3.9.3.	Cálculo de unidades monitoras (UM) para tratamentos com distância foco- pele constante (SSD)	51
3.9.4.	Consultas e relatórios emitidos pelo sistema.....	53
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	55

4.1.	DISCREPÂNCIAS NOS CÁLCULOS DAS UNIDADES MONITORAS (UM) PARA OS FEIXES DE 6 MV	55
4.2.	DISCREPÂNCIAS ENTRE OS CÁLCULOS DE UNIDADES MONITORAS (UM) PARA OS FEIXES DE 15 MV	59
4.3.	SUGESTÃO DE PATAMARES DE DOSES DIFERENCIADOS POR REGIÃO DE TRATAMENTO.....	62
5.	CONCLUSÕES.....	64
	ANEXO A – RELATÓRIO DE PACIENTE, EMITIDO PELO SISTEMA INDEPENDENTE.	66
	ANEXO B – RELATÓRIO POR REGIÃO DE TRATAMENTO EMITIDO PELO SISTEMA INDEPENDENTE.	67
	ANEXO C – ARTIGO APRESENTADO NO III IBERIAN LATIN AMERICAN AND CARIBBEAN REGIONAL CONGRESS OF MEDICAL PHYSICS AND IX BRAZILIAN CONGRESS OF MEDICAL PHYSICS, 2004.	68
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

1. INTRODUÇÃO

1.1. CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Os experimentos de Wilhem Conrad Röntgen, professor de uma universidade alemã, com os raios catódicos, levaram-no à descoberta dos raios-X em 1885¹. A idéia de aplicar radiações ionizantes, tanto na medicina diagnóstica quanto no tratamento do câncer, foi quase imediata.

No mesmo ano, o próprio Röntgen tirou a primeira radiografia de seres humanos e, no ano seguinte, uma paciente portadora de um carcinoma de mama foi tratada com radiação ionizante. O uso de radiações ionizantes mostrou-se um bom aliado tanto no tratamento quando na cura do câncer.

Dados publicados pelo Instituto Nacional de Câncer – INCa² indicam o câncer como um dos principais problemas de saúde pública no Brasil e que, a cada ano, aumenta o número de casos dessa doença. Informações como essas remetem à necessidade premente de recursos cada vez mais eficazes para o tratamento desse tipo de doença.

A radioterapia isolada ou em conjunto com a cirurgia, ou ainda a quimioterapia, tem se mostrado um tratamento bastante eficaz, tanto no controle quanto na cura de grande parte dos diferentes tipos de câncer.

O objetivo principal da radioterapia é irradiar o volume tumoral com uma dose suficiente para eliminar o tumor, ou seja, a cura do paciente, ou ainda, diminuir o volume do tumor no denominado tratamento paliativo. Como a radiação é potencialmente danosa a todos os tecidos, todo o tratamento deve ser efetuado procurando-se evitar ao máximo os danos ocasionados aos tecidos sadios que, porventura, venham ser atingidos.

A radioterapia se divide em duas categorias: a braquiterapia e a teleterapia. A braquiterapia é o tratamento feito através de radionuclídeos na forma de fontes seladas, colocadas próximas ao volume tumoral, em contato com o tumor ou até mesmo implantadas no próprio alvo a ser tratado. O uso de fontes de radiação com distâncias grandes com relação ao paciente, quando comparadas com a braquiterapia, é conhecido como teleterapia. Os equipamentos utilizados em teleterapia operam com energias maiores que 1 MV, sendo classificados na literatura como equipamentos de megavoltagem^{1,3}.

No Brasil, existem vários serviços de radioterapia e segundo a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)⁴ foram catalogados, em 2000, 156 serviços de radioterapia que totalizam 215 equipamentos para teleterapia, sendo que 113 são equipamentos de telecobaltoterapia e 102 são aceleradores lineares. Recentemente, a aquisição de novos aceleradores lineares pelos serviços de radioterapia brasileiros tem aumentado, visando a re-equipamentação desta atividade no Brasil.

1.2. DOSE PRESCRITA E DOSE LIBERADA

Com o desenvolvimento e avanço tecnológico, a radioterapia requer que doses altas de radiação sejam liberadas no tumor com precisão cada vez maior. Segundo as recomendações da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) na Publicação 24⁵, a dose liberada não deve se desviar mais que $\pm 5\%$ da dose prescrita. Mais recentemente as novas recomendações da ICRU na Publicação 62⁶, bem como os trabalhos de Mijneer *et al.*⁷ e Wambersie *et al.*⁸ propõem que a incerteza na dose liberada não deve ser maior que $\pm 3,5\%$.

Como somente uma parte da incerteza total da dose se origina do processo de cálculo no planejamento do tratamento, a tolerância para a precisão dos sistemas de planejamento de tratamento computadorizados – SPTC, tem que ser adequadamente menor.

As incertezas na dose liberada podem ser introduzidas na fase de tratamento (incluindo a calibração da unidade de tratamento) ou durante o processo de determinação das unidades monitoras – UM, ou do tempo de tratamento para telecobaltoterapia, determinado a partir da prescrição da dose pelo radioterapeuta (preparação do tratamento).

Erros na determinação das UM, ou do tempo de tratamento, oriundos da fase de planejamento, podem afetar potencialmente todo o andamento do tratamento. Portanto, são falhas particularmente preocupantes e, sendo assim, devem ser evitadas.

Para os cálculos computadorizados das UM, acompanhados ou não por uma distribuição da dose, as incertezas podem estar mais caracterizadas como originárias dos seguintes parâmetros: dados de entrada do feixe, algoritmo de cálculo, uso incorreto do sistema e falha na transferência de dados para a ficha técnica de tratamento do paciente. Embora exista a possibilidade de que um erro de dose significativo possa se originar do algoritmo ou dos dados de entrada do feixe, o comissionamento do sistema de planejamento é projetado para minimizar este risco. Segundos os trabalhos realizados por Dunscombe *et al.*⁹ utilizando um simulador antropomórfico, as diferenças entre dose prescrita e dose liberada devem estar situadas em até $\pm 3\%$ durante o comissionamento do sistema de planejamento.

Na prática clínica, as fontes mais prováveis de erros sistemáticos na liberação da dose em pacientes individuais se originam de falhas humanas no uso do sistema de planejamento, na manipulação e transferência de dados, tais como: compreensão incorreta dos protocolos de normalização, erro de interpretação dos dados de saída do sistema e erros de transferência de dados para a ficha técnica de tratamento.

Um procedimento de garantia da qualidade no processo radioterapêutico, que verifique as unidades monitoras (UM), calculadas por um sistema de planejamento computadorizado de tratamento, é extremamente necessário para assegurar que a dose a ser liberada ao paciente seja precisa.

1.3. OBJETIVOS

Os argumentos expostos fundamentam a necessidade do desenvolvimento de uma metodologia para a verificação dos cálculos das UM realizados por sistemas de planejamento de tratamento computadorizados em radioterapia. Tais sistemas têm sido adquiridos de maneira crescente pelos serviços de radioterapia no Brasil. Dessa forma, o trabalho apresentado foi desenvolvido norteado pelos seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver um algoritmo fundamentado na prática clínica e nas recomendações da literatura recente para elaboração de um programa computacional, em linguagem de programação Visual Basic 6.0™, para o cálculo independente de UM para verificação dos cálculos efetuados por qualquer sistema de planejamento;
- Investigar a precisão do método computacional empregado pelo sistema de planejamento computadorizado de tratamento comercial CadPlan™, sistema mais comumente utilizado nos serviços de radioterapia do país;
- Construção de um bando de dados que facilite a consulta aos cálculos efetuados pelo sistema;
- Estabelecer os limites de precisão para qualquer sistema de planejamento ou até mesmo para uma nova versão a ser comissionada;
- Definir os limites de tolerância aceitáveis para o cálculo independente de UM para o sistema de planejamento em questão.

1.4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Os sistemas de planejamento de tratamento computadorizados, disponíveis comercialmente e que são freqüentemente utilizados nos serviços de radioterapia, executam o cálculo das UM ou do tempo de tratamento para a liberação da dose prescrita ao paciente.

Esses sistemas de planejamento computadorizados utilizam, na maioria dos casos, métodos e grandezas físicas diferentes daquelas usadas nos cálculos manuais das UM. Este fato é particularmente verdadeiro para os sistemas de planejamento que empregam o método de superposição e convolução em seus cálculos^{10,11}. Outros sistemas de planejamento empregam dois métodos computacionais distintos para os cálculos das UM. O primeiro método é aplicado para campos abertos, isto é, sem blocos de proteção ou “perda de tecido” no campo inteiro, e empregam fatores relativos de rendimento dos campos de radiação, relação tecido-máximo (TMR) e razões de *off-axis* (FOA)¹². O

segundo método, o de integração do feixe “pencil”, é aplicado quando existem modificadores de feixe no campo de tratamento, tais como: blocos de proteção; sistema de colimação multi-folhas (MLC); e “perda de tecido” para o cálculo das UM¹³⁻²⁰.

Desde o desenvolvimento desses métodos de cálculo para planejamento de tratamentos para feixes externos, ocorreram muitas discussões a respeito da determinação das UM por meio destes métodos. Isto acontece porque tais modelos não exigem o uso de fatores de rendimento relativos dos campos de radiação e fatores de transmissão dos filtros compensadores de tecido explicitamente medidos¹³⁻¹⁷. Frequentemente, os dados de entrada para o sistema de planejamento são reduzidos e o processo extenso de processamento do modelo ocorre no sistema de planejamento.

Além disto, na medida em que os processos de modelagem dos feixes se tornam cada vez mais complexos, torna-se difícil para o físico médico entender ou até mesmo verificar tais modelos computacionais de dose. Muitas vezes, tais sistemas de planejamento e seus modelos de feixes associados são considerados “caixas pretas” pelo usuário final – o físico médico¹⁸⁻²⁰. Para o comissionamento de tais “caixas pretas” é importante estabelecer limites de precisão, antes do seu uso clínico.

O sistema de planejamento analisado neste trabalho em particular, o CadPlanTM, utiliza as mesmas grandezas físicas e métodos de cálculo utilizados no cálculo manual do tempo de tratamento ou das unidades monitoras (UM). Para isso emprega os fatores de rendimento dos campos de radiação e fatores de transmissão dos filtros compensadores de tecido, parâmetros estes medidos por ocasião do comissionamento da unidade de tratamento.

Publicações recentes sobre garantia da qualidade em radioterapia, têm recomendando verificações rotineiras dos cálculos de UM, por meio do cálculo manual independente. Este tipo de verificação pode também aumentar a confiança na precisão do algoritmo e na integridade dos dados dos feixes utilizados, além de fornecer uma indicação das limitações da aplicação dos algoritmos de cálculo de dose convencionais empregados pelos sistemas de planejamento²¹.

Trabalhos recentes têm demonstrado a utilidade do cálculo manual como ferramenta útil de garantia da qualidade para identificação de erros sistemáticos no algoritmo do sistema de planejamento, ou ainda, erros oriundos da fase de planejamento de tratamento propriamente dito.

Recentemente, Starkschall *et al.*²² demonstraram a utilidade do cálculo independente como ferramenta de identificação de erros sistemáticos na implementação do algoritmo de cálculo do sistema de planejamento. Esta verificação das unidades monitoras calculadas e comprovadas por verificações experimentais de diversas situações de tratamento pode fornecer uma indicação das limitações da aplicação de algoritmos de cálculo da dose convencionais empregados nos sistemas de planejamento.

Duggan *et al.*²³ levantaram, durante cerca de 19 meses, os desvios entre a dose calculada pelo sistema de planejamento e a dose calculada por meio independente, sendo que alguns casos foram confirmados por dosimetria *in vivo*. Os 2328 campos estudados envolviam as seguintes regiões: cabeça, pescoço, mama, tórax, pulmão, medula, pélvis, extremidades e casos mistos. Os resultados foram divididos em três grupos.

O primeiro grupo envolvia apenas os campos de tratamento onde os desvios ficaram situados em no máximo $\pm 1\%$, sendo que nesse grupo estavam 90% dos casos. O segundo grupo abrangia os campos cujas diferenças estavam situadas na faixa de variação entre $\pm 1\%$ e $\pm 5\%$, pertenciam a este grupo quase 10% dos casos. Neste grupo, os erros humanos na computação da dose foram responsáveis pela quase totalidade dos erros, conforme relatado na TAB. 1.

TABELA 1 - Levantamento dos erros cometidos no planejamento de tratamento para o segundo grupo²³.

Erro na ficha de tratamento ou no planejamento	Exemplos	Porcentagem (%)
Fatores de planejamento	Uso incorreto ou omissão do fator de retro-espalhamento, mesa de tratamento ou fatores de espalhamento dos colimadores	36
Cálculo de unidades monitoras e tempo	Erros de cálculo de menor importância, erro de tempo em terapia superficial / ortovoltagem	32
Problemas no planejamento	Falta de correção de heterogeneidades, falta de uso de programa de tamanho de campo irregular, ponto de prescrição incorreta	9
Quadrado equivalente	Cálculo incorreto	8
Porcentagem de dose profunda	Erro de interpolação, uso de profundidade incorreta	4
Dose no isocentro	Erro na correção de dose após mudança de unidades monitoras, erro de cálculo originário da prescrição	4
Prescrição	Dose por fração inconsistente com tratamento prévio, energia não especificada	3
Correção da lei do inverso do quadrado da distância	Omitido ou feito incorretamente	3
Dose na medula	Omitido ou feito incorretamente	1

O terceiro grupo totalizava 0,3% dos casos, sendo composto de campos com desvios maiores que $\pm 5\%$. A dosimetria *in vivo* foi realizada para todos os casos com apenas uma exceção. Novamente, erros no procedimento de cálculo levaram a desvios na dose efetivamente liberada. No entanto, nestes casos, os erros chegaram a ultrapassar os 10% sendo, portanto, potencialmente perigosos.

O estudo conclui que o cálculo independente das UM é uma ferramenta imprescindível, além de indicar a dosimetria *in vivo* como complemento do procedimento de garantia da qualidade.

Leszczynski *et al.*²⁴ publicaram resultados do uso do cálculo independente como mecanismo de garantia da qualidade. O sistema tridimensional de planejamento de tratamento computadorizado comercial utilizado pelo grupo foi o Helax-TMSTM (Helax AB, Uppsala, Sweden). Os cálculos do sistema foram comparados com o cálculo

independente manual, baseado em valores de porcentagem de dose profunda (PDP), tabelas de relação tecido-objeto simulador e fatores de transmissão de filtros e de bandejas. O estudo envolveu cerca de 500 campos de tratamento divididos pelas seguintes regiões anatômicas: cérebro, cabeça, pescoço, pulmão, esôfago, mama, tórax, região supracravicular, abdômen, pélvis, próstata e reto. Os resultados indicaram que os cálculos manuais, na quase totalidade dos casos, apresentaram um desvio menor que $\pm 2\%$, conforme apresentado pelo histograma da FIG. 1.

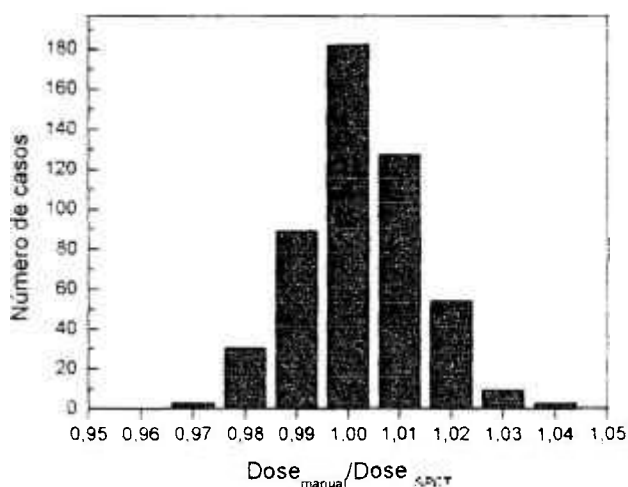


FIGURA 1 – Histograma apresentando a distribuição da relação dose calculada por meio manual e a dose calculada pelo sistema de planejamento Helax-TMSTM 24.

Os autores apontam o cálculo independente de UM como um componente vital no programa de garantia da qualidade.

Chan *et al.*²⁵ durante cerca de três anos e meio fizeram comparações entre um sistema de planejamento computadorizado comercial, o PinnacleTM (ADAC Laboratories, Milpitas, CA), e um programa independente que reproduzia os cálculos manuais independentes baseados em valores de porcentagem de dose profunda (PDP), tabelas de relação tecido-objeto simulador e fatores de transmissão de filtros e bandejas. O estudo envolveu mais de 13.500 campos de tratamento sendo divididos nos seguintes casos: próstata; reto; cérebro; e mama. Foi utilizado no artigo, como base para comparação, o estudo da relação entre as unidades monitoras calculadas pelo sistema de planejamento e

os cálculos independentes das UM executados manualmente, esta relação denominada relação entre unidades monitoras (MU_{ratio}) é definida pela equação 1.

$$MU_{ratio} = \frac{MU_{STPC}}{MU_{manual}} \quad (1)$$

em que:

MU_{STPC} - é o número de unidades monitoras calculadas pelo sistema de planejamento, e;

MU_{manual} - é o número de unidades monitoras calculadas por meio independente.

A relação entre UM para tratamentos que envolvem geometrias semelhantes às geometrias de calibração tais como os casos de próstata, por exemplo, situava-se em torno de 1,01, indicando uma discrepância de 1%, sendo que tais desvios se aproximavam em grande parte dos casos de 0,5%. Em uma pequena quantidade de feixes, a relação atingiu ou mesmo ultrapassou os 1,02, conforme verifica-se no histograma apresentado na FIG. 2.

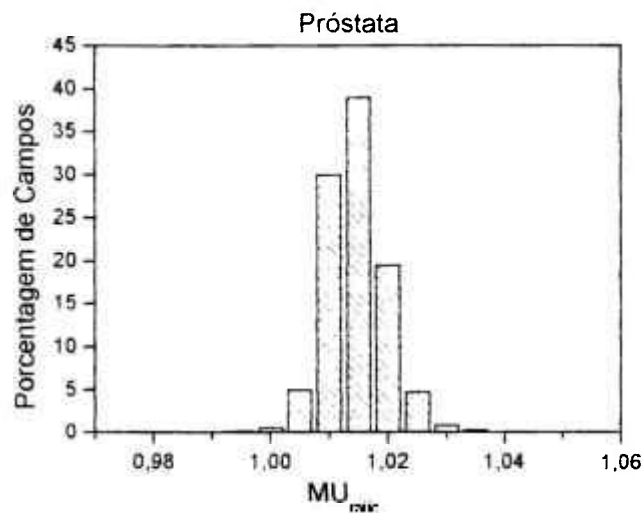


FIGURA 2 - Distribuição da (MU_{ratio}) para casos de próstata²⁵.

Em tratamentos envolvendo feixes assimétricos, que utilizam geometrias mais complexas, ou seja, mais distantes das condições de calibração, empregados em tratamentos de câncer em cérebro, a relação atinge e até mesmo ultrapassa os 1,03 o que traduz um desvio de no mínimo 3%, conforme o histograma apresentado na FIG. 3.

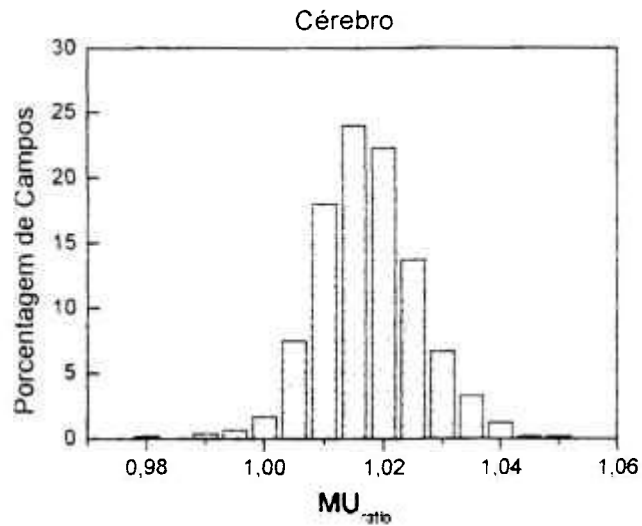


FIGURA 3 – Distribuição da (MU_{ratio}) para casos de cérebro²⁵.

O estudo conclui que, embora o cálculo executado pelo algoritmo manual seja menos preciso e se distancie do valor da dose calculada pelo sistema de planejamento e da dose efetivamente liberada, à medida que a geometria de tratamento se distancia das geometrias de calibração, ainda assim, é uma ferramenta útil na identificação de erros sistemáticos e no estabelecimento de patamares de investigação, desde que diferenciados por geometrias diferentes empregadas nos diversos tipos de tratamentos.

Um estudo comparativo feito por Haslam *et al.*²⁶, envolveu cerca de 507 casos de tratamento das seguintes regiões anatômicas: cabeça e pescoço, próstata, abdômen, pélvis feminina, reto, ânus e casos mistos em 303 pacientes. Neste estudo, foram comparados os valores de UM calculados por um sistema de planejamento de tratamento computadorizado o CORVUSTM (NOMOS Corp., Sewickley, PA) para tratamentos com intensidade modulada de feixe e um programa de verificação independente o RadCalcTM (Lifeline Software, Inc., Tyler, TX).

Os dados publicados na literatura mostraram que o cálculo independente apresenta, na média, valores 1,4% maiores que os obtidos nos cálculos executados pelo sistema de planejamento, com desvio padrão de 1,2%. Novamente os dados apresentam aumento nas diferenças entre os cálculos para geometrias mais complexas, enquanto os

cálculos envolvendo pélvis feminina se desviam 0,2% em média e casos envolvendo cabeça e pescoço atingem uma discrepância de em média 1,4%, conforme a TAB. 2.

TABELA 2 - Resumo das discrepâncias entre os valores calculados pelo sistema de planejamento e por meio independente, por região de tratamento²⁶.

Região	Desvio médio (%) ± desvio padrão (%)	Número de casos
Todos	1,4 ± 1,2	507
Cabeça e pescoço	1,4 ± 1,2	284
Próstata	1,6 ± 1,1	121
Abdômen	1,1 ± 0,6	38
Casos mistos	1,2 ± 1,4	28
Pélvis feminina	0,2 ± 1,1	22
Reto e ânus	0,6 ± 0,9	14

Novamente o cálculo independente foi recomendado como ferramenta de verificação dos cálculos executados pelo sistema de planejamento, no estabelecimento de patamares de investigação e como parte integrante do sistema de garantia da qualidade. O estudo em questão considera que, desvios maiores do que $\pm 3\%$ devem ser verificados e resolvidos antes da liberação do tratamento ao paciente. Patamares de investigação diferenciados para geometrias diferentes são recomendados.

Dahl *et al.*²⁷ compararam três programas computacionais fundamentados em diferentes algoritmos para cálculo de dose absorvida para feixes abertos e filtrados. Os dois primeiros programas tiveram algoritmos de cálculo elaborados a partir de equações para definir os parâmetros de cálculo, enquanto que o terceiro programa utiliza um algoritmo baseado nos fatores de rendimentos e fatores de transmissão explicitamente medidos. O estudo apontou o terceiro método como mais concordante com os valores de dose absorvida. O programa que utiliza o algoritmo padrão apresentou em 98,2% dos campos estudados, desvios de no máximo 0,5%; não foram encontrados desvios maiores do que 1% para este algoritmo. O primeiro e o segundo programa apresentam desvios maiores do que 2,5% em 10,7% e 7,6% dos campos respectivamente, conforme pode-se verificar no histograma apresentado na FIG. 4.

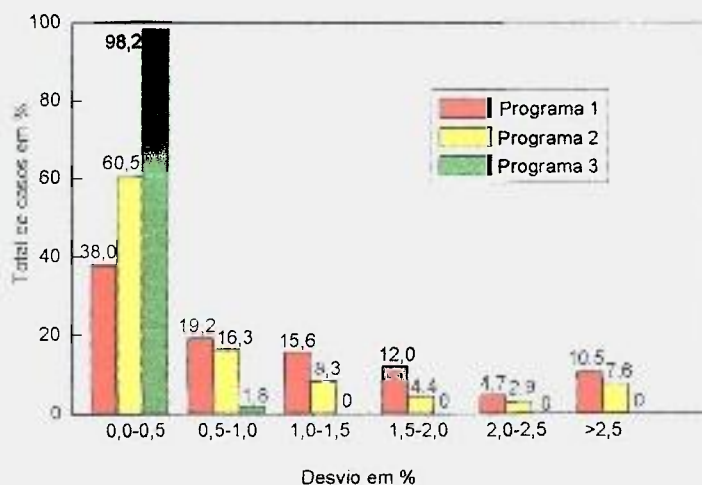


FIGURA 4 – Distribuição dos desvios para os três programas²⁷.

Nas recomendações finais, os autores concluem que o uso do cálculo independente de UM é a principal ferramenta dos mecanismos de garantia da qualidade. Diante dos resultados apresentados, a recomendação é que se utilize o cálculo pelo algoritmo manual como algoritmo de cálculo das UM.

Analogamente, Venselaar *et al.*²⁸ fizeram um levantamento comparativo entre os valores de UM calculados pelo sistema de planejamento e os valores calculados pelo algoritmo manual. Os desvios foram tabulados por geometria de campos, tais como: quadrados, retangulares, filtrados, bloqueados na parte central do campo, blocos irregulares e assim por diante, incluindo ainda campos assimétricos. A TAB. 3 apresenta alguns dos resultados obtidos.

TABELA 3 – Desvios entre a dose calculada pelo STPC e por meio independente, classificados por geometria do campo²⁸.

Número do teste	Descrição da geometria do teste	Número de pontos no teste	Desvio médio (%)	Desvio padrão (%)	Limite de confiança (%)	Tolerância (%)
1 a-c	Campos quadrados	108	0,3	0,7	1,4	3
2 a-b	Campos retangulares	72	0,7	1,1	2,3	3
3	Distância foco-pele pequena	36	0,2	0,9	1,5	3
4	Campos filtrados	54	-0,8	1,5	3,0	3
5	Campo protegido na parte central	18	-2,9	0,4	3,4	4
6	Plano fora do centro	36	1,5	1,0	3,0	3
7	Proteção irregular	18	2,4	1,4	4,5	3
8 a-b	Heterogeneidade do pulmão	22	1,4	1,1	3,1	3
8 c	Heterogeneidade de osso	14	-0,7	0,7	1,7	3
9	Incidência oblíqua	45	0,5	0,9	1,9	3
10 a-b	Falta de tecido	108	0,7	1,0	2,2	3
11	Abertura assimétrica	135	0,8	2,1	4,0	3
12	Campos assimétricos	225	3,5	4,1	9,7	4

Verifica-se um desvio médio de 0,3%, com desvio padrão de 0,7%, que foi obtido para campos quadrados, situação que reproduz as condições de comissionamento. Na medida em que as geometrias vão se afastando dessas condições, os valores de dose calculados pelo sistema de planejamento e os valores obtidos por cálculos independentes vão se distanciando, como em casos como de proteções irregulares, comuns em diversos tratamentos se distanciam em torno de 2,4%; e os feixes assimétricos em média atingem desvio de 3,5%.

A indicação do cálculo independente de UM pelo algoritmo manual como meio de validar o sistema de planejamento e como ferramenta de garantia da qualidade é feita. No entanto, os dados obtidos levaram à recomendação de patamares diferentes de aceitação diferenciados por geometrias de irradiação.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. EQUIPAMENTOS DE TELETERRAPIA

Para executar tratamentos com radiações ionizantes em Radioterapia, atualmente estão disponíveis diversos equipamentos, entre eles encontram-se os aceleradores lineares e as unidades de telecobaltoterapia.

Nos aceleradores lineares, elétrons são acelerados utilizando-se um gerador de tensão variável capaz de gerar campos elétricos variáveis em uma série de discos paralelos de forma que os elétrons atinjam altas energias. Esse feixe de elétrons pode ser utilizado diretamente em tratamentos superficiais, ou ainda, podem colidir contra um alvo de tungstênio e gerar feixes de fótons de diversas energias²⁹. Na FIG. 5 pode-se observar o acelerador linear 2100C do InRad – HC/FMUSP, durante o recente comissionamento com o uso objeto simulador Blue-Phaton, no centro da figura.



FIGURA 5 – Observa-se na figura um objeto simulador sendo irradiado com câmaras de ionização.

Nas unidades de telecobaltoterapia a radiação é emitida por uma fonte de ^{60}Co , essa fonte natural emite fótons de em média 1,25 MeV. Na FIG. 6 pode-se visualizar o cabeçote da unidade de telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP.



FIGURA 6 – Cabeçote da unidade de telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP.

Os equipamentos de teleterapia, em sua maioria, possuem a capacidade de girar a fonte de radiação, ou seja, o foco, em 360° em torno de um eixo horizontal. A intersecção deste eixo horizontal com o eixo central do feixe é o ponto virtual denominado de isocentro¹, conforme ilustrado na FIG. 7.

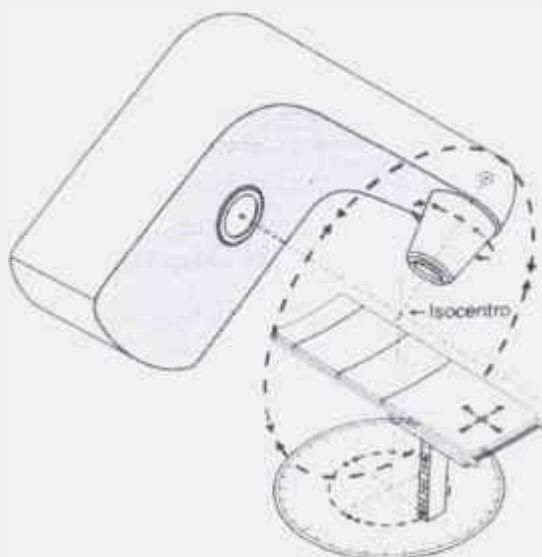


FIGURA 7 – Ilustração do isocentro em um equipamento de teleterapia¹.

A distância do foco ao isocentro é uma característica da unidade de teleterapia, no InRad – HC/FMUSP, o equipamento de telecobaltoterapia tem isocentro a 80 cm do foco, enquanto nos dois aceleradores lineares, esta distância é de 100 cm.

2.2. ALGORITMO DE CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) E TEMPOS DE TRATAMENTO

As particularidades de cada equipamento, o grande número de acessórios utilizados e as possíveis técnicas de tratamento, tornam necessária a construção de um algoritmo específico de cálculo para cada unidade de tratamento e para cada técnica de tratamento.

2.3. TÉCNICAS DE TRATAMENTO

O cálculo de unidades monitoras pelo método manual é bem estabelecido na literatura e documentos tais como os *Boocklet* 3³⁰ e 6³¹ da *ESTRO* fundamentam o algoritmo utilizado nesses cálculos. A literatura recente também apresenta conceitos básicos que possibilitam a elaboração do algoritmo de cálculo^{1,3,29,32}.

Basicamente, o cálculo depende das técnicas de tratamento que podem ser divididas em 2 categorias: isocêntrica (SAD) e com distância foco-pele constante (SSD). Além disso, depende também dos acessórios utilizados na aplicação da técnica por ocasião da liberação da dose.

2.3.1. TRATAMENTOS COM DISTÂNCIA FOCO-PELE CONSTANTE (SSD)

Se durante todo o tratamento o isocentro for posicionado na pele do paciente tem-se o tratamento com distância foco-pele constante (SSD), conforme ilustrado na FIG. 8.

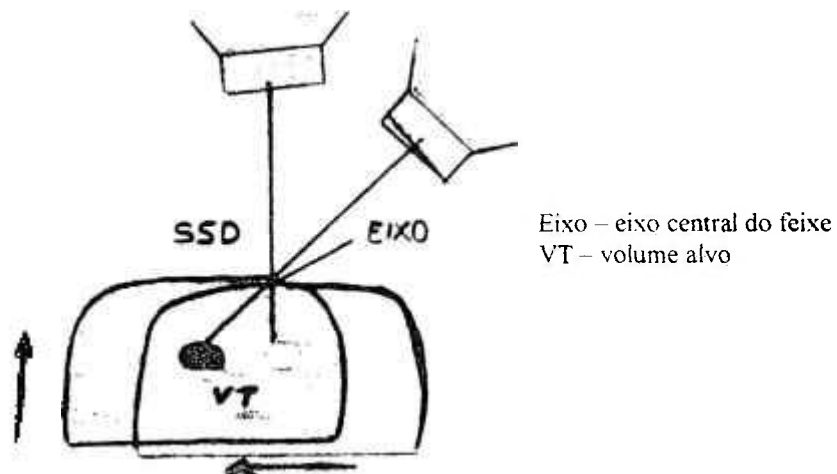


FIGURA 8 – Ilustração do tratamento com distância foco-pele constante.

Nesta técnica de tratamento a caracterização da dose em profundidade é dada pela porcentagem de dose profunda (PDP), parâmetro que será definido a seguir.

2.3.2. TRATAMENTOS ISOCÊNTRICOS (SAD)

Nesta técnica de tratamento o volume alvo é posicionado no isocentro. Dessa maneira a distância foco-pele, bem como a profundidade de tratamento, são alteradas a cada novo campo; no entanto a distância do foco ao volume alvo é mantida constante, conforme ilustrado na FIG. 9.

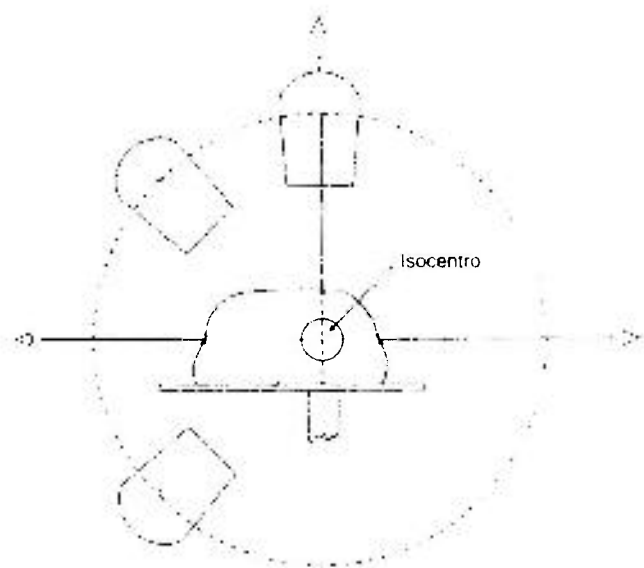


FIGURA 9 – Ilustração de tratamento isocêntrico¹

A caracterização da dose em profundidade nesta técnica de tratamento é dada pela relação tecido máximo (TMR), parâmetro que será definido a seguir.

2.4. CARACTERIZAÇÃO DA DOSE EM PROFUNDIDADE

A caracterização da dose em profundidade envolve a porcentagem de dose profunda (PDP) ou relação tecido máximo (TMR), conforme a técnica de tratamento.

O fator cone (F_{cone}), utilizado nos casos de tratamento de mama na unidade de telecobaltoterapia, é uma caracterização da dose em profundidade tomada em condições similares às condições de levantamento de porcentagem de dose profunda (PDP), porém com a presença do cone de mama.

2.4.1. PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA (PDP)

A porcentagem de dose profunda (PDP) é uma grandeza que caracteriza a distribuição de dose no eixo central através da normalização da dose em uma profundidade de referência, que é a profundidade correspondente ao valor de dose máxima, sendo que essa profundidade varia de acordo com a energia utilizada. Esta grandeza está associada ao cálculo de UM para tratamentos com distância foco-pele constante.

A porcentagem de dose profunda (PDP) pode ser definida como sendo o quociente entre a dose absorvida (D_p) em uma determinada profundidade (p) pela dose absorvida na profundidade de dose máxima, ou seja, de equilíbrio eletrônico (D_0), na forma percentual; para um campo quadrado de área (A) na superfície do objeto simulador, distância isocêntrica (f) e energia (hw), conforme a equação 2.

$$\text{PDP}(p, A, f, hw) = \left(\frac{D_p}{D_0} \right) \times 100 \quad (2)$$

A FIG. 10, detalha a definição e geometria para levantamento da porcentagem de dose profunda (PDP).

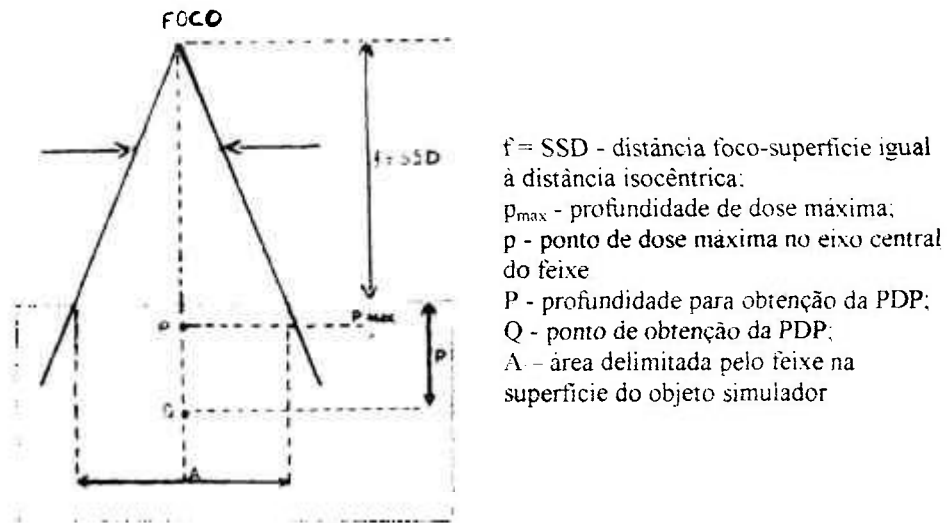


FIGURA 10 – Geometria e definição de porcentagem de dose profunda (PDP).

O valor da porcentagem de dose profunda (PDP) decresce com o aumento da profundidade. Isso se deve à atenuação sofrida pelo feixe no meio em que está sendo feita a medida e, pela lei do inverso do quadrado da distância, exceto na região de “*Build-up*” que é a região onde ocorre o aumento da dose até se atingir o valor máximo. O ponto de dose máxima varia com a energia do feixe.

2.4.2. RELAÇÃO TECIDO MÁXIMO (TMR)

A relação tecido máximo (TMR) é uma grandeza associada ao cálculo de UM em tratamentos isocêntricos, de maneira similar à porcentagem de dose profunda (PDP). Este tem por objetivo caracterizar a dose no eixo central através da normalização da dose em uma profundidade de referência. No entanto, por ocasião do comissionamento das unidades de teleterapia, o levantamento das tabelas de relação tecido máximo (TMR) é tecnicamente difícil, pois é necessária a variação da altura da coluna de água dentro do objeto simulador, ao invés da variação da profundidade câmara como é feito na porcentagem de dose profunda (PDP). Dessa forma, o valor da relação tecido máximo (TMR) é calculado a partir dos valores de porcentagem de dose profunda (PDP) corrigidos para algumas condições.

Uma das correções a serem feitas é do fator de espalhamento-pico (FSP) que é definido pela equação 3.

$$FSP = \frac{D_0}{D'_0} \quad (3)$$

em que:

D_0 - Dose na profundidade de máximo, ou seja, de equilíbrio eletrônico, e;

D'_0 - Dose no ar (mantidas as condições de equilíbrio eletrônico) na mesma posição de D_0 .

Além disso, faz-se a correção do inverso do quadrado da distância, dessa forma obtém-se o valor da relação tecido máximo (TMR) pelo cálculo apresentado na equação 4.

$$TMR(p, A_Q, hv) = \frac{PDP(p, A, f, hv)}{100} \cdot \frac{FSP(A, hv)}{FSP(A_Q, hv)} \cdot \left(\frac{f+p}{f+p_{max}} \right)^2 \quad (4)$$

em que:

$TMR(p, A_Q, hv)$ - Relação tecido máximo;

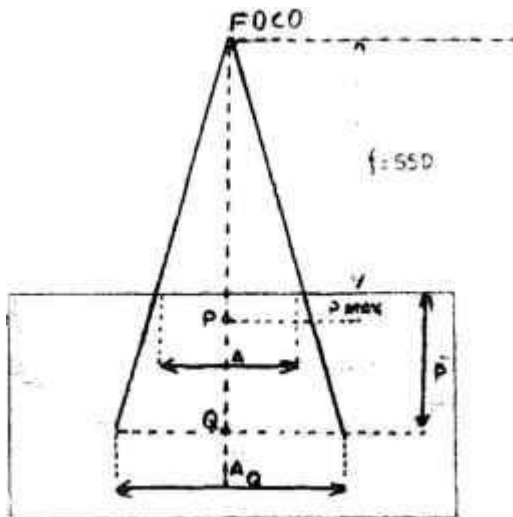
A_Q - Área do campo quadrado na profundidade Q, e;

f - Distância isocêntrica, que é de 100 cm para os aceleradores lineares;

p_{max} - profundidade de dose máxima.

Os valores de relação tecido máximo (TMR) apresentados nas tabelas disponíveis para elaboração do cálculo de UM não possuem a correção para o inverso do quadrado da distância. Essa correção é feita conforme a energia utilizada no tratamento. Dessa forma a correção foi acrescida no sistema independente na forma de mais uma grandeza denominada fator de calibração (F_{cal}). Uma vez feitos os cálculos, os valores de fator de calibração (F_{cal}) encontrados para os feixes de 6 MV e 15 MV são 1,030 e 1,057 respectivamente.

A FIG. 11 ilustra a relação entre a relação tecido máximo (TMR) e a porcentagem de dose profunda (PDP).



$f = SSD$ - distância foco-superfície igual à distância isocêntrica;
 p_{max} - profundidade de dose máxima;
 p - ponto de dose máxima no eixo central do feixe
 P - profundidade para obtenção da PDP;
 Q - ponto de obtenção da PDP;
 A - área delimitada pelo feixe na superfície do objeto simulador;
 A_Q - área delimitada pelo feixe na profundidade de obtenção da PDP.

FIGURA 11 – Geometria relacionando a porcentagem de dose profunda (PDP) com a definição da relação tecido máximo (TMR).

2.4.3. FATOR CONE (F_{cone})

Os tratamentos de mama na unidade de Telecobaltoterapia são feitos com o uso de cones específicos, denominados cones de mama. Tais cones possuem proteção de chumbo de forma que a área do campo é reduzida à metade. O lado protegido tem a função de evitar que o pulmão do paciente receba doses altas por ocasião do tratamento.

O fator cone (F_{cone}) é uma grandeza que caracteriza a distribuição de dose no eixo central de modo similar a porcentagem de dose profunda (PDP). No entanto, a tomada de dados é feita com a presença do cone de mama.

O cone de mama utilizado na unidade de telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP pode ser visto na FIG. 12.

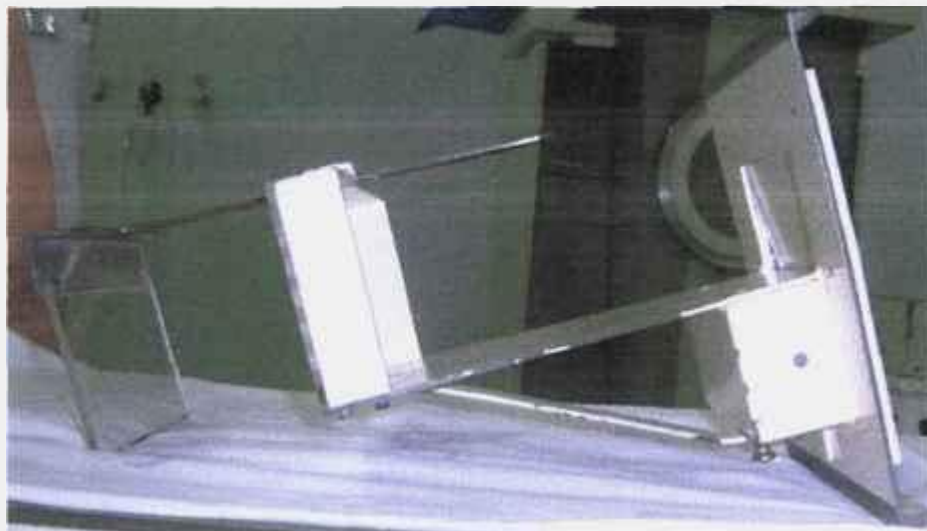


FIGURA 12 – Cone de mama utilizado na unidade de Telecobaltoterapia do InRad – HC/FMUSP.

2.5. DOSE DE PRESCRIÇÃO

É a dose terapêutica, prescrita pelo radioterapeuta responsável, a ser liberada no volume alvo para o tratamento do paciente. A unidade usual é um sub-múltiplo do gray (Gy) o centi-gray (cGy).

2.6. CARTAS E CURVAS DE ISODOSE (Iso)

As cartas de isodose caracterizam a distribuição volumétrica da dose em profundidade, possibilitando dessa maneira a visualização da distribuição da dose no volume alvo. Tais cartas são formadas por curvas de isodose, que são linhas que passam por pontos de mesma dose.

As curvas de isodose são um componente importante na tomada de decisão por parte do radioterapeuta. Em especial, em tratamentos envolvendo vários campos o físico médico, fazendo varias tentativas, posiciona os feixes e acessórios para determinar as curvas de isodose mais adequadas ao tratamento. Ao final do processo o radioterapeuta decide em qual curva de isodose a dose terapêutica será prescrita.

As curvas de isodose, geradas pelo CadPlan™, para uma simulação envolvendo um tratamento isocêntrico de pélvis em 4 campos, é apresentada na FIG. 13.

FIGURA 13 – Curvas de isodose geradas em simulação feita no CadPlan™

De posse dessas informações o radioterapeuta pode avaliar a dose em estruturas críticas e no volume alvo.

2.7. FATOR DE NORMALIZAÇÃO (FN)

O Fator de normalização (FN) é a somatória dos pesos de todos os campos. Para tratamento em que haja planejamento pelo CadPlan™ utiliza-se o valor fornecido pelo próprio sistema de planejamento.

2.8. CAMPO QUADRADO EQUIVALENTE (c.q.e.)

Dada a infinidade de combinações de aberturas de lados dos campos, todas as grandezas físicas associadas ao cálculo de UM, ou tempo de tratamento, são tomadas para campos quadrados. A transformação do campo retangular utilizado no planejamento do

tratamento, para um campo quadrado equivalente (c.q.e.) é determinada através do Método de Clarkson³³, sendo que valores obtidos a partir dessa técnica foram publicados no Suplemento 25³⁴. Tais dados foram interpolados dando origem a uma tabela, onde a abertura de lado do campo em cada um dos eixos pudesse variar de 0,5 em 0,5 cm e, em um intervalo que abrangesse desde a abertura de lado do campo de 1 até 40 cm, correspondente ao tamanho de campo máximo. A TAB. 4 apresenta um trecho dessa tabela.

TABELA 4 – Lados dos campos quadrados equivalentes (c.q.e.) a campos retangulares³⁴

Lados dos c.q.e. a campos retangulares (cm)											
Lado Maior (cm)	Lado Menor (cm)										
	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0
1,0	1,0										
1,5	1,2	1,5									
2,0	1,4	1,7	2,0								
2,5	1,5	1,8	2,2	2,5							
3,0	1,6	2,0	2,4	2,7	3,0						
3,5	1,6	2,1	2,6	2,9	3,2	3,5					
4,0	1,7	2,2	2,7	3,0	3,4	3,7	4,0				
4,5	1,7	2,2	2,8	3,2	3,6	3,9	4,3	4,5			
5,0	1,8	2,4	3,0	3,4	3,8	4,1	4,5	4,8	5,0		
5,5	1,8	2,4	3,0	3,5	4,0	4,3	4,6	5,0	5,2	5,5	
6,0	1,9	2,5	3,1	3,6	4,1	4,4	4,8	5,1	5,5	5,7	6,0

2.9. COLIMAÇÃO DO FEIXE

Em muitas técnicas de tratamento os campos de irradiação requeridos são irregulares, embora a abertura do sistema de colimação interno somente possibilite aberturas em formatos quadrados ou retangulares. Para que o campo de irradiação tome esses contornos, em geral utilizam-se blocos de chumbo padronizados, ou ainda, blocos de uma liga especial conhecida comercialmente como Cerrobend. Na FIG. 14 apresentam-se alguns desses blocos.

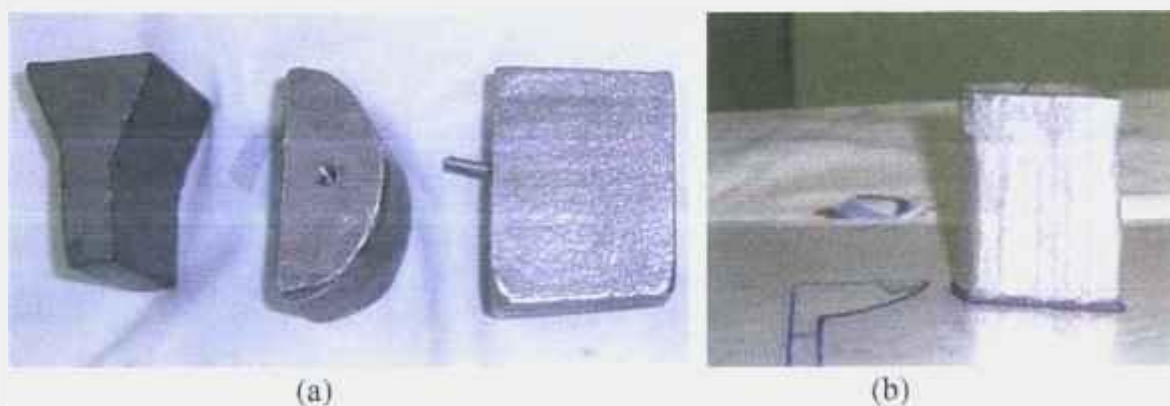


FIGURA 14 – Blocos para colimação do feixe: (a) blocos padronizados; (b) bloco conformacionado para contorno específico de um paciente.

O Cerrobend tem densidade de $9,4 \text{ g/cm}^3$ a 20°C , e ponto de fusão a 70°C^3 . Devido ao baixo ponto de fusão esta liga é tecnicamente viável para elaboração de blocos colimadores com os contornos necessários à prática clínica. A liga é liquefeita e colocada em moldes para tomar os contornos desejados, além de ser reaproveitada após o uso.

Recentemente tem sido progressiva a aquisição de colimadores de múltiplas-folhas (MLC) pelos centros de radioterapia. Esses acessórios permitem que o feixe tome os mais diversos contornos. Para isso o sistema é dotado de 64 ou 128 lâminas, com espessura variando de 0,5 a 1 cm, que ficam posicionadas na saída do feixe. Cada uma das lâminas possui um mecanismo de abertura independente.

Dentre as inúmeras vantagens do uso dos colimadores de múltiplas-lâminas (MLC) destacam-se a possibilidade de tratamentos dinâmicos, dado que o formato do campo pode variar com o equipamento em rotação e rapidez de sua aplicação.

Os equipamentos de teleterapia do InRad – HC/FMUSP não possuem colimadores de múltiplas-lâminas (MLC).

2.10. CAMPO QUADRADO EQUIVALENTE COLIMADO (c.q.e.c.)

Devido às formas irregulares adquiridas pelo campo de irradiação, não é possível encontrar valores de campos quadrados equivalentes para tais formas em tabelas.

Nestes casos utiliza-se o algoritmo de Clarkson³³, que computa a quantidade de radiação espalhada pelo feixe em cada um dos setores com mesmo ângulo, fazendo uso de relação tecido-ar (TAR). A FIG. 15 ilustra a aplicação desse método utilizando setores espaçados de 15°, as partes rachuradas representam as proteções utilizadas.

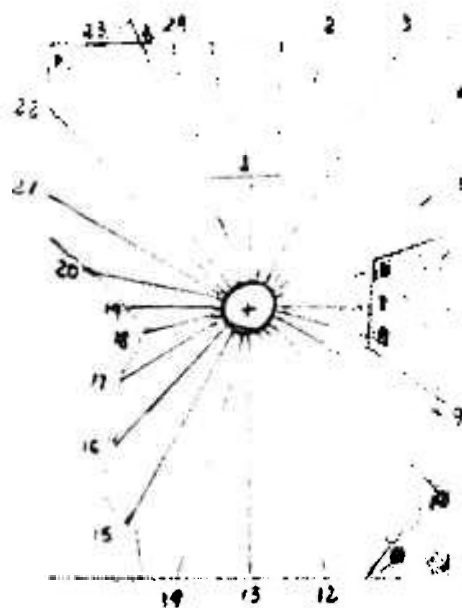


FIGURA 15 – Ilustração da aplicação do método de Clarkson³³, para setores de 15° graus.

O valor do campo quadrado equivalente colimado (c.q.e.c.) é calculado baseado no campo quadrado equivalente e nas colimações interpostas no feixe. Na rotina do InRad – HC/FMUSP esse cálculo é executado pelo físico médico, em geral baseado em sua experiência adquirida ao longo do tempo.

O sistema independente desenvolvido neste trabalho, não tem por objetivo executar este cálculo. O cálculo do valor do campo quadrado equivalente colimado (c.q.e.c) é feito a parte do sistema e inserido diretamente pelo físico médico.

2.11. FATOR “OFF-AXIS” (FOA)

Em muitos tratamentos, devido aos contornos da região anatômica, o posicionamento do paciente é tal que volume alvo não fica localizado diretamente no eixo

central do feixe, dessa forma a taxa de dose sofre uma variação. O fator “off-axis” (FOA) corrige a taxa de dose devido a distância do volume alvo em relação ao feixe central.

2.12. RENDIMENTO (R)

A taxa de dose emitida por uma por uma fonte natural diminui com o passar do tempo. Na unidade de telecobaltoterapia o decaimento temporal da fonte de ^{60}Co é calculado pela equação 5.

$$R = R_0 \cdot e^{\left[\frac{-\ln(2)t}{T_{1/2}} \right]} \quad (5)$$

em que:

R - Rendimento, ou taxa de dose, em cGy/min;

R_0 - Rendimento da fonte na data da instalação, em cGy/min;

t - tempo decorrido da data da instalação da fonte e a data do planejamento, em dias;

$T_{1/2}$ - Meia vida, no caso do ^{60}Co é de 5,261 anos;

2.13. MUDANÇAS NO FEIXE OCASIONADAS POR OUTROS ACESSÓRIOS

A presença de qualquer acessório entre o foco e o volume alvo resultará em mudança na taxa de dose. A seguir é apresentada uma descrição detalhada desses acessórios e das correções a serem feitas no cálculo das UM ou tempos de tratamento.

2.13.1. FATOR DE ESPALHAMENTO DO COLIMADOR (F_c)

O sistema interno de colimação dos equipamentos de teleterapia produz espalhamento do feixe de radiação e, conseqüentemente, altera o valor da taxa de dose. Essa variação depende da energia do feixe e da abertura do sistema de interno de colimação.

O fator de espalhamento do colimador (F_c) é a grandeza física que quantifica a variação na taxa de dose devido à presença do sistema de colimação interno do

equipamento irradiador. É definida como a razão entre a dose em um determinado campo e a dose no campo de referência (10cm x 10cm) em condições isocêntricas, ou seja, a 100 cm de distância da fonte para os aceleradores lineares e, a 80 cm para a unidade de Telecobaltoterapia, no caso específico do InRad – HC/FMUSP.

Os valores do fator de espalhamento do colimador (F_c) são característicos de cada equipamento. Por ocasião do comissionamento da unidade, curvas desses valores são levantadas para os diversos tamanhos de campo quadrados e profundidades, variando conforme a capacidade do sistema dosimétrico e da unidade de tratamento. No entanto, são encontradas na literatura tabelas desses valores para avaliar o aceite destas medidas³⁴.

2.13.2. FATOR DE ESPALHAMENTO DO OBJETO SIMULADOR (F_p)

O objeto simulador faz parte do sistema dosimétrico. Sua presença, por ocasião do levantamento das grandezas utilizadas no cálculo das unidades monitoras, provoca variação na taxa de dose.

O fator de espalhamento do objeto simulador (F_p) é a grandeza física que quantifica a variação na dose depositada devido à presença do objeto simulador, pertencente ao sistema dosimétrico utilizado. O fator de espalhamento do objeto simulador (F_p) pode ser definido como o quociente entre a taxa de dose no objeto simulador para um dado campo (D_0), na profundidade de dose máxima, e taxa de dose no ar (D_{ar}) em condições idênticas. Esses valores são normalizados para a abertura de campo correspondente a um campo de 10 cm x 10 cm. A equação 6 apresenta a definição do fator de espalhamento do objeto simulador (F_p).

$$F_p = \frac{D_0}{D_{ar}} \quad (6)$$

Um objeto simulador, o Blue PhantomTM, utilizado durante o comissionamento do acelerador linear 2100C do InRad – HC/FMUSP, é apresentado na FIG. 16.

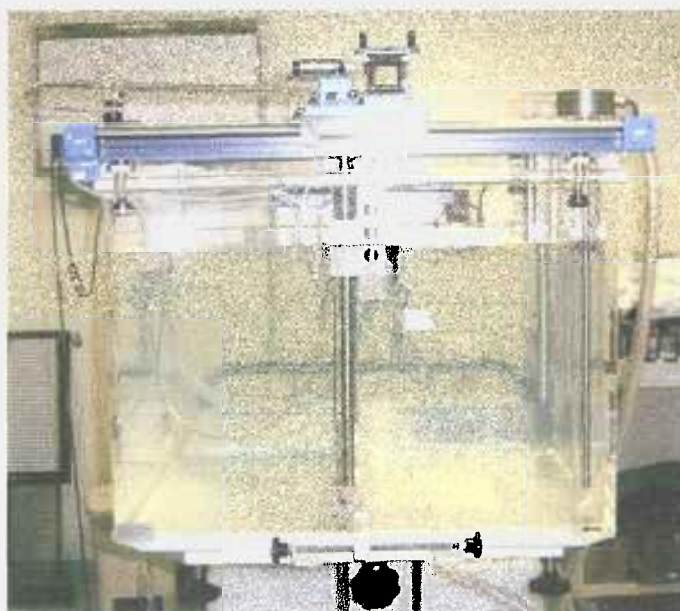


FIGURA 16 – Objeto simulador Blue Phantom™.

2.13.3. FATOR RENDIMENTO (F_r)

No acelerador linear 2100C, as medidas do fator de atenuação do sistema interno de colimação (F_c) e do fator de atenuação do objeto simulador (F_p) são reunidos em uma única grandeza o fator de rendimento (F_r).

2.13.4. FATOR DE ATENUAÇÃO DO FILTRO (F_f)

Os filtros compensadores de tecido são muito usados no ajuste das cartas de isodose, sendo que tais filtros são absorvedores colocados entre a saída do feixe e o paciente. Seu posicionamento deve ser tal que a distância entre o filtro e o paciente seja de no mínimo 30 cm. Dessa maneira evita-se que a contaminação de elétrons ocasionada pela presença do absorvedor atinja a pele do paciente. Os equipamentos de teleterapia possuem dispositivos para encaixe de tais filtros nas distâncias apropriadas.

O uso desses filtros provoca, conforme mencionado, atenuação do feixe, ou seja, diminuição na taxa de dose, sendo que o fator filtro (F_f) será responsável pela

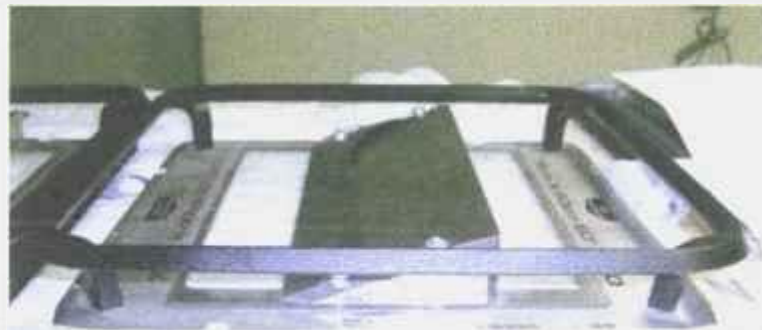
compensação dessa atenuação. Nos cálculos das UM, pode-se definir o fator filtro (F_f) como o quociente entre a taxa de dose para uma determinada abertura de feixe e profundidade com a presença do filtro (D_2), e a taxa de dose obtida nas mesmas condições sem a presença do mesmo (D_1). Sendo o fator é obtido pela equação 7.

$$F_f = \frac{D_2}{D_1} \quad (7)$$

Alguns exemplos de filtros utilizados no acelerador linear 2100C do InRad – HC/FMUSP, são apresentados na FIG. 17.



(a)



(b)

FIGURA 17 – Filtros utilizados no acelerador linear 2100C: (a) da esquerda para direita, filtros de 15°, 30°, 45° e 60°; (b) filtro de 60° em destaque.

2.13.5. FATOR DE ATENUAÇÃO DA BANDEJA (F_b)

A bandeja, geralmente feita de acrílico, é um acessório utilizado para suportar os blocos de proteção, sendo que sua presença resulta em atenuação do feixe, ou seja, diminuição na taxa de dose. O fator bandeja (F_b) faz a compensação dessa atenuação.

Podemos definir o fator bandeja (F_b) como o quociente entre a taxa de dose para uma determinada abertura de feixe e profundidade com a presença da bandeja (D_2), e a taxa de dose obtida nas mesmas condições sem sua presença (D_1). Sendo determinada pela equação 8.

$$F_b = \frac{D_2}{D_1} \quad (8)$$

Na FIG. 18 pode-se visualizar a bandeja do acelerador linear 600C do InRad – HC/FMUSP.

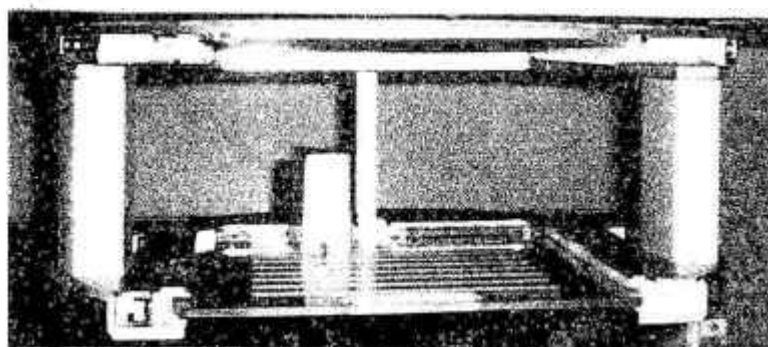


FIGURA 18 – Bandeja do acelerador linear 600C.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. EQUIPAMENTOS E SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO COMPUTADORIZADO

Este trabalho foi desenvolvido no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - InRad / HC-FMUSP, que conta com três equipamentos de teleterapia, sendo:

- Um equipamento de telecobaltoterapia Megatron S que utiliza uma fonte de Cobalto-60 (^{60}Co);
- Um acelerador linear modelo CLINAC – 600C da Varian, que opera com energia de fótons de 6 MV;
- Um acelerador linear modelo CLINAC – 2100C da Varian, que opera com energias de fótons 6 e 15 MV.

O planejamento do tratamento e o cálculo de UM para os aceleradores é efetuado pelo sistema computadorizado de planejamento de tratamento computadorizado comercial CadPlanTM e verificado por cálculo manual.

Os dados apresentados neste trabalho foram obtidos a partir dos cálculos de UM efetuados pelo sistema de planejamento de tratamento comercial CadPlanTM, pelos cálculos manuais elaborados pelos físicos médicos do hospital e os cálculos gerados pelo programa de verificação independente, desenvolvido neste trabalho.

3.2. CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) E TEMPO DE TRATAMENTO

A etapa inicial do trabalho foi constituída da elaboração do algoritmo de cálculo independente de UM e tempo de tratamento, para os equipamentos de teleterapia do InRad – HC/FMUSP.

Nesse serviço de radioterapia a verificação do cálculo de tempo de tratamento é feita pelo algoritmo manual, conforme recomendado pela literatura e reafirmado por publicações recentes²²⁻²⁸.

Para efetuar o cálculo do tempo de tratamento, levam-se em conta os seguintes parâmetros: a dose prescrita, o número de campos e seus respectivos pesos, as curvas de isodose, os fatores de rendimento, os fatores de transmissão de filtros, compensadores e demais acessórios. No caso da unidade de telecobaltoterapia ainda é necessário, contabilizar o decaimento temporal da atividade da fonte de Cobalto-60 (^{60}Co).

Esses parâmetros são medidos explicitamente por ocasião do comissionamento da unidade de tratamento para diversas aberturas de campo e profundidades. Esses dados são disponibilizados em tabelas que serão consultadas por ocasião da elaboração do cálculo independente.

Valores médios dessas grandezas para vários tipos de equipamentos são publicados na literatura, tais como os utilizados nesse trabalho, publicados no Suplemento 25³⁴. Tais dados podem servir para avaliar o aceite dos dados obtidos no comissionamento, ou até mesmo para empregá-los na prática clínica no caso de fontes de Cobalto-60 (^{60}Co).

Dadas as particularidades de cada equipamento, a grande variedade de acessórios e os diversos tipos de tratamento, as combinações possíveis de campos resultam em um grande número de possibilidades para liberação da dose por ocasião do tratamento. Como os cálculos de UM e tempos de tratamento serão executados por um programa computacional, o mesmo foi subdividido de forma a comportar todas essas possibilidades. A seguir é apresentada uma descrição detalhada do algoritmo utilizado para os cálculos de UM e de tempo de tratamento.

3.3. ALGORITMO PARA CÁLCULO DE TEMPO DE TRATAMENTO EM TELECOBALTOTERAPIA

O fato do isocentro do equipamento de telecobaltoterapia estar localizado a uma distância de 80 cm do foco do aparelho, torna os tratamentos isocêntricos (SAD) tecnicamente difíceis, quando não inviáveis, devido aos contornos do paciente. Este equipamento é utilizado quase que exclusivamente para casos de tratamento com uso do cone de mama, cabeça e pescoço. Nestes casos em particular, utilizam-se tratamentos com distância foco-pele constante (SSD).

O algoritmo para cálculo do tempo de tratamento, para a unidade de telecobaltoterapia, foi subdividido em dois casos: com uso do cone de mama e outros.

Nos tratamentos que utilizam o cone de mama, o tempo de tratamento depende ainda do fator de transmissão do cone utilizado na profundidade de tratamento e das curvas de isodose geradas pelo CadPlanTM ou elaboradas manualmente pelo próprio físico médico. O fator de isodose é inserido no programa independente diretamente pelo físico médico, sendo que o levantamento dessas curvas foge ao escopo desse trabalho.

Além desses fatores, levam-se em conta o rendimento da máquina (isto é, taxa de dose na profundidade de dose máxima) e o uso de filtro específico para cone de mama. Tais particularidades levam à construção de um algoritmo específico. Para esses casos o cálculo de tempo de tratamento é executado pela aplicação da equação 9.

$$\text{Tempo} = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN}/100) \cdot (\text{Iso}/100) \cdot F_{\text{cone}} \cdot F_{\text{fcone}} \cdot R} \quad (9)$$

em que:

Tempo – Tempo de tratamento, em minutos;

Dose – Dose prescrita, em cGy;

Peso – Peso atribuído ao campo em questão;

FN – Fator de normalização, que é a somatória dos pesos de todos os campos, para tratamento em que haja planejamento pelo CadPlanTM, sendo que o valor utilizado é o fornecido pelo próprio sistema de planejamento;

Iso – Curva de isodose escolhida pelo radioterapeuta para o tratamento, elaborada pelo físico-médico manualmente ou com o auxílio do CadPlan™;

F_{cone} – Fator cone, ou seja, dose na profundidade de tratamento devido ao uso do cone específico para tratamento de mama, dado em porcentagem;

F_{fcone} - Fator filtro cone, análogo ao fator filtro, no entanto, tomado com a presença do cone de mama;

R – Rendimento da fonte, corrigido para a data do tratamento, devido ao decaimento atividade da fonte de ^{60}Co , dado em cGy/min.

Nos cálculos de tempos de tratamento para as demais regiões anatômicas existe uma grande variedade de possibilidades. Todas as demais combinações, com exceção do tratamento com uso do cone de mama, envolvendo as possíveis aberturas de campo, as profundidades de tratamento, o número de campos e o uso de acessórios são calculadas pela equação 10.

$$\text{Tempo} = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN } 100) \cdot (\text{PDP } 100) \cdot F_c \cdot F_p \cdot F_f \cdot F_b \cdot \text{FOA} \cdot R} \quad (10)$$

em que:

PDP – Porcentagem de dose profunda, dose na profundidade de tratamento em relação à dose na profundidade de dose máxima, no caso do ^{60}Co igual a 0,5 cm, dado em porcentagem;

F_c – Fator espalhamento do colimador, que corrige a dose devido ao espalhamento originário do sistema interno de colimação do aparelho;

F_p – Fator objeto simulador, corrige a dose devido ao espalhamento ocasionado pelo objeto simulador, utilizado durante a tomada de dados por ocasião do comissionamento;

F_f – Fator filtro, correção devido à atenuação do feixe ocasionada pela presença de filtro;

F_b – Fator Bandeja, correção devido à atenuação sofrida pelo feixe devido à presença da bandeja, e;

FOA – Fator “off-axis”, que é a correção devido ao deslocamento do volume alvo em relação ao eixo central do feixe.

3.4. FLUXOGRAMA DESCRITIVO DA ETAPA DE CÁLCULO DE TEMPO DE TRATAMENTO EM TELECOBALTOTERAPIA

Os tratamentos em Telecobalterapia foram divididos em dois casos: mama e outros detalhados nos fluxogramas das FIG. 19 e 20 respectivamente.

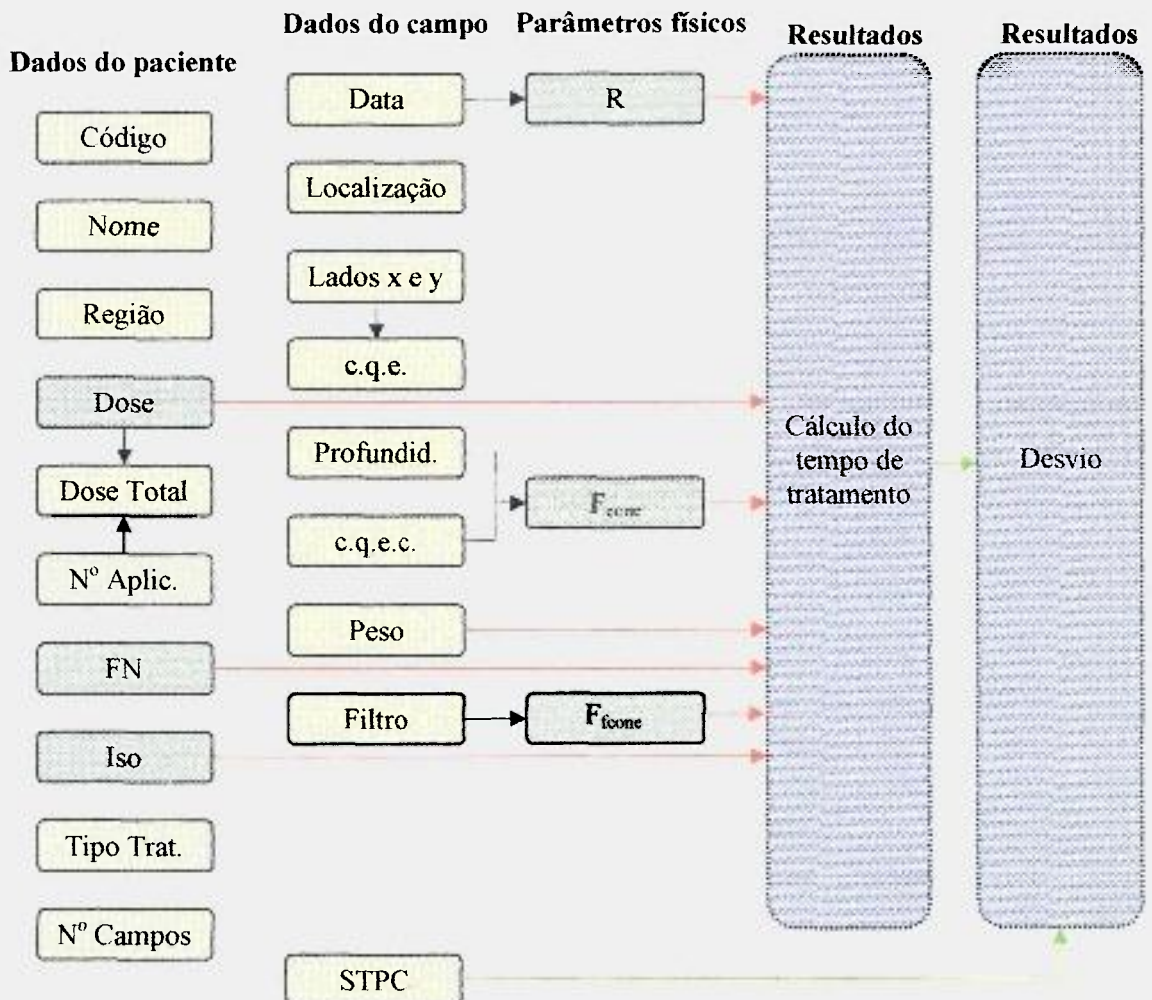


FIGURA 19 – Fluxograma descrito da etapa do programa destinada ao cálculo de tempo de tratamento para casos que utilizem o cone de mama.

Os parâmetros destacados em verde são utilizados diretamente no cálculo do tempo de tratamento. Os demais serão utilizados, tanto para alimentar o banco de dados e permitir a emissão de relatórios, quanto para possibilitar ao sistema consultar as tabelas dos referidos parâmetros.

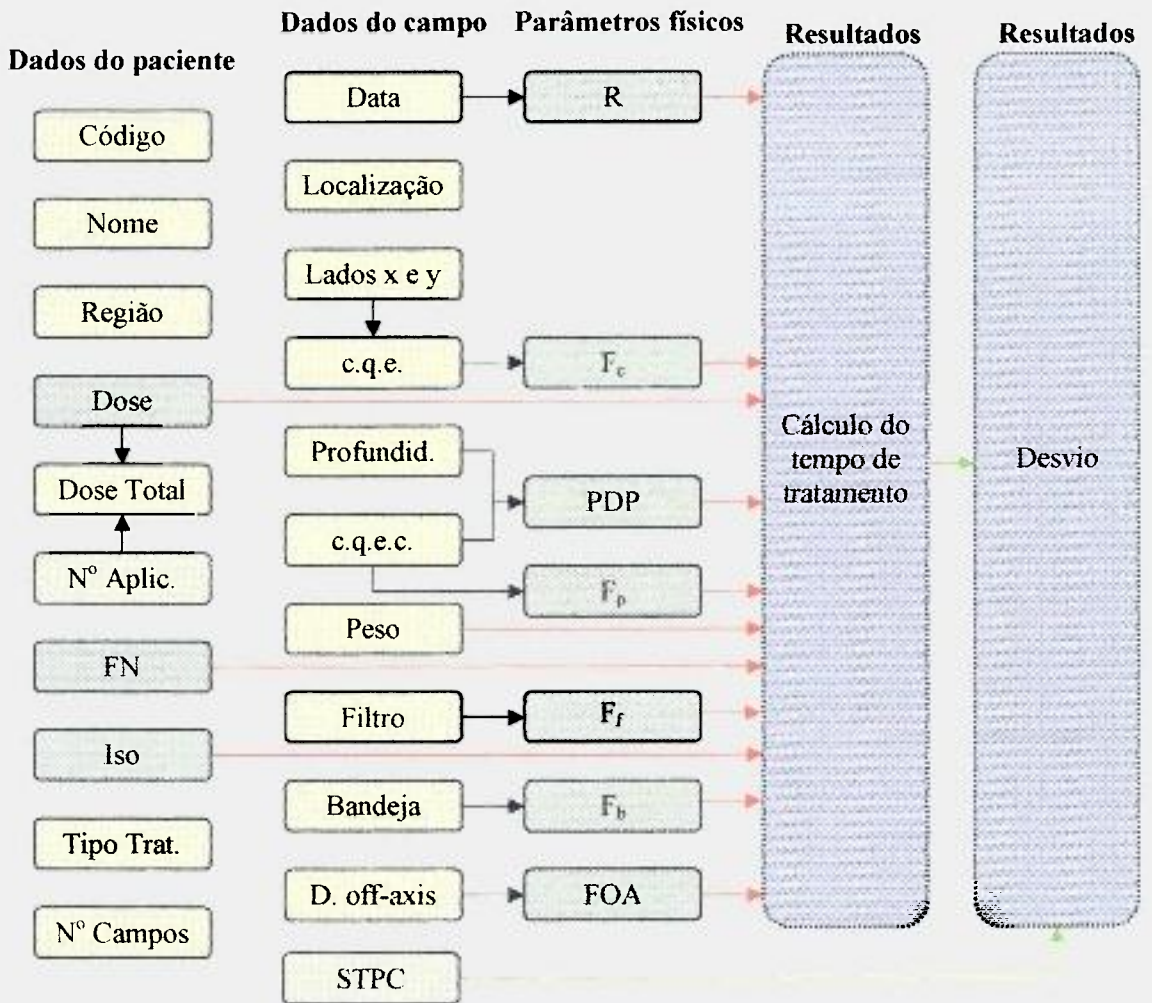


FIGURA 20 – Fluxograma descrito da etapa do programa destinada ao cálculo de tempo de tratamento em todas regiões, exceto mama.

3.5. CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) NOS ACELERADORES LINEARES

No caso dos dois aceleradores lineares do serviço de radioterapia no qual foi realizado este trabalho, foram necessárias quatro equações para incluir todos as possibilidades de tratamento. No entanto, vale ressaltar que os valores para cada um dos parâmetros físicos são característicos da energia utilizada no tratamento. Sendo assim, as tabelas a serem utilizadas são particulares de cada energia e de equipamento. Dessa forma o programa foi subdividido para atender às energias de fótons disponíveis nos aceleradores lineares em questão.

3.5.1. ALGORITMO PARA CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM)

No acelerador linear 600C os tratamentos isocêntricos (SAD) constituem a maioria dos casos, e tais tratamentos são facilitados pela distância foco-superfície ser de 100 cm. Para esses tratamentos, utiliza-se a equação 11 para o cálculo das unidades monitoras.

$$UM = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN} \cdot 100) \cdot (\text{Iso} / 100) \cdot \text{TMR} \cdot F_{\text{cal}} \cdot F_c \cdot F_p \cdot F_b \cdot F_f \cdot \text{FOA}} \quad (11)$$

em que:

UM – Número de unidades monitoras;

Dose – Dose prescrita, em cGy;

Peso – Peso atribuído ao campo em questão;

FN – Fator de normalização, que é a somatória dos pesos de todos os campos, para tratamento em que haja planejamento pelo CadPlanTM, sendo que o valor utilizado é o fornecido pelo sistema de planejamento;

Iso – Curva de isodose escolhida pelo radioterapeuta para o tratamento, elaborada pelo físico-médico manualmente ou com o auxílio do CadPlan;

TMR – Relação tecido máximo, que é a caracterização da dose a 100 cm de distância do foco na profundidade de tratamento em relação à profundidade de máximo, que é de 1,5 cm para os feixes de 6MV e de 2,8 para os feixes de 15 MV;

F_{cal} – Fator de calibração, característico da energia do feixe a ser utilizada;

F_c – Fator espalhamento do colimador, que corrige a dose devido ao espalhamento originário do sistema interno de colimação do aparelho;

F_p – Fator objeto simulador, corrige a dose devido ao espalhamento ocasionado pelo objeto simulador, utilizado durante a tomada de dados por ocasião do comissionamento;

F_b – Fator Bandeja, correção devido à atenuação sofrida pelo feixe devido à presença da bandeja;

F_f – Fator filtro, correção devido à atenuação do feixe ocasionada pela presença de filtro, e;

FOA – Fator “off-axis”, que é a correção devido ao deslocamento do volume alvo em relação ao eixo central do feixe.

Nos tratamentos executados no acelerador 600C feitos com a técnica distância foco-pele constante (SSD), uma equação similar foi utilizada, dessa forma o cálculo de UM é obtido pela equação 12.

$$UM = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN } 100) \cdot (\text{Iso } 100) \cdot (\text{PDP } 100) \cdot F_{\text{cal}} \cdot F_c \cdot F_p \cdot F_b \cdot F_f \cdot \text{FOA}} \quad (12)$$

em que:

PDP – Porcentagem de dose profunda, dose na profundidade de tratamento em relação à dose na profundidade de dose máxima, no caso do ^{60}Co igual a 0,5 cm, dado em porcentagem.

No acelerador linear 2100C, os tratamentos com distância foco-superfície são calculados pela equação 13.

$$UM = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN } 100) \cdot (\text{Iso } 100) \cdot \text{TMR} \cdot F_{\text{cal}} \cdot F_r \cdot F_b \cdot F_f \cdot \text{FOA}} \quad (13)$$

em que:

F_r – Fator de rendimento, correção da atenuação devido ao sistema interno de colimação e da presença do objeto simulador utilizado por ocasião do comissionamento;

Nos tratamentos com distância foco-pele constante (SSD) executados no acelerador linear 2100C, os valores de UM são obtidos pela equação 14.

$$UM = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{(\text{FN } 100) \cdot (\text{Iso } 100) \cdot (\text{PDP } 100) \cdot F_{\text{cal}} \cdot F_r \cdot F_b \cdot F_f \cdot \text{FOA}} \quad (14)$$

3.5.2. FLUXOGRAMAS DESCRITIVOS DE CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) PELO SISTEMA INDEPENDENTE

As relações entre as entradas dos dados do paciente e do tratamento e os parâmetros físicos utilizados no cálculo, elaborados a partir do algoritmo manual separados por equipamento e técnica de tratamento, são apresentados nas FIG. 21, 22, 23, 24.

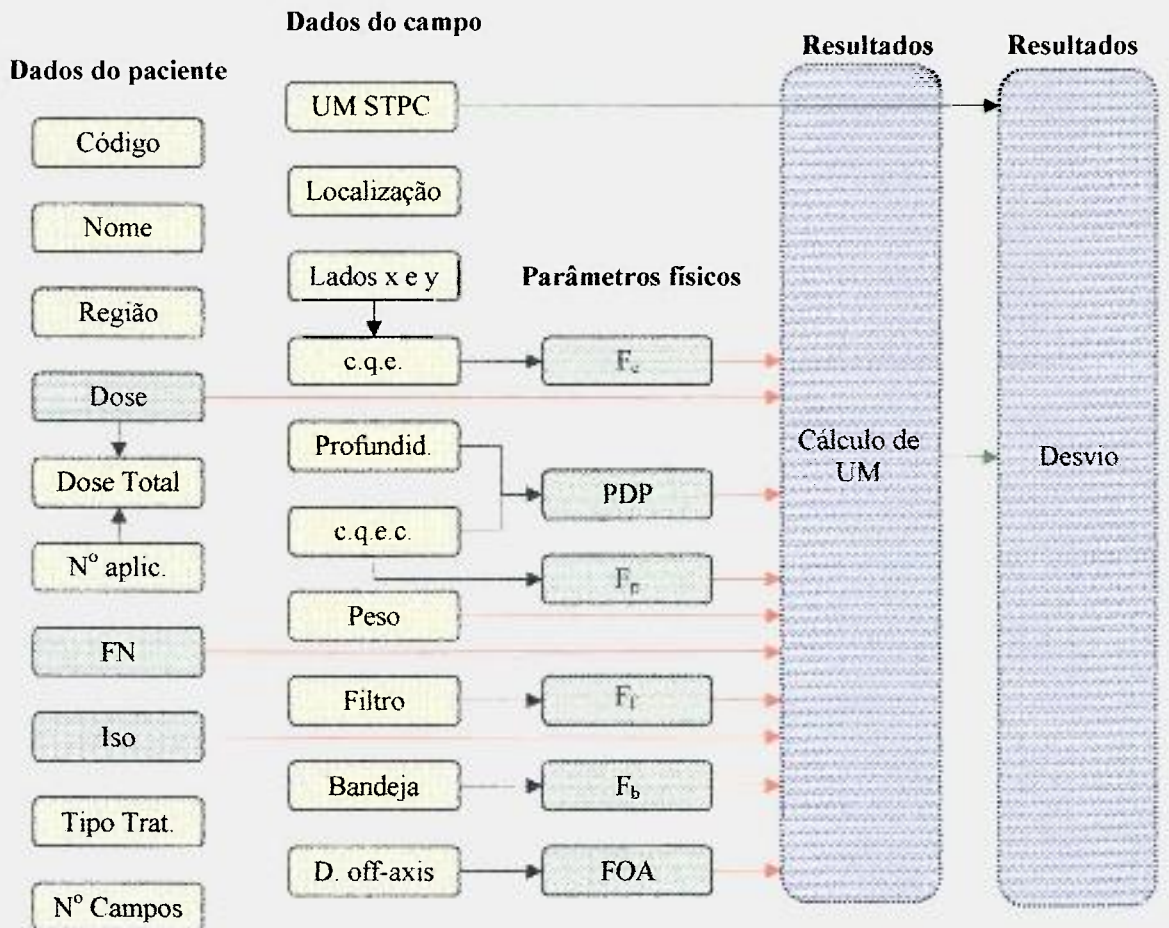


FIGURA 21 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador linear 600C.

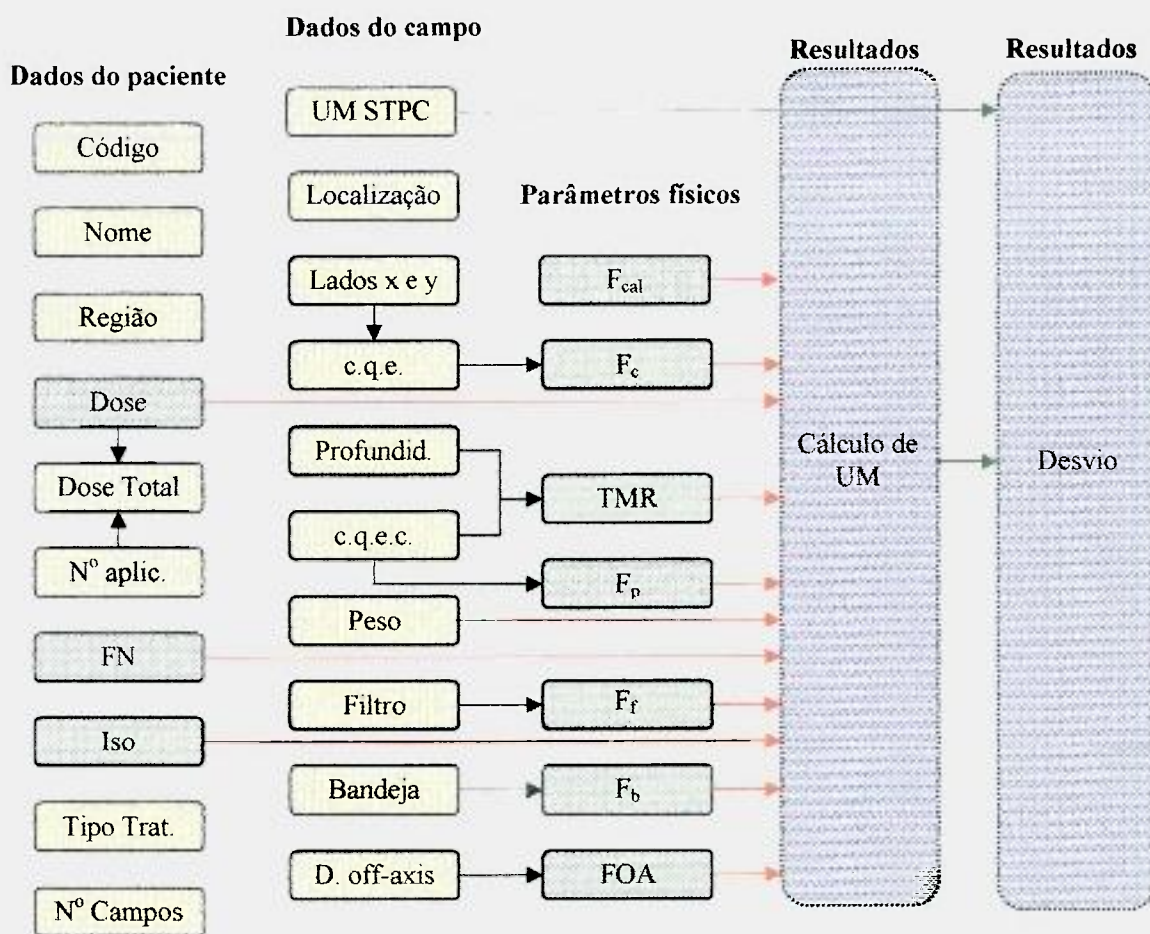


FIGURA 22 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos isocêntricos (SAD), no acelerador linear 600C.

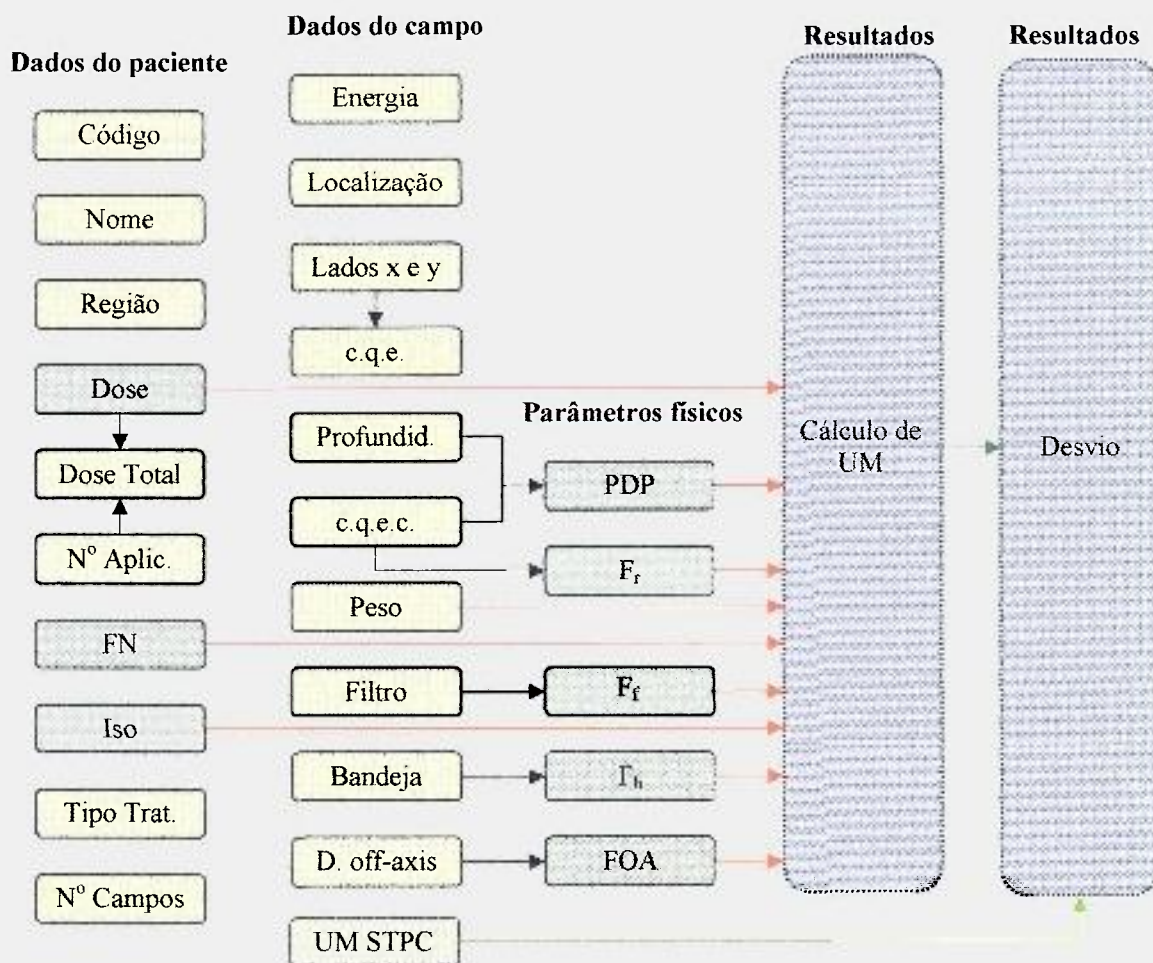


FIGURA 23 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador linear 2100C.

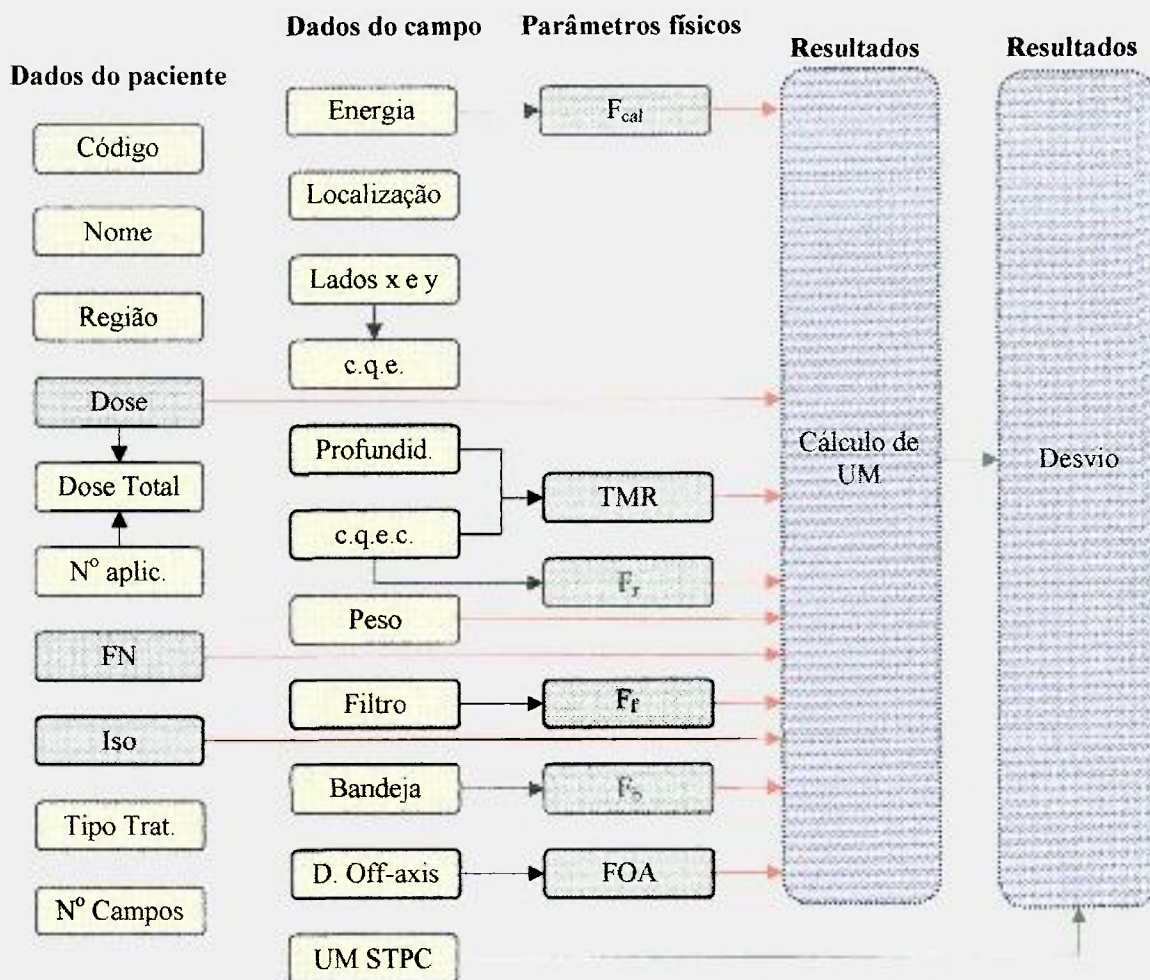


FIGURA 24 – Fluxograma descritivo do cálculo de UM para tratamentos isocêntricos (SAD), no acelerador linear 2100C.

3.6. CÁLCULO DA DOSE NO PONTO DE DOSE MÁXIMA ($Dose_{máx}$)

O cálculo da dose no ponto de dose máxima ($Dose_{máx}$), embora não seja utilizado neste trabalho para fins comparativos, é apresentada pelo sistema devido ao seu uso na prática clínica.

O cálculo da dose máxima para tratamentos isocêntricos (SAD) é efetuado pela equação 15.

$$Dose_{max} = \frac{Dose \cdot Peso}{(FN \cdot 100) \cdot (Iso \cdot 100) \cdot TMR} \cdot \left(\frac{f + p_{max}}{100} \right)^{-2} \quad (15)$$

em que:

Dose – Dose prescrita, em cGy;

Peso – Peso atribuído ao campo em questão;

FN – Fator de normalização, que é a somatória dos pesos de todos os campos, para tratamento em que haja planejamento pelo CadPlan™, sendo que o valor utilizado é o fornecido pelo sistema de planejamento;

Iso – Curva de isodose escolhida pelo radioterapeuta para o tratamento, elaborada pelo físico-médico manualmente ou com o auxílio do CadPlan™;

TMR – Relação tecido máximo, que é a caracterização da dose a 100 cm de distância do foco na profundidade de tratamento em relação à profundidade de máximo, que é de 1,5 cm para os feixes de 6MV e de 2,8 para os feixes de 15 MV;

f – Distância isocêntrica, que é de 100 cm para os aceleradores lineares;

p_{max} – profundidade de dose máxima, sendo de 1,5 cm para os feixes de 6MV e de 2,8 cm para a energia de 15MV.

Para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), o cálculo da dose na profundidade de dose máxima ($Dose_{max}$) é efetuado com base na equação 16.

$$Dose_{max} = \frac{Dose \cdot Peso}{(FN \cdot 100) \cdot (Iso/100) \cdot (PDP/100)} \quad (16)$$

em que:

PDP – Porcentagem de dose profunda, dose na profundidade de tratamento em relação à dose na profundidade de dose máxima, dado em porcentagem.

O sistema fornece ainda Dose Total máxima ($TDose_{max}$), que é resultado do produto de dose máxima ($Dose_{max}$) pelo número de campos, conforme a equação 17.

$$TDose_{max} = (Dose_{max}) \cdot (\text{número de campos}) \quad (17)$$

3.7. LEVANTAMENTO DAS DISCREPÂNCIAS ENTRE O CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) PELO SISTEMA INDEPENDENTE, OS CÁLCULOS PELO SISTEMA DE PLANEJAMENTO E OS CÁLCULOS MANUAIS

Os desvios entre os valores calculados pelo CadPlanTM e os valores obtidos pelo sistema independente para os cálculos de UM foram organizados por região de tratamento de forma semelhante ao trabalho de Chan *et al.*²⁶. Isso permite o levantamento de patamares diferenciados de tolerância para liberação de tratamento por região anatômica e tipo de tratamento. Tais desvios foram obtidos pela equação 18.

$$\text{Desvio \%} = \frac{\text{UM}(\text{sistema independente}) - \text{UM}(\text{CadPlan})}{\text{UM}(\text{sistema independente})} \cdot 100 \quad (18)$$

Para comparar os cálculos de UM pelo sistema independente e os cálculos efetuados manualmente pelos físicos médicos do departamento, utilizou-se a equação 19.

$$\text{Desvio \%} = \frac{\text{UM}(\text{sistema independente}) - \text{UM}(\text{manual})}{\text{UM}(\text{sistema independente})} \cdot 100 \quad (19)$$

3.8. TRATAMENTO DAS TABELAS DE VALORES DOS PARÂMETROS FÍSICOS

Os dados utilizados no cálculo pelo algoritmo manual, são apresentados na forma de tabelas. No entanto, tais tabelas apresentam os dados em intervalos que não coincidem com os utilizados na tomada de dados por ocasião do planejamento. Sendo assim, os dados foram interpolados linearmente, de forma a atender os intervalos utilizados no planejamento.

Pode-se citar, como exemplo, os intervalos de profundidade utilizados nas tabelas e nos cálculos manuais efetuados pelos físicos médicos do departamento como sendo de 0,5 cm, enquanto que no sistema independente, os dados foram interpolados de forma a permitir a variação milimétrica da profundidade. Nas TAB. 5 e 6 pode-se verificar as diferenças entre esses valores para o parâmetro físico porcentagem de dose profunda

(PDP), para a energia de 6 MV no acelerador linear 600C, em um intervalo comumente utilizado na prática clínica.

TABELA 5 – Valores de PDP, utilizados no cálculo manual, em um intervalo comumente usado na prática clínica.

Valores de Porcentagem de dose profunda (PDP)							
Profundidade (cm)	Tamanho do Campo (cm ²)						
	9,0	9,5	10,0	10,5	11,0	11,5	12,0
2,0	98,5	98,5	98,5	98,5	98,5	98,5	98,5
2,5	96,5	96,5	96,5	96,5	96,6	96,6	96,6
3,0	94,4	94,5	94,5	94,6	94,6	94,6	94,6
3,5	92,3	92,3	92,4	92,5	92,5	92,6	92,6
4,0	90,1	90,2	90,3	90,4	90,4	90,5	90,6

Os dados apresentados na TAB. 5 foram obtidos no InRad / HC/FMUSP por ocasião do comissionamento do acelerador linear em questão.

TABELA 6 – Valores de PDP, utilizados no cálculo efetuado pelo sistema independente, em um intervalo comumente usado na prática clínica.

Valores de Porcentagem de dose profunda (PDP)							
Profundidade (cm)	Tamanho do Campo (cm ²)						
	9,0	9,5	10,0	10,5	11,0	11,5	12,0
2,0	98,50	98,50	98,50	98,50	98,50	98,50	98,50
2,1	98,10	98,10	98,10	98,10	98,12	98,12	98,12
2,2	97,70	97,70	97,70	97,70	97,74	97,74	97,74
2,3	97,30	97,30	97,30	97,30	97,36	97,36	97,36
2,4	96,90	96,90	96,90	96,90	96,98	96,98	96,98
2,5	96,50	96,50	96,50	96,50	96,60	96,60	96,60
2,6	96,08	96,10	96,10	96,12	96,20	96,20	96,20
2,7	95,66	95,70	95,70	95,74	95,80	95,80	95,80
2,8	95,24	95,30	95,30	95,36	95,40	95,40	95,40
2,9	94,82	94,90	94,90	94,98	95,00	95,00	95,00
3,0	94,40	94,50	94,50	94,60	94,60	94,60	94,60
3,1	93,98	94,06	94,08	94,18	94,18	94,20	94,20
3,2	93,56	93,62	93,66	93,76	93,76	93,80	93,80
3,3	93,14	93,18	93,24	93,34	93,34	93,40	93,40
3,4	92,72	92,74	92,82	92,92	92,92	93,00	93,00
3,5	92,30	92,30	92,40	92,50	92,50	92,60	92,60
3,6	91,86	91,88	91,98	92,08	92,08	92,18	92,20
3,7	91,42	91,46	91,56	91,66	91,66	91,76	91,80
3,8	90,98	91,04	91,14	91,24	91,24	91,34	91,40
3,9	90,54	90,62	90,72	90,82	90,82	90,92	91,00
4,0	90,10	90,20	90,30	90,40	90,40	90,50	90,60

Um cálculo elaborado manualmente que utiliza, por exemplo, um campo de lado 10 cm e uma profundidade 2,2 cm, seria aproximado para uma profundidade de 2,0 cm e, dessa forma, o valor de porcentagem de dose profunda (PDP) a ser aplicado no cálculo encontrado, seria de 98,5%. O mesmo cálculo executado com o auxílio do sistema independente encontraria um valor de porcentagem de dose profunda (PDP) de 97,7%. Neste caso, o erro seria de 0,8%, diferenças de até 1% podem ser verificadas devido a essa interpolação de dados utilizada no sistema independente. Neste exemplo foram utilizados os dados de porcentagem de dose profunda (PDP) empregados em tratamentos com distância foco-pele constante (SSD). No entanto, os desvios são similares para os valores de relação tecido máximo (TMR) utilizados em tratamentos isocêntricos (SAD).

3.9. DETALHAMENTO DO PROGRAMA COMPUTACIONAL

As tabelas com os parâmetros físicos obtidos durante o comissionamento das unidades de tratamento, ou no Suplemento 25³⁴, associadas ao cálculo de UM, ou do tempo de tratamento foram transferidas inicialmente para planilhas em Excel for WindowsTM. Os intervalos de valores foram interpolados linearmente em intervalos adequados à prática clínica com o objetivo de obter uma melhor precisão da dose.

Na etapa seguinte, as tabelas foram transportadas para bancos de dados em AccessTM. Este programa permite vínculo fácil com a linguagem de programação Visual Basic 6.0TM, linguagem esta utilizada para a elaboração do programa independente. O programa foi elaborado de forma a abranger todos os campos utilizados na rotina do InRad – HC/FMUSP.

3.9.1. CADASTRO DE PACIENTE, REGIÕES DE TRATAMENTO E TELA INICIAL

As primeiras informações requeridas pelo sistema são o código e nome do paciente. Na seqüência, o sistema solicita a região de tratamento: estas informações serão utilizadas na formação dos bancos de dados, que permitirão a elaboração de relatórios por paciente ou por região de tratamento, sendo este segundo relatório fundamental para o levantamento estatístico apresentado neste trabalho.

O sistema permite consultas de paciente por código ou por nome, sendo necessário no último caso ao menos a letra inicial do nome do paciente.

As regiões de tratamento deverão ser cadastradas em uma tela destinada a esse fim, desta forma, se evitará que a mesma região seja cadastrada mais de uma vez. Após o cadastro inicial o campo aparecerá como opção na tela inicial para seleção. A FIG. 25 apresenta a tela do sistema independente para cadastro de região anatômica.

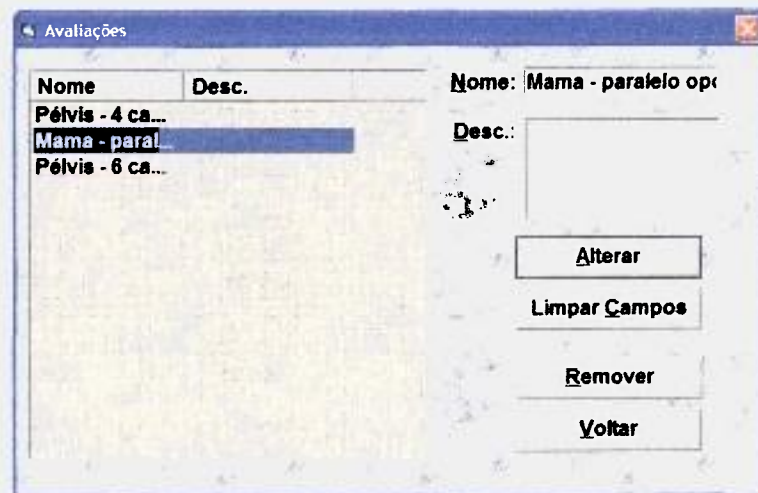


FIGURA 25 – Tela para cadastro das regiões de tratamento.

A dose tumor diária a ser dada no volume alvo é requerida logo na seqüência, sendo o número de aplicações a próxima informação. Com estes dados, o sistema calcula automaticamente a dose tumor total, que é o resultado do produto da dose tumor diária pelo número de aplicações.

Na mesma tela são inseridos ou selecionados os seguintes parâmetros: técnica de tratamento; fator de normalização (FN); curva de isodose (Iso); equipamento a ser utilizado; e número total de campos. A FIG. 26 apresenta a tela inicial do programa independente.

Dados do Paciente - Versão 0.6

Pacientes

Código: 001 Pacientes

Nome: João Silva

Região: Pélvis - 4 campos Regiões

Dose Tumor Diária: 200 cGy

Nº de aplicações: 18 Pesquisar

Dose Tumor Total: 3600 cGy

Fator de Normalização: 340.00 %

Curva de Isodose: 97 %

Tipo de Tratamento: Isocêntrico Avançar >>

Equipamento: 600C Cancelar

Número de Campos: 4

FIGURA 26 – Tela inicial do sistema independente.

Preenchidos todos os dados da tela inicial e, clicando em avançar o programa passará para tela de cálculo, conforme o tipo de tratamento e equipamento selecionados.

3.9.2. CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) PARA TRATAMENTOS ISOCÊNTRICOS (SAD)

No cálculo de UM, para tratamentos isocêntricos (SAD), o sistema independente solicita a entrada de uma descrição da localização do campo. Isto se deve ao fato da maioria dos tratamentos exigir a aplicação de dois ou mais campos na mesma região anatômica.

Uma vez descrita a localização, as dimensões x e y do campo são requeridas. Essas entradas permitirão ao sistema localizar o campo quadrado equivalente (c.q.e.) que é apresentado imediatamente, permitindo que o usuário insira o campo quadrado equivalente colimado (c.q.e.c.).

Na maioria dos casos os campos de tratamento requerem alguma colimação visando a proteção de estruturas críticas ou tecidos normais.

O cálculo do campo quadrado equivalente colimado (c.q.e.c.) a partir do campo quadrado equivalente (c.q.e.) é feito pelo físico médico à parte do sistema de planejamento com a aplicação do algoritmo de Clarkson³³, ou ainda, fundamentado na prática, baseado em cálculos anteriores.

Além do campo quadrado equivalente colimado (c.q.e.c.), o sistema solicita também a entrada ou seleção dos seguintes parâmetros do campo: profundidade de tratamento, peso do campo, filtro, bandeja, fator “off-axis”, dose calculada pelo sistema de planejamento, fator calibração, fator colimador, fator objeto simulador e fator rendimento.

Estas entradas possibilitarão ao programa, através de consulta às tabelas que o alimentam, apresentar os parâmetros físicos utilizados no cálculo de UM, sendo que esses valores apresentados são para simples conferência.

Através do algoritmo já descrito no item 3.6., o sistema calcula os seguintes parâmetros: número de unidades monitoras; desvio em relação ao valor gerado pelo sistema de planejamento; valor da dose no ponto de máximo; e dose total por campo. As FIG. 27 e 28 apresentam as telas de cálculo para tratamento isocêntricos (SAD) nos aceleradores lineares 600C e 2100C, respectivamente.

The screenshot shows a software interface for calculating SAD treatment parameters. The window title is 'Calc. Y160.0m'. The interface is divided into several sections:

- Location:** 'Localização' (empty field).
- Source Distance:** 'Dist. fonte superficial: 100.0 cm'.
- Field Size:** 'Tamanho X: 16 cm', 'Y: 14 cm', 'diag: 14.9 cm'.
- Field Type:** 'c.q.e.c.: 13'.
- Depth:** 'Profundidade: 4.3 cm'.
- Other Parameters:** 'Filtro: 1.00', 'Filtro: Sem', 'Bandeja: Lata', 'Distância Off-Axis: 0'.
- Calculated Values:**
 - 'Valor pelo STPC: 206'
 - 'Cálculo independente: 210.42'
 - 'Desvio: 2.1 %'
 - 'Dose Max: 211.9 cGy'
 - 'Dose Total Max: 4238.2 cGy'
- Factors (Right Side):**
 - 'TMR: 0.9438'
 - 'Fator Calibração: 1.00'
 - 'Fator Colimador: 1.011'
 - 'Fator Objeto Simulador: 1.008'
 - 'Fator Bandeja: 0.97'
 - 'Fator Filtro: 1'
 - 'Fator Off-Axis: 1'
- Buttons:** 'Calcular', 'Finalizar', 'Limpar Valores', 'Voltar'.
- Status:** 'Campo 1 de 1'.

FIGURA 27 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos isocêntricos (SAD) no acelerador linear 600C.

The screenshot shows a software window titled "Calculadora" with a sub-header "Campo Nº 1". The interface is divided into several sections:

- Input Fields (Left):**
 - Localização: [Empty]
 - Dist. fonte superfície: 93,0 cm
 - Tamanho: X: 16 cm, Y: 16,5 cm
 - Energia: 6MV (selected), 15MV (radio button)
 - c.q.e.: 16,2 cm
 - c.q.e.c.: 15
 - Profundidade: 7,0 cm
 - Peso: 1,00
 - Filtro: Sem
 - Bandeja: Lisa
 - Distância Off-Axis: 3
- Input Fields (Right):**
 - TMR: 0,688
 - Fator Calibração: 1,03
 - Fator Pendimento: 1,021
 - Fator Bandeja: 0,97
 - Fator Filtro: [Empty]
 - Fator Off-Axis: 1
- Buttons (Right):**
 - Calcular
 - Finalizar
 - Limpar Valores
 - Índice
- Output Fields (Bottom Left):**
 - Valor pelo STPC: [Empty]
 - Cálculo independente: 142,26
 - Desvio: 0 %
 - Dose Max: 162,5 cGy
 - Dose Total Max: 1625 cGy
- Status Bar (Bottom Right):** Campo 1 de 3

FIGURA 28 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos isocêntricos (SAD) no acelerador linear 2100C.

3.9.3. CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS (UM) PARA TRATAMENTOS COM DISTÂNCIA FOCO-PELE CONSTANTE (SSD)

Os procedimentos são similares, ocorrendo apenas a troca do parâmetro físico relação tecido máximo (TMR) pela porcentagem de dose profunda (PDP), resultando nas telas apresentadas nas FIG. 29 e 30.

Tela de cálculo para o sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 600C.

Localização: lado c/entr

Dist. fonte superficial: 89,3 cm

Tamanho: X 15 cm, Y 17 cm

c.q.e.: 15,9 cm

c.q.e.c.: 14

Profundidade: 11,7 cm

Peso: 0,98

Filtro: Sem

Bandeja: Riscada

Distância Off-Axis: 0

Valor pelo STPC: 302

Cálculo independente: 307,84

Desvio: 1,3 %

Dose Max: 0 cGy

Dose Total Max: 0,6 cGy

Campo Nº 1

PDP: 63,5

Fator Calibração: 1

Fator Colimador: 1,012

Fator Objeto Simulador: 1,011

Fator Bandeja: 0,98

Fator Filtro: 1

Fator Off-Axis: 1

Botões: Calcular, Finalizar, Limpar Valores, Voltar

Campo 1 de 1

FIGURA 29 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 600C.

Tela de cálculo para o sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 2100C.

Localização: lado c/entr

Dist. fonte superficial: 100,0 cm

Tamanho: X 15 cm, Y 14 cm

Energia: 6MV, 15MV

c.q.e.: 14,5 cm

c.q.e.c.: 14

Profundidade: 14,0 cm

Peso: 0,70

Filtro: 30P

Bandeja: Lisa

Distância Off-Axis: 0

Valor pelo STPC:

Cálculo independente: 254,62

Desvio: 0 %

Dose Max: 0 cGy

Dose Total Max: 0,2 cGy

Campo Nº 1

PDP: 56,5

Fator Calibração: 1

Fator Rendimento: 1,018

Fator Bandeja: 0,97

Fator Filtro: 0,635

Fator Off-Axis: 1

Botões: Calcular, Finalizar, Limpar Valores, Voltar

Campo 1 de 1

FIGURA 30 – Tela de cálculo, do sistema independente, para tratamentos com distância foco-pele constante (SSD), no acelerador 2100C.

3.9.4. CONSULTAS E RELATÓRIOS EMITIDOS PELO SISTEMA

O sistema permite a consulta de dados dos pacientes, solicitando apenas a inicial do nome, dessa forma o sistema localiza pacientes e seus respectivos dados básicos. A FIG. 31 apresenta a tela resultante da pesquisa pela inicial B.

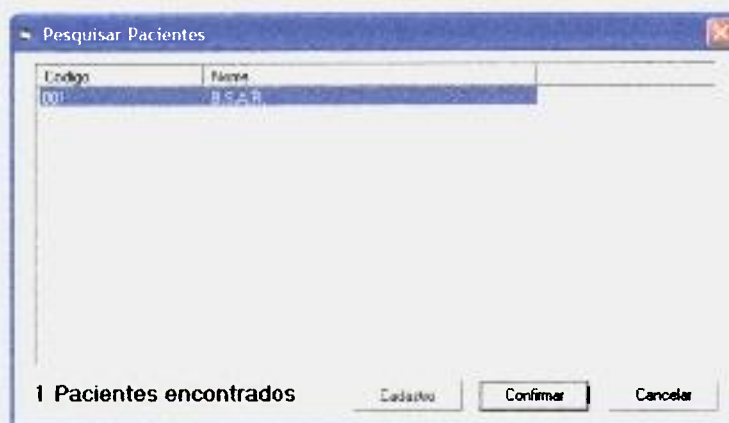


FIGURA 31 – Tela resultante da consulta de pacientes pela letra inicial do nome.

De posse dos dados básicos do paciente o sistema permite a consulta de seus dados técnicos, além da impressão dos mesmos. O resultado da pesquisa de um paciente é apresentado na FIG. 32.

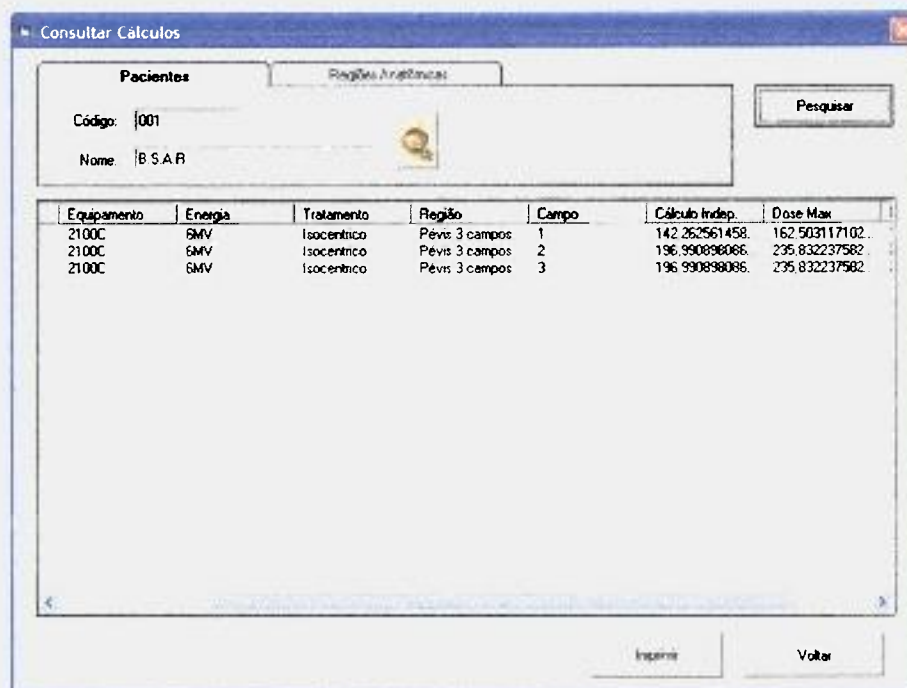


FIGURA 32 – Tela de consulta e emissão de relatório, por paciente, do sistema independente.

Nesta mesma tela o operador pode solicitar emissão de relatório desses dados, clicando em imprimir. Um relatório de paciente, emitido pelo sistema, encontra-se no anexo A.

O sistema permite ainda, a consulta por região de tratamento, permitindo o levantamento das discrepâncias por região de tratamento, objeto de estudo desse trabalho. A FIG. 33 apresenta esta tela de consulta e emissão de relatório.

Nome	Equipamento	Energia	Tratamento	Região	Campo	Cálculo Indep.
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	1	52.0018690362
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	1	51.3881622243
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	2	38.1250376492
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	2	38.5247013037
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	3	93.7253959708
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	3	101.145138833
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	4	92.8604904040
J.A.A	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	4	102.060479462
C.S	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	1	51.3881622243...
C.S	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	2	38.5247013037...
C.S	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	3	100.484255841
C.S	2100C	6MV	Isocentrico	Pélvis 4 campos	4	102.060479462

FIGURA 33 – Tela de consulta e emissão de relatório, por região anatômica, do sistema independente.

Um relatório por região anatômica, emitido pelo sistema, encontra-se no anexo B.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. DISCREPÂNCIAS NOS CÁLCULOS DAS UNIDADES MONITORAS (UM) PARA OS FEIXES DE 6 MV

As discrepâncias entre os valores das UM obtidas pelo método manual e pelo programa independente, desenvolvido neste trabalho, foram observadas para tratamentos envolvendo as seguintes regiões anatômicas: mama, cabeça, coluna, pélvis, abdômen, hipófise, tórax, cervico-facial e fossa supracravicular. O histograma da FIG. 34 apresenta um resumo dos desvios para os campos.

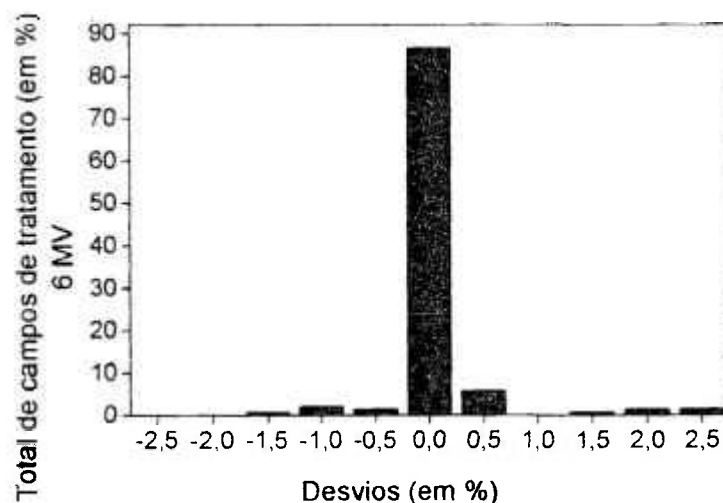


FIGURA 34 – Histograma apresentando os desvios entre os cálculos manuais de UM e os cálculos efetuados pelo sistema independente, para os feixes de 6 MV.

Os desvios médios e os desvios padrão entre os cálculos de UM executados pelo sistema independente e pelo cálculo manual, separados por região anatômica são apresentados na TAB. 7.

TABELA 7 – Resumo das discrepâncias entre UM calculadas manualmente e as calculadas pelo sistema independente, por região de tratamento, para os feixes 6 MV.

Região anatômica	Número de campos	Desvio Médio (%)	Desvio Padrão (%)
Mama	28	0,0	± 0,1
Cabeça	13	+ 0,3	± 0,9
Coluna	10	+ 0,1	± 0,2
Pélvis	31	+ 0,1	± 0,5
Hipófise	03	- 0,1	± 0,0
Abdômen	08	+ 0,1	± 0,0
Tórax	13	- 0,1	± 0,4
Fossa supracravicular	14	0,0	± 0,0
Cervico facial	21	0,0	± 0,2
Todas regiões anatômicas	141	+ 0,1	± 0,5

Erros próximos a $\pm 1,0\%$, entre os cálculos manuais de UM e os executados pelo sistema independente, ocorreram devido a diferenças nos valores de porcentagem de dose profunda (PDP) ou da relação tecido máximo (TMR), conforme a profundidade e tamanho de campos utilizados no tratamento. Diferenças entre os valores dessas grandezas utilizadas no cálculo manual executados pelo físico médico e os executados pelo sistema independente nas profundidades e tamanhos de campos comumente utilizados na prática clínica podem alcançar os patamares mencionados, conforme se verifica no item 3.8.

Os dados apresentam a quase totalidade dos casos com desvios iguais ou inferiores a $\pm 0,5\%$. Em apenas 5 casos, as discrepâncias foram superiores a $\pm 1,0\%$. Um estudo detalhado desses casos é apresentado na TAB. 8.

TABELA 8 – Detalhamento dos erros cometidos nos cálculos para os campos com desvios superiores a $\pm 1,0\%$, para os feixes de 6 MV.

Região anatômica e localização	Detalhes do Tratamento	Desvio em (%)	Erro
Pélvis – lado direito	Isocêntrico – 4 campos	+ 2,2	Interpolação do valor de TMR
Pélvis – lado esquerdo	Isocêntrico – 4 campos	+ 1,4	Interpolação do valor de TMR
Cabeça – lado direito	Foco-pele – 4 campos	+ 2,2	Fator de colimador incorreto
Cabeça – lado esquerdo	Foco-pele – 4 campos	+ 2,2	Fator de colimador incorreto
Tórax – posterior	Isocêntrico – paral. Op.	- 1,5	Interpolação do valor de TMR

Os altos desvios padrão encontrados para pélvis, tórax e cabeça encontrados na TAB. 7 estão relacionados aos erros encontrados nestes campos, conforme descrito na TAB. 8.

As discrepâncias entre os cálculos de UM pelo sistema independente e os cálculos executados pelo CadPlanTM, foram obtidas de acordo com a equação 18 apresentada no item 3.9., para casos envolvendo as seguintes regiões anatômicas: mama; cabeça; hipófise; e pélvis. Na FIG. 35 é apresentado um histograma contendo esses dados.

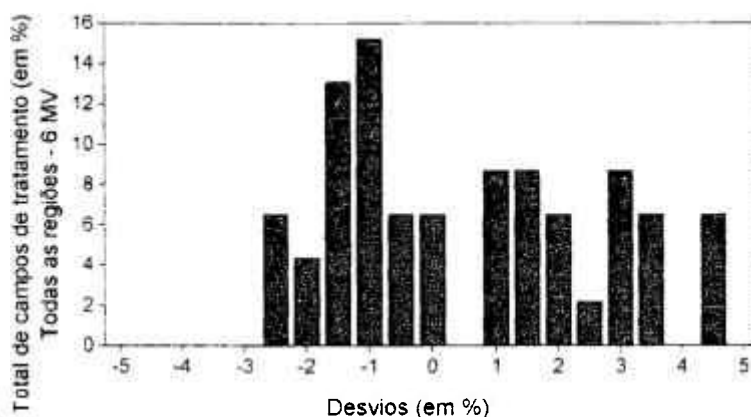


FIGURA 35 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo de UM pelo sistema independente e os executados pelo CadPlanTM, para os feixes de 6 MV.

Embora os desvios estejam dentro das margens de tolerância da prática clínica, geralmente em torno de $\pm 5\%$, podem-se observar distribuições mais bem comportadas quando os desvios são agrupados por região anatômica. Os histogramas apresentados na FIG. 36 mostram esses dados separados por região anatômica.

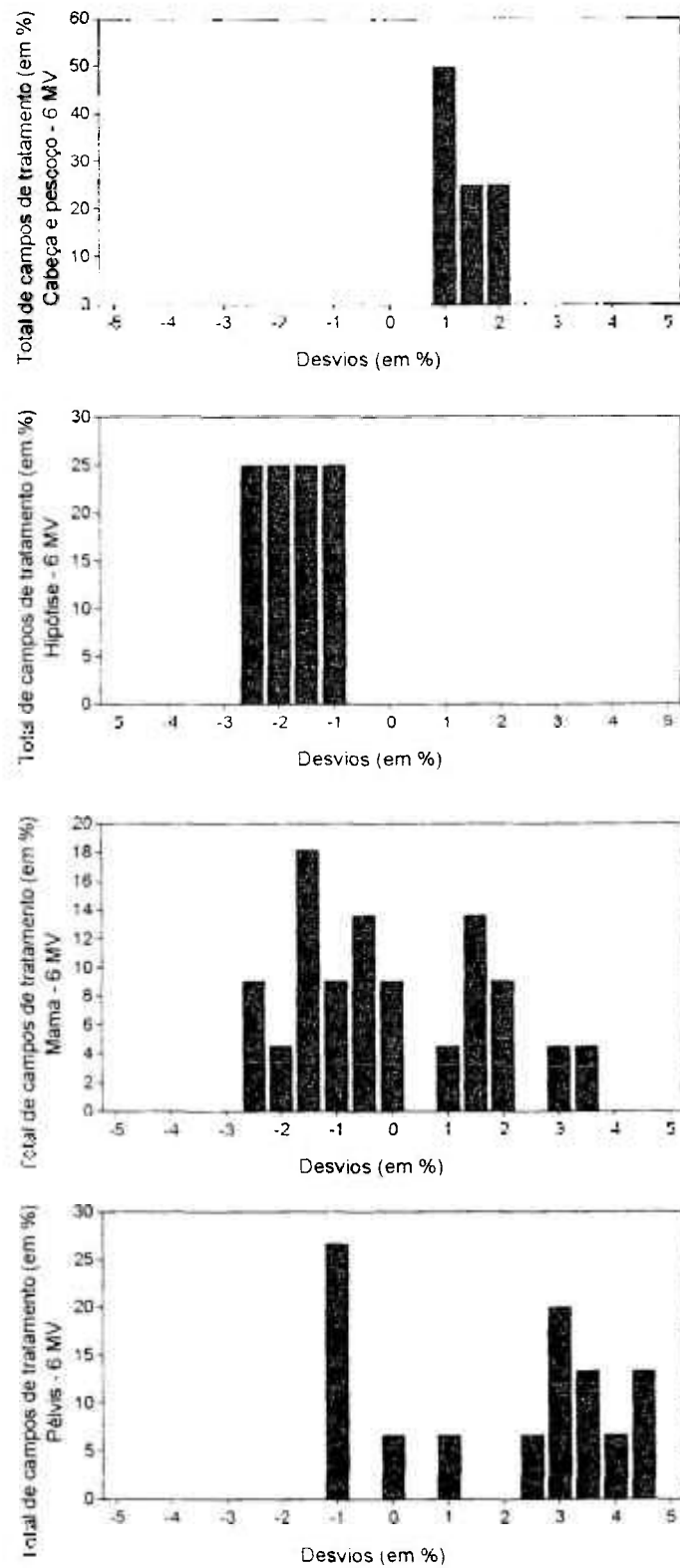


FIGURA 36 – Histogramas apresentando os desvios percentuais entre os cálculos de UM efetuados pelo sistema independente e pelo CadPlan™, para os feixes de 6 MV, separados pelas regiões anatômicas: cabeça e pescoço; hipófise; mama; e pélvis.

Os desvios médios e os desvios padrão entre os cálculos de UM executados pelo sistema independente e pelo CadPlanTM, separados por região anatômica para os feixes de 6 MV são apresentados na TAB. 9.

TABELA 9 – Resumo das discrepâncias entre UM calculadas pelo sistema independente e as calculadas pelo CadPlanTM, por região de tratamento, para os feixes 6 MV.

Região anatômica	Número de campos	Desvio Médio (%)	Desvio Padrão (%)
Mama	22	0.0	± 1,7
Cabeça	03	+ 1,5	± 0,5
Hipófise	03	- 1,7	± 0,5
Pélvis	17	+ 2,1	± 2,1
Tórax	03	+ 0,2	± 1,3
Todas as regiões anatômicas	48	+ 0,8	± 2,1

Nos tratamentos de mama os desvios estão relacionados à técnica de tratamento, que utiliza campos tangenciais e à complexidade relacionada ao contorno dessa região anatômica em particular. Trabalhos recentes apresentaram situações similares²⁶.

4.2. DISCREPÂNCIAS ENTRE OS CÁLCULOS DE UNIDADES MONITORAS (UM) PARA OS FEIXES DE 15 MV

As discrepâncias entre os valores de UM obtidos pelo método manual e pelo programa independente, para os feixes de 15 MV, foram observadas para tratamentos envolvendo tratamentos de pélvis em 3, 4 e 6 campos, abdômen, cervico-facial e tórax. O histograma da FIG. 37 apresenta um resumo dos desvios para estes campos.

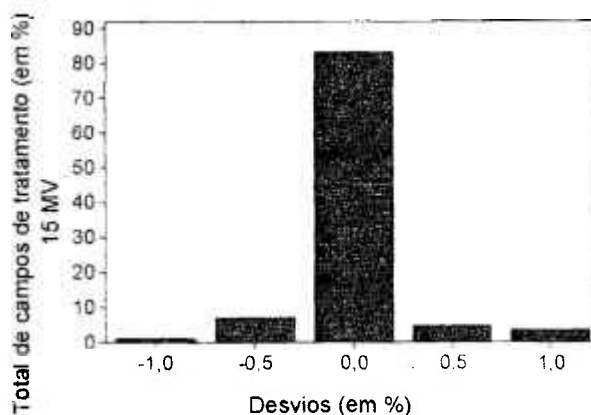


FIGURA 37 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo manual de UM e o cálculo efetuado pelo sistema independente, para os feixes de 15 MV.

Nos feixes de 15 MV não foram encontradas discrepâncias superiores a $\pm 1\%$, nenhum erro significativo foi encontrado.

As discrepâncias entre os cálculos de unidades monitoras (UM) pelo sistema independente e pelo CadPlanTM, para os feixes de 15 MV, são apresentados no histograma da FIG. 38.

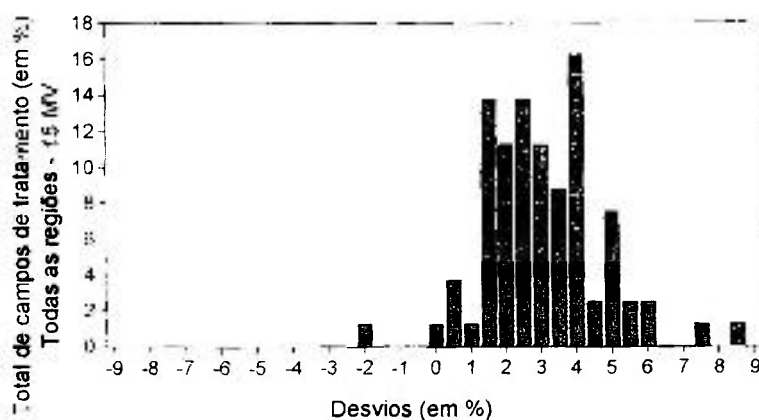


FIGURA 38 – Histograma apresentando os desvios entre o cálculo de UM pelo sistema independente e os executados pelo CadPlanTM, para os feixes de 15 MV.

Embora os desvios estejam além da margem de tolerância considerando $\pm 5\%$ vale ressaltar que o CadPlanTM não executa a correção do inverso do quadrado da distância, para o ponto de dose máxima. Neste caso, somente esta a correção, acrescenta um erro de 5,7%.

Os histogramas apresentados na FIG. 39 mostram esses dados separados por técnica de tratamento.

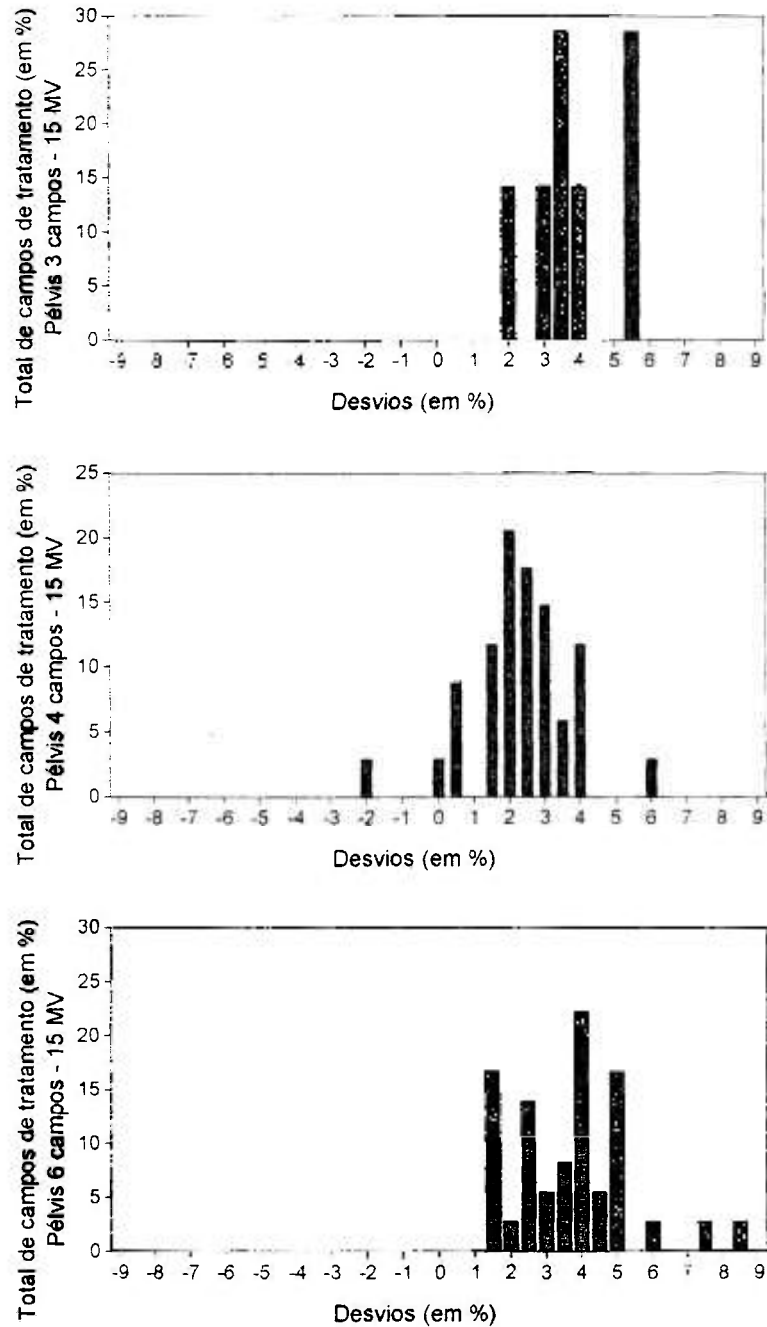


FIGURA 39 – Histogramas apresentando os desvios percentuais entre os cálculos de UM efetuados pelo sistema independente e pelo CadPlan™, para os feixes de 15 MV, separados por técnica de tratamento: 3, 4 e 6 campos.

Os desvios médios e os desvios padrão, para os feixes de 15 MV, separados por técnica de tratamento são apresentados na TAB. 10.

TABELA 10 – Desvios médios e seus respectivos desvios padrão dos cálculos de UM para os feixes de 15 MV, separados por região de tratamento.

Região anatômica	Nº de campos	Desvio Médio (%)	Desvio Padrão (%)
Pélvis 3 campos	08	+ 4,0	= 1,0
Pélvis 4 campos	24	+ 2,4	= 0,9
Pélvis 6 campos	35	+ 3,8	= 1,6
Pélvis todas as técnicas	67	+ 3,3	= 1,5

O levantamento de desvio médio e desvio padrão separados por técnica de tratamento mostraram-se ineficientes. Vale lembrar que embora sejam técnicas diferentes, todas são executadas com tratamentos isocêntricos (SAD).

4.3. SUGESTÃO DE PATAMARES DE DOSES DIFERENCIADOS POR REGIÃO DE TRATAMENTO.

O levantamento dos dados de pacientes durou cerca de três meses para levantamento total desses patamares. Trabalhos similares levaram mais do que três anos, o que explica a pequena estatística apresentada. Ainda assim, os dados coletados permitem sugerir os patamares de dose, abaixo apresentados.

Para os feixes de 6 MV, os patamares sugeridos são apresentados na TAB. 11.

TABELA 11 – Sugestão de patamares de desvios médios e seus respectivos desvios padrão, por região de tratamento para os feixes de 6 MV.

Região anatômica	Patamar de dose sugerido (%)
Mama	0,0 ± 1,7
Cabeça e pescoço	+ 1,5 ± 0,5
Hipófise	- 1,7 ± 0,5
Pélvis	+ 2,1 ± 2,1
Tórax	+ 0,2 ± 1,3

É importante ressaltar que nos casos de mama e de tórax por serem tratamentos mais complexos, os resultados apresentam um desvio padrão significativamente maior que

o valor de patamar de dose sugerido. Comparando os resultados do presente trabalho com os valores encontrados por Haslam *et al.*²⁶, pode-se observar uma boa concordância do patamar de dose diferenciado para os casos de cabeça e pescoço, sendo de $(1,5\% \pm 0,5\%)$ e $(1,4\% \pm 1,2\%)$ respectivamente. Já para o caso da pélvis feminina, o patamar de dose diferenciado encontrado foi de $(2,1\% \pm 2,1\%)$ comparado com $(0,2\% \pm 1,1\%)$. Tal diferença pode ser explicada levando-se em conta as diferenças nos valores interpolados de relação tecido máximo (TMR).

Para os feixes de 15 MV o patamar sugerido para pélvis todas as técnicas de tratamento foi de $(3,2\% \pm 1,3\%)$.

5. CONCLUSÕES

Desvios iguais ou superiores a $\pm 1,0\%$, entre os cálculos manuais e os efetuados pelo sistema independente, foram encontrados apenas em casos em que ocorreram erros nos cálculos manuais. O uso do sistema independente, nestes casos, teria sido útil na verificação dos cálculos. Esses dados são suficientes para justificar seu uso na prática clínica como ferramenta no programa de garantia da qualidade.

O programa oferece, ainda, a vantagem de formar bancos de dados que facilitaram consultas e relatórios, úteis na rotina clínica e no programa de garantia da qualidade. O uso do sistema independente em outros serviços de radioterapia depende apenas de algumas adaptações, tornando-o viável para esse fim.

Os desvios entre os cálculos de unidades monitoras pelo CadPlan™, estiveram dentro dos limites da prática clínica, que é de $\pm 3,5\%$. Essa tolerância chega em alguns casos a $\pm 5,0\%$, e se mostraram mais adequados quando separados por região anatômica de tratamento.

Em algumas situações os desvios ultrapassaram os valores recomendados na literatura. É importante lembrar que o sistema CadPlan™ não executa a correção do inverso do quadrado da distância com relação ao ponto de dose máximo na relação de tecido máximo (TMR), o que implica em aumento significativo do erro. A maioria ou quase totalidade dos campos analisados utilizam aplicações da técnica isocêntrica (SAD) que utiliza a relação tecido máximo (TMR). Nestes casos para os feixes de 6 MV tem-se um erro adicional de 3% e para os feixes de 15 MV, um erro adicional de 5,7%.

Devido à validação do sistema no período no qual ele foi testado, recomenda-se o uso do mesmo na prática e levantamento de patamares diferenciados por geometria em períodos mais longos. Apesar disto, diante dos resultados obtidos pode-se recomendar os patamares apresentados neste trabalho.

Para os feixes de 6 MV os patamares de aceitação para desvios entre os cálculos de unidades monitoras (UM), separados por região de tratamento foram os seguintes: mama $\pm 1,7\%$; cabeça e pescoço $\pm 2\%$; hipófise $\pm 2,2\%$; pélvis $\pm 4,1\%$ e tórax $\pm 1,5\%$.

Para os feixes de 15 MV o patamar sugerido para pélvis todas as técnicas de tratamento foi de $\pm 4,5\%$.

ANEXO A – Relatório de paciente, emitido pelo sistema independente.

ANEXO B – Relatório por região de tratamento emitido pelo sistema independente.

Região: Pélvis - A. B. C. D.

Parâmetro	Campo	CM	Dose Total Max	Desvio
A.B.C.	1	71,08	2057,2	2,9
	2	58,8	1915,2	3,1
	3	58,8	1919,2	3,1
	4	71,08	2057,2	1,5
B.C.D.	1	78,43	1301,4	4,4
	2	81,86	1537,1	3,5
	3	79,13	1452,7	2,7
	4	75,47	1229,4	3,3
C.D.C.	1	54,56	1663,2	2,9
	2	56,42	1758	2,5
	3	58,5	1868,2	4,3
	4	48,17	1349,3	4,5

ANEXO C – Artigo apresentado no III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics, 2004.

PROGRAMA PARA VERIFICAÇÃO INDEPENDENTE DOS CÁLCULOS DE UNIDADES MONITORAS NO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DE SÃO PAULO

M. R. MÜLLER^{1,2}, L. N. RODRIGUES¹ e M. A. SILVA³

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, São Paulo, SP - Brasil

²Faculdades e Centro Tecnológico Oswaldo Cruz, São Paulo, SP - Brasil

³Serviço de Radioterapia do InRad / HC-FMUSP, São Paulo, SP - Brasil

Resumo Neste trabalho são apresentadas comparações entre o cálculo de Unidades Monitoras (UMs) executado pelo Sistema de Planejamento de Tratamento Computadorizado (STPC) CadPlanTM e o cálculo efetuado por um programa independente elaborado em linguagem Visual Basic 6.0TM fundamentado no algoritmo de cálculo manual padrão. Os dados apresentados foram obtidos a partir de um acelerador linear modelo CLINAC-600C da Varian do Serviço de Radioterapia do InRad/HC-FMUSP. As comparações realizadas incluem as seguintes regiões anatômicas: cabeça e pescoço; mama; e pélvis. Diferenças entre o valor calculado pelo STPC e pelo programa independente são inferiores a 4,5%. nos casos de cabeça e pescoço, a diferença média apresentada foi de $(3,1 \pm 0,5)\%$. Os campos de pélvis apresentaram discrepâncias de $(4,5 \pm 0,5)\%$. Por outro lado, os casos de mama mostraram diferenças de $(2,8 \pm 2,1)\%$. Considerando que o algoritmo do CadPlanTM não considera a correção pela lei do quadrado da distância, que neste caso é de 3%, os dados comprovam a eficiência do sistema independente de cálculo de UM, validando assim o seu uso na prática. Além disso, o programa oferece a vantagem de formar bancos de dados que facilita o estabelecimento de patamares diferenciados de aceitação para diferentes geometrias de irradiação.

Palavras- chave: cálculo de unidade monitora, garantia da qualidade, sistema de planejamento computadorizado

Introdução

Os sistemas de planejamento de tratamento computadorizados – SPTCs, freqüentemente utilizados nos serviços de radioterapia efetuam o cálculo das Unidades Monitoras - UMs, ou tempo de tratamento no caso de Telecobaltoterapia, para a liberação da dose prescrita ao paciente.

O sistema de planejamento analisado neste trabalho em particular, o CadPlanTM utiliza as mesmas grandezas físicas e métodos de cálculo utilizados no cálculo manual do tempo de tratamento ou das unidades monitoras, empregando os fatores de rendimento dos campos de radiação e fatores de transmissão dos filtros compensadores de tecido, parâmetros estes medidos por ocasião do comissionamento da unidade de tratamento. A crescente complexidade dos algoritmos dos demais SPTCs dificulta freqüentemente a conferência de cálculos que envolvam uma grande complexidade pelo físico-médico, utilizando o mesmo algoritmo que o sistema.¹

Publicações recentes sobre garantia da qualidade em radioterapia, têm recomendando verificações rotineiras dos cálculos das UMs, por meio independente do cálculo original.^{2,3} Este tipo de verificação pode também aumentar a confiança na exatidão do algoritmo e a integridade dos dados dos feixes utilizados⁴, além de fornecer uma indicação das limitações da aplicação dos algoritmos de cálculo de dose convencionais empregados pelos SPTCs.⁵

Trabalhos recentes têm demonstrado a utilidade do cálculo manual como ferramenta de garantia da qualidade para identificação de erros sistemáticos no algoritmo do SPTC⁹, ou ainda erros oriundos da fase de planejamento de tratamento.⁶ Discrepâncias entre os valores obtidos pelo SPTC e o cálculo independente, segundo esses trabalhos, situaram-se sempre próximos de 1% para campos com geometria regulares. Para campos irregulares ou até mesmo mais complexos, foram obtidos desvios próximos ou ainda superiores a 3%. O estabelecimento de patamares diferenciados de liberação de tratamento ao paciente, baseado nas diferentes geometrias de irradiação, têm sido recomendados.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sobre a elaboração do programa

Este trabalho foi desenvolvido junto ao Serviço de Radioterapia do InRad/HC-FMUSP que conta, entre outros equipamentos, com um acelerador linear modelo CLINAC-600C da Varian. Este equipamento opera com uma energia de fótons de 6 MV e um isocentro a 100 cm de distância do foco. O planejamento do tratamento e o cálculo de unidades monitoras é realizado por meio do CadPlanTM.

O cálculo do número de UMs pelo método padrão (manual) é bem estabelecido na literatura. Em um trabalho recente, *Dahl et al.*⁶ comparam esse algoritmo a outros dois: os resultados indicaram discordância de no máximo 1% em relação aos valores calculados pelo sistema de planejamento em questão.

Publicações tais como os *Booklet 3*⁷ e *6*⁸ da ESTRO, fundamentam as equações utilizadas nesses cálculos. Além disto, documentos como o Suplemento 25⁹ publicam valores médios obtidos experimentalmente em uma série de unidades de tratamento dos parâmetros físicos utilizados nesses cálculos para cada tipo de equipamento.

Neste serviço de radioterapia, o cálculo do número de UMs manual é feito com base nas equações apresentadas pelo KHAN¹⁰, com algumas variações em função do tipo de técnica de tratamento, tais como: distância foco-pele constante; tratamentos isocêntricos; e do uso de diferentes acessórios.

Algoritmo para cálculo de dose

Todas as possíveis combinações de campos de radiação, profundidades de tratamento, número de campos com seus respectivos pesos e uso de acessórios são consideradas pela seguinte equação:

$$UM = \frac{\text{Dose} \cdot \text{Peso}}{\Sigma \text{Pesos} \cdot \frac{\text{Iso}}{100} \cdot \frac{\text{TMR}}{100} \cdot \frac{\text{PDP}}{100} \cdot F_{\text{calibração}} \cdot F_c \cdot F_l \cdot F_b \cdot F_{\text{filtro}} \cdot F_d}$$

em que:

UM – Número de unidades monitoras;

Dose – Dose terapêutica em cGy;

Pesos – Peso atribuído a cada campo;

Σ Pesos – Somatória dos pesos (soma dos pesos de todos os campos);

Iso – Curva de isodose escolhida para o tratamento, desenhada pelo físico-médico ou obtida no CadPlan;

TMR – Relação tecido máximo, utilizado em tratamento isocêntricos. Neste caso, o valor da porcentagem de dose profunda não é computado;

PDP – Porcentagem de dose profunda, utilizada em tratamentos com distância foco-pele constante. Neste caso, o valor da TMR não é considerado;

$F_{\text{calibração}}$ – Fator de calibração, para uma profundidade de dose máxima em uma profundidade de 1,5 cm característico para este feixe de 6 MV;

F_C – Fator espalhamento no colimador que corrige a dose devido ao espalhamento devido ao sistema interno de colimação;

F_f – Fator objeto simulador que corrige a dose devido ao espalhamento pelo objeto simulador utilizado durante a tomada de dados de comissionamento;

F_b – Fator bandeja que é a correção da atenuação do feixe devido à presença da bandeja interposta no feixe;

F_{filtro} – Fator filtro que é a correção da atenuação do feixe devido à presença de filtro;

$F_{\text{off-axis}}$ – Fator "off-axis" que é a correção devido ao deslocamento em relação ao raio central.

O cálculo do desvio entre o resultado previsto pelo CadPlan™ e pelo método independente é obtido pela seguinte equação:

$$\text{Desvio \%} = \frac{\text{Dose independente} - \text{Dose CadPlan}}{\text{Dose independente}} \cdot 100$$

Diagrama hierárquico estruturado do programa:

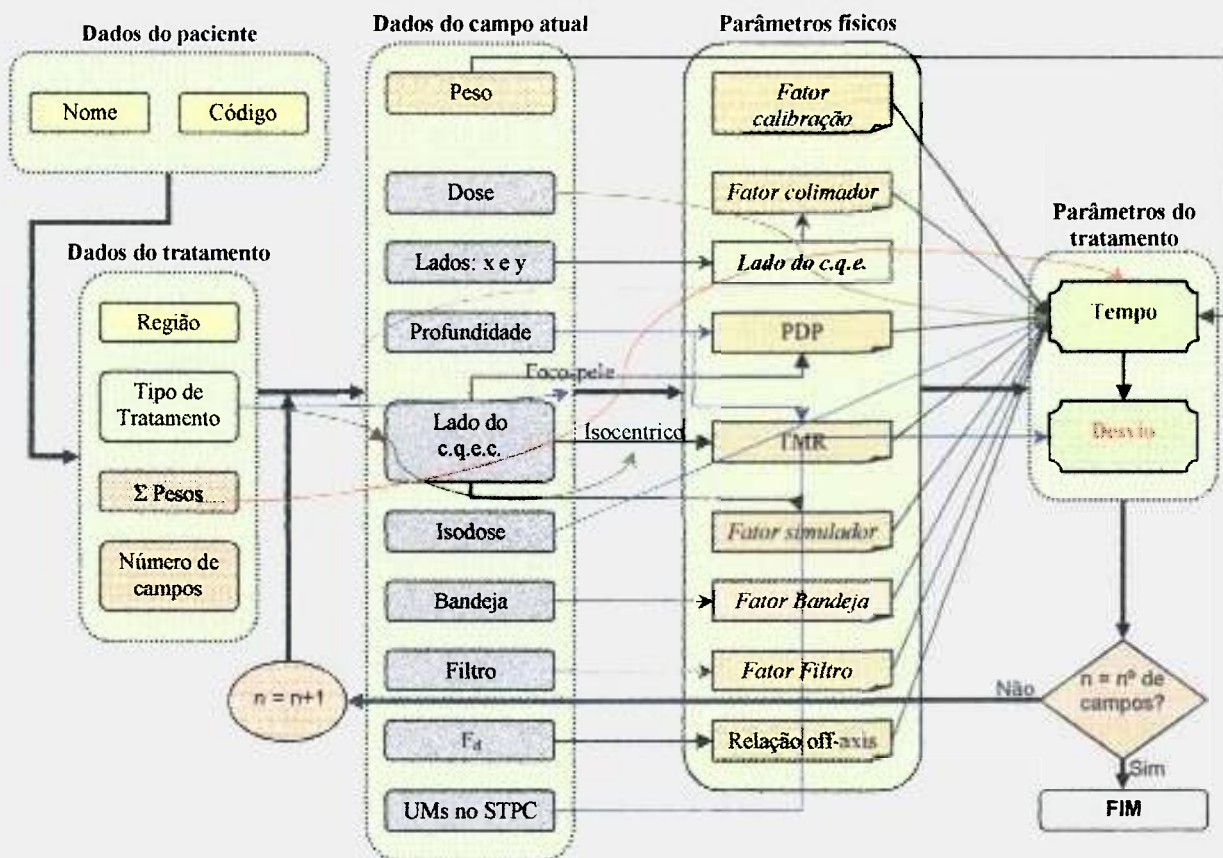


FIGURA 1 – Diagrama hierárquico estruturado do cálculo independente de UMs.

Resultados e Discussões

Os desvios entre o valor calculado pelo CadPlan™ e o cálculo pelo sistema independente foram levantados e organizados por região de tratamento, conforme o trabalho de Chan et al.², isso permite o levantamento de patamares diferenciados de tolerância para liberação de tratamento por região e tipo de tratamento. Os dados obtidos são apresentados na tabela a seguir.

TABELA 1 – Discrepâncias médias entre o cálculo de UMs pelo CadPlan™ e pelo programa independente, por região anatômica.

Região anatômica	Desvio	Desvio Padrão
Mama	2,8 %	2,1 %
Cabeça e Pescoço	3,1 %	0,5 %
Pélvis	4,5 %	0,5 %

Erros próximos e superiores a 3% não são usualmente tolerados, exceto para campos complexos. Trabalhos como o de *Haslam et. al.*³ determinaram discrepâncias menores do que 1,4% com desvio máximo de 1,2% em todas as regiões anatômicas. No entanto, o cálculo executado pelo CadPlan™ não leva em conta a correção da lei do inverso do quadrado da distância, o que insere um erro adicional de 3% no cálculo. Com a aplicação desse fator nos cálculos executados pelo CadPlan™, os desvios chegam a 1,5%, valor considerado satisfatório para validação do programa independente.

Conclusões

O cálculo independente empregado por meio do algoritmo padrão mostrou-se uma ferramenta eficaz para um programa de garantia de qualidade. Além disto, o uso do programa oferece ainda a vantagem de gerar relatórios que validaram os patamares de dose a serem estabelecidos por região de tratamento.

Referências Bibliográficas

1. Storchi, P.; Woudstra, E.; Puurunen, H. Calculation of irregular photon fields using pencil beam kernels derived from basic beam data. *Phys. Med. Biol.* 41:637-656; 1996.
2. Chan, J.; Russell D.; Peters, V.G.; Farrell, T.J. Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent "hand" calculations: Results of three years clinical experience. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 3: 293-301, 2002.
3. Haslam, J. J.; Bonta, D. V.; Lujan, A. E.; Rash, C.; Jackson, W. Comparison of dose calculated by an intensity modulated radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification program. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 4: 224-230, 2003.
4. Hill, R. F.; Perez, M. D.; Beckham, W. A. An independent check method of radiotherapy computer plan derived units. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 21: 79-84, 1998.
5. Venselaar, J.; Welleweerd, H.; Mijnheer, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radioth. Oncol.* 60: 191-201, 2001.
6. Dahl, R.A.; McCullough, E.C.; Mellenberg, D.E. A quality assurance program for monitor unit calculators. *Med. Phys.*: 103-105, 1990.
7. A. Dutreix, P.R.; Bjarngard, A.; Bridier, M.; Mijnheer, J.E.; Shaw e H. Svensson, *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams*. ESTRO Booklet 3. Leuven: Garant, 1997.
8. Mijnheer, B.; Bridier, A.; Garibaldi, C.; Torzsok, K.; Venselaar, J. Monitor unit calculation for high energy photon beams - Practical examples. ESTRO Booklet 6. Brussels: ESTRO, 2001.

9. BJR, British Journal of Radiology, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996, *BJR Supplement 25* (The British Institute of Radiology, London, D.C., 1996).
10. KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 2^o ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. SCAFF, L. A. M. *Física da Radioterapia*. São Paulo: Sarvier, 1997.
2. BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer – INCA. *Atlas da mortalidade por câncer no Brasil – 1979-1999*. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/atlas>>. Acessado em: 28/06/2004.
3. KHAN, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. 2º ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.
4. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR - CNEN. *Atividades da Superintendência de Licenciamento e Controle*. Rio de Janeiro, 2000.
5. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU), Report 24. *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures*. Washington: ICRU Publications, 1976.
6. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU), Report 62. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. Washington: ICRU Publications, 1999.
7. MIJNHEER, B. J.; BATTERMANN, J. J.; WAMBERSIE, A. “What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?”, *Radiother. Oncol.*, v. 8, p. 237 – 252, 1987.
8. WAMBERSIE, A.; VAN DAM, J.; HANKS, G. MIJNHEER, B. J.; BATTERMANN, J. J. “What accuracy is needed in dosimetry?”, *IAEA-TECDOC 734*. Vienna: IAEA, p. 11 – 35, 1994.
9. DUNSCOMBE, P.; MCGHEA, P.; LEDERER E. “Anthropomorphic phantom measurements for the validation of a treatment planning system”, *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 399 – 411, 1996.
10. LIU, H.; MCCULLOUGH, E. C.; MACKIE, R. T. Calculating dose and output factors for wedged photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method, *Med. Phys.*, v. 24, p. 1714 – 1728, 1997.
11. McNUTT, T. R.; MACKIE, T. R.; RECKWERDT, P.; PAPANIKOLAOU, N.; PALIWAL, B. R. Calculation of portal dose using the convolution/superposition method. *Med. Phys.*, v. 23, p. 527 – 535, 1996.
12. CUNNINGHAM, J. R. Scatter-air ratios. *Phys. Med. Biol.*, v. 17, p. 42 – 51; 1972.

13. JUR SINIC, P. A. Clinical implementation of a two-component x-ray source model for calculation of head-scatter factors. *Med. Phys.*, v. 24, p. 2001 – 2007, 1997.
14. LIU, H.; MACKIE, R. T.; MCCULLOUGH, E.C. A dual source photon beam model used in convolution/superposition dose calculations for clinical megavoltage X-ray beams. *Med. Phys.*, v. 24, p. 1234 – 1234, 1997.
15. LIU, H.; MACKIE, T. R.; MCCULLOUGH, E. C. Correcting kernel tilting and hardening in convolution/superposition dose calculations for clinical divergent and polychromatic photon beams. *Med. Phys.*, v. 24, p. 1729 – 1741, 1997.
16. MOHAN, R.; CHUI, C. Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med. Phys.*, v. 13, p. 64 – 73, 1986.
17. STORCHI, P.; VAN GASTEREN, J. J. M. A table of phantom scatter factors of photon beams as a function of the quality index and field size. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 563 – 571, 1996.
18. STORCHI, P.; WOULDSTRA, E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. *Phys. Med. Biol.*, v. 40, p. 511 – 527, 1995.
19. STORCHI, P.; WOULDSTRA, E.; PUURUNEN, H. Calculation of irregular photon fields using pencil beam kernels derived from basic beam data. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 637 – 656, 1996.
20. WONG, E.; VAN DYK, J. Lateral electron transport in FFT photon dose calculations. *Med. Phys.*, v. 24, p. 1992 – 2000, 1997.
21. HILL, R. F.; PEREZ, M. D.; BECKHAM, W. A. An independent check method of radiotherapy computer plan derived units. *Phys. Eng. Sci. Med.*, v. 21, p. 79 – 84, 1998.
22. STARKSCHALL, G.; STEADHAM, R. R.; WELLS, N. H.; O'NEILL, L.; MILLER, L. A.; ROSE, I. I. On the need for monitor unit calculation as part of a calculations part of a beam commissioning methodology for a radiation treatment planning system. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 1, p. 86 – 94, 2000.
23. DUGGAN, L.; KRON, T.; HOWLETT, S.; SKOV, A.; O'BRIEN, P. An independent check of treatment plan, prescription, and dose calculation as a QA procedure. *Radioth. Oncol.*, v. 42, p. 297 – 301, 1997.
24. LESZCZYNSKI, K. W.; DUNSCOMBE, P. B. Independent corroboration of monitor unit calculations performed by a 3D computerized planning system. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 1, p. 120 – 125, 2000.
25. CHAN, J.; RUSSELL D.; PETERS, V. G.; FARRELL, T. J. Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent "hand" calculations: Results of three years clinical experience. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 3, p. 293 – 301, 2002.

26. HASLAM, J. J.; BONTA, D. V.; LUJAN, A. E.; RASH, C.; JACKSON, W. Comparison of dose calculated by an intensity modulated radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification program. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 4, p. 224 – 230, 2003.
27. DAHL, R. A.; MCCULLOUGH, E. C.; MELLENBERG, D. E. A quality assurance program for monitor unit calculators. *Med. Phys.*, v. 17, p. 103 – 105, 1990.
28. VENSELAAR, J.; WELLEWEERD, H.; MIJNHEER, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radioth. Oncol.*, v. 60, p. 191 – 201, 2001.
29. JOHNS, E. F.; CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology*. 4a. ed. Toronto: University of Toronto, 1993.
30. DUTREIX, A.; BJÄRNGARD, B. E.; BRIDIER, A.; MIJNHEER, B.; SHAW J. E.; SVENSSON, H. ESTRO Booklet 3. *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams*. Leuven: Grant, 1997.
31. MIJNHEER, B.; BRIDIER, A.; GARIBALDI, C.; TORZSOK, K.; VENSELAAR, J. ESTRO Booklet 6. *Monitor unit calculation for high energy photon beams - Practical examples*. Leuven: Grant, 2001.
32. ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1986.
33. CLARKSON, J. R. A note on depth doses in fields of irregular shape. *The British Journal of Radiology*, v. 14, p. 265 – 267, 1941.
34. BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY (BJR), Supplement 25. *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. London: The British Institute of Radiology, 1996.