



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

CÂMPUS DE BOTUCATU - INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

MARIELY ZAGO DOS SANTOS

SISTEMA DE CÁLCULO COMPUTACIONAL DA
UNIDADE MONITORA PARA FEIXES DE ELÉTRONS EM
RADIOTERAPIA

Botucatu

2009

Mariely Zago dos Santos

**Sistema de Cálculo Computacional da Unidade Monitora
para Feixes de Elétrons em Radioterapia**

Monografia apresentada ao Instituto de
Biotecnologia da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,
Campus de Botucatu, para obtenção do
título de Bacharel em Física Médica.

Supervisor: Dr. Batista de Oliveira Junior

**Orientador: Marco Antonio R. Fernandes
Co-orientador: Wander de Oliveira**

Botucatu

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Santos, Mariely Zago dos.

Sistema de cálculo computacional da unidade monitora para feixes de elétrons
em radioterapia / Mariely Zago dos Santos. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientadora: Marco Antonio R. Fernandes

Co-Orientador: Wander de Oliveira

1. Radioterapia 2. Medicina nuclear 3. Física médica

Palavras-chave: Elétrons; Excel; Radioterapia; Unidade monitora

Aos meus pais, amigos,
que me incentivaram a seguir até o fim.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me dar a oportunidade de aprender com os erros e sempre tentar melhorar; passar por experiências sofridas, mas necessárias; por dar-nos a chance de nos reinventar. Agradeço aos meus pais, Sebastião Rodrigues dos Santos e Susette Zago dos Santos, pelo apoio em todos esses anos, pela possibilidade de cursar a sonhada Universidade e pela ajuda incondicional às minhas decisões, sempre me orientando e buscando estarem ao meu lado no melhor caminho.

Agradeço ao meu professor e orientador, Marco Antônio R. Fernandes, pela ajuda em cada página deste trabalho, pelas caronas, pelas conversas descontraídas, mas repletas de conselhos de um profissional com enorme experiência e dedicação pelo que faz. Não poderia me esquecer de agradecer ao Wander de Oliveira, físico do serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas de Botucatu, idealizador deste trabalho e quem me confiou tamanha responsabilidade. É com satisfação que desenvolvi este sistema que será utilizado na rotina deste serviço e espero ajudar para que se realizem melhores planejamentos e, conseqüentemente, muitos pacientes sejam beneficiados.

Por fim, agradeço ao Wantuir Carlos Ramos Junior, meu maior incentivador, amigo, confidente, companheiro, que não me deixou desistir e está ao meu lado na conclusão desta etapa da minha vida.

Resumo

Em radioterapia com feixe de elétrons, os elétrons são produzidos em aceleradores lineares, e os mais utilizados têm energia entre 4MeV e 20MeV. Geralmente, trata-se casos de lesões superficiais, devido ao baixo alcance destas partículas. Neste trabalho desenvolveu-se um sistema para cálculo de unidades monitoras (U.M.) para casos de tratamentos com feixe de elétrons. Foi utilizado o programa Excel da Microsoft, facilmente encontrado no sistema operacional dos micro-computadores pessoais. Nas planilhas Excel foram digitados os dados pertinentes do acelerador linear de marca Varian modelo 2100C utilizado no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da UNESP de Botucatu. Para alguns valores dos parâmetros físicos, tais como: fatores campo e fatores calibração, não fornecidos nos testes de comissionamento da máquina, procedeu-se ainda cálculos de interpolação e extrapolação. As fórmulas matemáticas para busca automática destes e demais fatores utilizados nos cálculos da determinação da U.M. foram desenvolvidas conforme rotinas disponíveis no Excel. Para tanto foram utilizadas as funções SE (que impõe condição de busca) e PROCH (que procura um valor numa coluna a partir de determinada linha), além das funções básicas de soma, multiplicação e divisão. Pretende-se otimizar a rotina dos Serviços de Radioterapia que realizam procedimentos de eletroterapia, agilizando os cálculos e minimizando a ocorrência de erros e incertezas oriundos da manipulação equivocada dos parâmetros obtidos nas tabelas de dados dos feixes de elétrons.

Palavras-chave: Elétrons; Excel; Radioterapia; Unidade Monitora.

Abstract

In radiation therapy with electron beam, the electrons are produced in linear accelerators, and energy the most used have between 4MeV and 20MeV. Generally, the treatments are done for superficial injuries, because the low penetration of these particles. In this work a system for calculation of monitor units (U.M.) for cases of treatments with electron beam was developed. The Excel program of Microsoft was used and is easily found in the operational system of the personal microcomputers. In the Excel has been inserted the pertinent data of the linear accelerator of Varian, model 2100C, used in the Service of radiation therapy of the Hospital of the Clinics of the College of Medicine of the UNESP of Botucatu. For some values of the physical parameters, such as: factors field and factors calibration, not supplied in the tests of acceptance of the machine, still proceeded calculations from interpolation and extrapolation. The mathematical formulas for automatic search of these and others factors used in the calculations of the determination of the U.M had been developed in agreement available routines in Excel. For this the functions had been used the function IF (that it imposes search condition) and the PROCH (that looks a value in a column from determined line), beyond the basic functions of addition, multiplication and division. It is intended to optimize the routine of the Services of radiation therapy that perform through eletrontherapy procedures, speeding the calculations and minimizing the occurrence of errors and uncertainties deriving of the maken a mistake manipulation of the parameters gotten in tables of data of electron beams.

Key-words: Electrons; Excel; Monitor Unit; Radiation Therapy.

Lista de figuras

Figura 1 - Número de instalações de radioterapia [14].....	6
Figura 2 - Modelo de um acelerador linear [10].....	10
Figura 3 - PDP para diferentes qualidades de feixes de fótons [11].....	12
Figura 4 - Variação da PDP com a área do campo [9]	12
Figura 5 - Ilustração da variação da PDP com a mudança de DFP [9]	13
Figura 6 - Curva de PDP no eixo central para elétrons [9].....	15
Figura 7 - Fator calibração encontrado pelo sistema de cálculo de UM.	35
Figura 8 - Fatores calibração do sistema.....	35
Figura 9 - Fator campo encontrado pelo sistema de cálculo de UM	36
Figura 10 - Fatores campo do sistema.	37
Figura 11 - Sistema de cálculo de UM.....	38

Lista de tabelas

Tabela 1 - Distribuição dos equipamentos de radioterapia de SP [4].....	7
Tabela 2 - Espessuras de colimações [9]	6
Tabela 3 - Valores de fator campo	18
Tabela 4 - Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 4cm.....	19
Tabela 5 - Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 6cm.....	20
Tabela 6 - Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 10cm.....	20
Tabela 7 - Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 15cm.....	21
Tabela 8 - Valores de fator clibração para aplicador de tamanho 20cm	22
Tabela 9 - Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 25cm.....	22
Tabela 10 - Valores de PDP para energia de 4MeV	23
Tabela 11 - Valores de PDP para energia de 6MeV	24
Tabela 12 - Valores de PDP para energia de 9MeV	26
Tabela 13 - Valores de PDP para energia de 12MeV	28
Tabela 14 -Valores de PDP para energia de 15MeV	31
Tabela 15 - Casos de tratamentos com feixes de elétrons calculados manualmente	41
Tabela 16 – Comparação dos resultados do sistema computacional X manual.	42

Sumário

Resumo	
Abstract	
Lista de figuras	
Lista de tabelas	
1 Introdução	1
1.1 O câncer no Brasil	3
1.2 A radioterapia no Brasil: história e perspectivas.....	5
2 Revisão da literatura.....	9
2.1 Acelerador Linear	9
2.2 Distribuição da dose	11
2.2.1 Porcentagem de dose profunda	11
2.2.2 Outros parâmetros físicos.....	13
2.3 Terapia com feixes de elétrons	14
2.3.1 Planejamento com feixes de elétrons.....	15
2.3.2 Cálculo da Unidade Monitora.....	16
3 Objetivos	17
4 Justificativas.....	17
5 Materiais e Métodos.....	18
6 Resultados e Discussão	40
7 Conclusão	44
8 Referências bibliográficas.....	45

1. Introdução

Em 1895, Wilhelm Konrad Röntgen descobriu um tipo de radiação que atravessava corpos, apesar de serem parcialmente absorvidos. Foram chamados raios X por não se conhecer sua natureza. Os primeiros pesquisadores notaram que os raios X também apresentavam propriedades biológicas: a exposição de suas mãos aos novos raios provocava dermatites semelhantes às provocadas pelo sol, com posterior restituição da integridade com o fim da exposição. Estas observações, exposição, dano biológico aos tecidos e restituição, os levou investigar a finalidade terapêutica dessa radiação. [1]

Em 1896 houve a primeira tentativa de tratar com raios X uma recidiva local de um carcinoma de mama por Emil Grubbé, em Chicago (uma hora de exposição por 18 dias). [3]

A Radioterapia é, portanto, um método que utiliza feixes de radiações ionizantes, como os raios X, para destruir as células tumorais. A radiação é aplicada num tempo determinado, normalmente em frações diárias, para que a dose desejada alcance o volume tumoral, erradicando todas as células tumorais com o menor dano possível às células normais. Os efeitos da radiação no tecido dependem da sensibilidade do tumor à radiação, da localização e oxigenação, como também da qualidade e quantidade de radiação administrada. [2]

A Radioterapia é comumente realizada em duas modalidades: a teleterapia e a braquiterapia. Na teleterapia, utiliza-se fontes de radiação posicionadas a certa distância da lesão (100,0cm nos aceleradores lineares e 80,0cm nas unidades de cobaltoterapia). Na braquiterapia, as fontes são colocadas em contato ou mesmo no interior do tumor.

Atualmente os procedimentos de radioterapia utilizam aparelhos sofisticados e muito eficientes, diferentes dos primitivos utilizados em Röntgenterapia e Curieterapia. Assim, chegaram as unidades de cobalto (1951, no Victoria Hospital em Londres e em Ontário – Canadá), os aceleradores

lineares (1952, em Stanford – Califórnia), os simuladores, os sistemas computadorizados de planejamento e os equipamentos de braquiterapia de alta taxa de dose. [1]

Enquanto na radiologia diagnóstica os aparelhos de raios-X têm a finalidade de identificar estruturas anatômicas e detectar patologias, os equipamentos emissores de radiação ionizante usados em radioterapia visam exclusivamente o tratamento de patologias já diagnosticadas, as quais podem ser neoplasias malignas ou benignas (inflamações agudas, quelóide, pterígio, etc...). [1]

Na irradiação das lesões, órgãos sadios circunvizinhos também podem ser atingidos pelo feixe, portanto é preciso dimensionar o campo de radiação e direcionar o feixe com precisão, e em alguns procedimentos é necessário o uso de acessórios como blocos, colimador multi-lâminas, filtros compensadores, etc., os quais otimizam o planejamento. A visualização da lesão normalmente é obtida pela aquisição de imagens, com a possível fusão entre diferente equipamento, tais como PET (*póstron emission tomography*), tomografia computadorizada e ressonância magnética. [1]

No Brasil, os altos custos dos procedimentos mais sofisticados de radioterapia, ainda inviabilizam o custeio pelo Sistema Único de Saúde (S.U.S.). Desta forma, aqueles serviços que se destinam ao atendimento dos pacientes carentes e assistidos pelos sistemas públicos de saúde se limitam à realização das técnicas convencionais, com tecnologia restrita, cálculos manuais e imagens radiográficas planares.

A radioterapia com feixes de elétrons vem sendo ampliada com a aquisição de novos aceleradores lineares, embora na maioria dos serviços os cálculos físicos dos parâmetros do feixe ainda sejam realizados de forma primitiva com a manipulação de tabelas fornecidas pelos fabricantes das máquinas ou pelas poucas empresas contratadas para a realização dos testes de comissionamento.

Este trabalho apresenta um sistema de cálculo computacional de unidades monitoras desenvolvido especificamente para feixes de elétrons utilizados em radioterapia. Os parâmetros técnicos dos feixes de elétrons foram obtidos junto ao Setor Técnico de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da UNESP de Botucatu. Pretende-se assim contribuir para amenizar as limitações encontradas na rotina dos cálculos realizados pelos físicos-médicos. Nota-se que com a implementação do sistema computacional, além de se reduzir o tempo gasto nos cálculos, também se elimina os erros decorrentes de parâmetros incorretamente consultados nas tabelas manuais.

A metodologia de cálculo utiliza o Sistema Excel, disponível pelo Microsoft Office, e, portanto, de fácil aquisição. A rapidez do processamento computacional e a simplicidade dos algoritmos proporcionam uma fácil assimilação dos conceitos empregados, o que facilita o seu uso mesmo por aqueles profissionais da radioterapia que não detêm conhecimentos profundos em física, tais como os médicos e técnicos. Isto pode ser verificado durante este trabalho com os exercícios de cálculos propostos aos técnicos de radioterapia do Serviço da UNESP de Botucatu.

1.1 O Câncer no Brasil

Os aumentos da expectativa de vida, da industrialização e urbanização e avanços tecnológicos são proporcionais à maior probabilidade de casos de câncer, sendo, portanto, os países com maior desenvolvimento mais afetados. [4]

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), o câncer será a doença mais fatal do mundo em 2010, superando a mortalidade por doenças cardiovasculares, principalmente devido aos maus hábitos, como o tabagismo. As estimativas são de que em 2030, a mortalidade por câncer chegue a 17 milhões de pessoas, contra 7,6 milhões de mortes em 2007. [5]

O Brasil é um país que ainda enfrenta problemas no controle de câncer, lidando com cerca de 500 mil novos casos e 140 mil mortes por ano. [6]

De acordo com Luiz Antônio Santini, diretor do Inca (Instituto Nacional do Câncer), a dificuldade de domínio deve-se ao sistema de controle e tratamento brasileiro ser correspondente ao de um país subdesenvolvido, enquanto os números de casos correspondem a índices de países desenvolvidos e à maneira de encarar a doença. Deve-se encarar o câncer como um problema de saúde pública, hoje, na maioria dos casos, com possibilidade de cura, e não como um mal incurável, como era visto décadas atrás, em que os tratamentos eram somente sintomáticos e em doentes terminais. [6]

A prevenção do câncer, em casos em que isso é possível (como de colo de útero, estômago, reto, etc.) e diagnóstico precoce pode reduzir a incidência e a mortalidade. Um programa de informação neste sentido reduziria o número de novos casos e a mortalidade, sendo até mais barata ao Governo do que o tratamento de tantos pacientes. O Brasil gasta cerca de R\$1,2 bilhão por ano com internação, quimioterapia e radioterapia de pacientes com câncer. [6]

Desde dezembro de 2005, o Inca é responsável pela Política Nacional de Atenção Oncológica (PNAO), a qual promove ações, juntamente com o Governo, para controle do câncer no Brasil, assim como a publicação de estimativas do câncer no Brasil bienalmente. [7]

A última estimativa publicada pelo Inca (2008) é de que ocorrerão 466.730 novos casos de câncer no Brasil: 231.860 casos para o sexo masculino e 234.870 casos para o sexo feminino. O câncer de pele do tipo não melanoma foi estimado como o mais incidente (115 mil), seguido pelo câncer de próstata (49 mil), de mama (49 mil), de pulmão (27 mil), de cólon e reto (27 mil), de estômago (22 mil) e de colo de útero (19 mil). [7]

A distribuição de novos casos de câncer segundo sua localização primária indica que as regiões Sul e Sudeste, de maneira geral, apresentam as maiores

taxas, enquanto as regiões Norte e Nordeste mostram as menores taxas. As taxas da região Centro-Oeste apresentam um padrão intermediário. [7]

1.2 A Radioterapia no Brasil: História e Perspectivas

No Brasil, há poucos relatos sobre a história da Radioterapia, mas o primeiro fato é a fundação do Instituto de Radium e Eletrologia da Faculdade de Medicina, no Rio de Janeiro, em 1914, por Eduardo Rabello. O professor Eduardo havia voltado de Paris, onde estudou com o professor Degrais e onde no mesmo ano foi feita a primeira agulha de Rádio, usada em braquiterapia de pele. [8]

Em 1918, iniciou-se o tratamento com o primeiro aparelho de roentgenterapia profunda, no consultório do Dr. Arnaldo Campelo. Mais tarde, em 1923, Dr. Armando Aguinaga iniciou o tratamento de câncer ginecológico no Hospital São Francisco de Assis, estudando os efeitos da radiação e iniciando a pesquisa na área no Brasil. [8]

Em 1921, foi criado em São Paulo o Instituto Arnaldo Vieira de Carvalho, na Santa Casa de Misericórdia, dedicado ao tratamento com rádio e o Instituto de Radium do Estado de Minas Gerais. Em 1924, foi inaugurado o Instituto de Radium e Radiologia em Recife, por um médico alemão, Dr. Ernesto Roesler. Somente em 1938 foi fundado o Instituto Nacional do Câncer (Inca), no Rio de Janeiro. [8]

Em 1940, um grupo de radioterapeutas se reuniu sob o comando do professor Antônio Prudente para criar o Instituto do Câncer de São Paulo, onde hoje é o Hospital A. C. Camargo. [8]

Em 1954, foi inaugurada a primeira unidade de telecobaltoterapia da América Latina, no Brasil, no Hospital São João, a seguir no Inca e ainda nos anos 50, no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo, no

Hospital A. C. Camargo e no Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco. [8]

Após a década de 60, surgiram novos serviços de Radioterapia no Brasil e os já existentes foram adquirindo novos equipamentos. [8]

O primeiro acelerador linear do Brasil foi instalado no Hospital Oswaldo Cruz, em 1972. [8]

Em 1983, o Colégio Brasileiro de Radiologia tinha catalogado 86 unidades de Radioterapia: 23 no estado de São Paulo, 13 no Rio de Janeiro, 7 em Minas Gerais, 6 na Bahia, 5 em Pernambuco, 5 no Rio Grande do Sul, e o restante espalhados entre os estados não citados. De acordo com esse levantamento, existiam 41 aceleradores lineares, 94 unidades de telecobaltoterapia e 171 aparelhos de radioterapia convencional. [8]

O desenvolvimento das instalações de radioterapia no Brasil de 2001 a 2005 é apresentado na figura 01. Pode-se observar um crescimento no número de instalações.

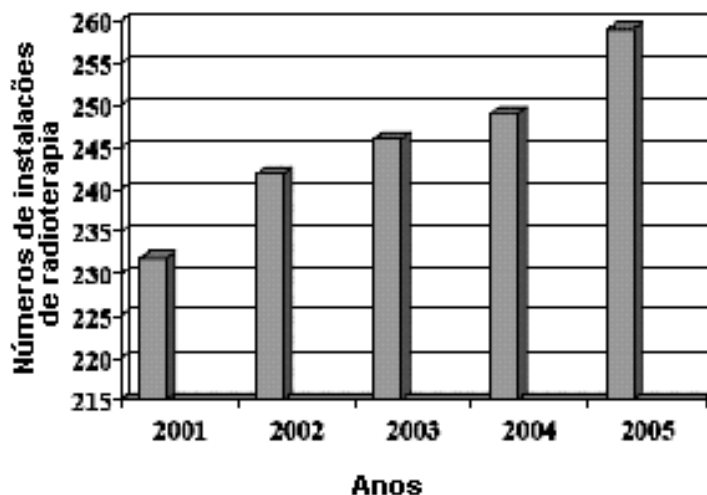


Figura 01: Número de instalações de radioterapia. [4]

Durante a primeira quinzena de abril de 2007 foi levantado pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), o número e tipo de equipamento de

teleterapia de cada serviço do Estado de São Paulo. Não foram contabilizados os equipamentos existentes que não estavam em funcionamento, os desativados e os que estavam em fase de instalação. Na tabela 01, apresenta-se a distribuição dos equipamentos no estado de São Paulo. [4]

Tabela 01: Distribuição dos equipamentos de radioterapia de SP. [4]

Sub-região	Nº de Municípios	População 2006	Estimativa de novos casos	Estimativa de casos para radioterapia	Nº de Equipamentos	Pacientes/ equipamento
Grande São Paulo	39	19.677.510	50.728	25.364	36	705
Araçatuba	40	700.008	1.805	902	0	-
Araraquara	25	942.868	2.431	1.215	2	608
Baixada Santista	9	1.666.453	4.296	2.148	3	716
Barretos	19	415.260	1.071	535	5	107
Bauru	68	1.623.025	4.184	2.092	5	418
Campinas	42	3.885.612	10.017	5.008	8	626
Franca	22	657.344	1.695	847	1	847
Marília	62	1.081.290	2.788	1.394	1	1394
Piracicaba	26	1.405.849	3.624	1.812	2	906
Presidente Prudente	45	723.244	1.864	932	2	466
Registro	15	299.360	772	386	0	-
Ribeirão Preto	25	1.233.785	3.181	1.590	2	795
São João da Boa Vista	20	797.952	2.057	1.029	0	-
São José do Rio Preto	101	1.456.782	3.756	1.878	1	1878
Sorocaba	48	2.245.623	5.789	1.895	3	965

Sub-região	Nº de Municípios	População 2006	Estimativa de novos casos	Estimativa de casos para radioterapia	Nº de Equipamentos	Pacientes/ equipamento
Taubaté	39	2.243.796	5.784	1.892	5	578
Total no estado	645	41.055.761	105.840	52.920	76	696

Sabendo-se que cada aparelho de radioterapia é capaz de atender 500 novos casos por ano, a capacidade estadual de atendimento em 2007 era de 38.000 novos casos. Portanto, existia uma demanda reprimida de 14.920 pacientes, o que significava a necessidade de mais 30 novos aceleradores lineares ou unidades de ^{60}Co . [4]

A Portaria nº 741/05 do Ministério da Saúde (MS) recomenda um Centro de Alta Complexidade em Oncologia (Cacon) ou uma Unidade de Assistência de Alta Complexidade com radioterapia para cada 1.000 casos novos de câncer por ano. Supondo que cada Cacon contenha apenas um aparelho de teleterapia e dada a estimativa de casos novos para o Estado de São Paulo, em 2007, deveriam existir 106 centros equipados com ao menos um acelerador linear. [4]

De acordo com a CNEN, em junho de 2009, as instalações de radioterapia autorizadas no Brasil eram cerca de 170 em todo o país, sendo a maioria localizada nas regiões Sudeste e Sul (54 em SP, 19 no RJ, 16 no RS, 14 no PR, etc) e os profissionais de física médica em radioterapia com título de Supervisor de Radioproteção eram cerca de 260. [4]

Com o aumento do número de casos de câncer no Brasil e com as políticas públicas de saúde implementadas (como a Política Nacional de Atenção Oncológica – PNAO), há expectativas que o número de instalações de radioterapias aumente, assim como a melhora da tecnologia empregada nas instalações já existentes.

2. Revisão da Literatura

2.1 Acelerador Linear

Em aparelhos radioterápicos que utilizam tubos de raios X, há a limitação da energia máxima disponível (kV), devido a problemas de isolamento desta tensão. Para utilizar maiores energias, opta-se por tratamentos em aceleradores lineares. [9]

O acelerador linear é um aparelho de tratamento utilizado para teleterapia, que pode dispor de diversas energias, na ordem de MeV, de fótons e elétrons, em que a fonte está geralmente entre 80,0cm e 100,0cm do centro de rotação, podendo ser utilizado em diferentes tipos de tratamentos (profundos ou superficiais). [9] [12] [13]

Um acelerador linear é composto basicamente por: sistema de produção e controle de radiação, sistema de posicionamento do paciente e sistema de localização do campo de irradiação. [10]

Um acelerador linear utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para guiar e acelerar elétrons a altas energias através de um tubo linear. Para tratamentos com feixe de elétrons, basta acelerá-los e direcionar o feixe, para tratamento com fótons, os elétrons acelerados são chocados contra um alvo para produção de raios X. [12] [13]

Dentro do tubo acelerador há uma série de placas metálicas em forma de disco, com um orifício no meio. O princípio de aceleração é a ligação destes discos a geradores de tensão variável. Com esta tensão variável há criação de campo elétrico variáveis, ora em um sentido e após em outro. Os elétrons são acelerados devido a esse campo elétrico, acelerando-se cada vez mais a cada inversão. Os orifícios dos discos são de tamanho decrescente, auxiliando também na aceleração dos elétrons. Este é o princípio do acelerador, porém, ao invés de

tensão, são utilizadas as ondas de radiofrequência para conduzir os elétrons, acelerando-os. [9]

Geralmente o tubo acelerador é montado horizontalmente devido ao seu tamanho. O acelerador é montado então em um braço (“*gantry*”) ligado ao corpo do aparelho. O *gantry* pode girar horizontalmente em seu eixo, por onde é liberado o feixe. O centro do eixo é chamado isocentro. A figura 02 representa um modelo de acelerador linear. [9]

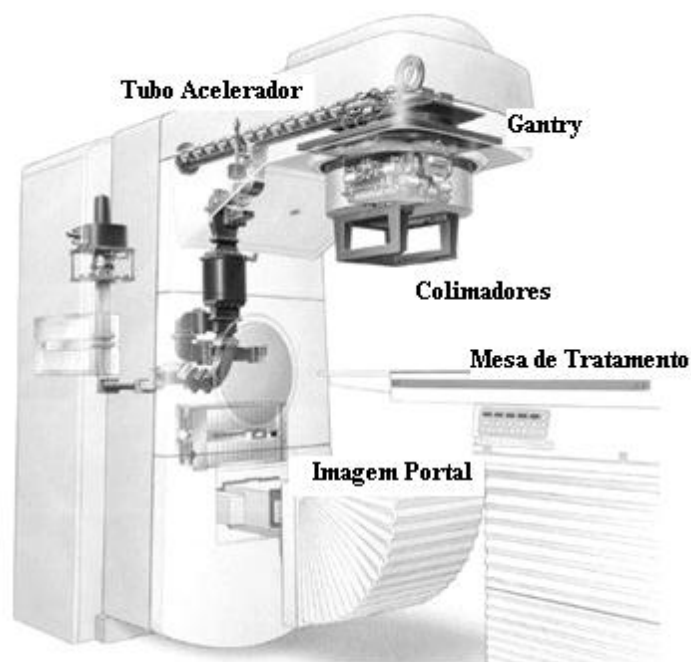


Figura 02: Modelo de um acelerador linear. [10]

O sistema de posicionamento do paciente e de localização do campo de irradiação consistem: numa mesa de tratamento móvel com régua óptica para posicionar sua altura; laser de localização do campo (três ou quatro); feixe de luz que delimita a localização do campo de radiação; um sistema eletrônico de comando que fornece os dados de posição da mesa, *gantry*, etc e colimadores, que permitem adequar o tamanho do campo retangular, por isso, em campos irregulares é necessário utilizar blocos de proteção, feitos para cada caso, ou sistema de colimação multi-lâminas, ajustável e utilizado em todos os casos. [10]

2.2 Distribuição da Dose

2.2.1 Porcentagem de Dose Profunda

Para compreender qual dose é aplicada à determinada profundidade utiliza-se a Porcentagem de Dose Profunda. A Porcentagem de Dose Profunda (PDP) é uma relação percentual da dose, em determinada profundidade, em relação à profundidade onde a dose é máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) e é dada pela equação: [9]

$$PDP = \frac{Dd}{Dm} \cdot 100 \quad (\text{Eq. 01})$$

Onde: Dd é a dose na profundidade “ d ” no eixo central do feixe

Dm é a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico “ dm ” no eixo central

O valor da PDP muda para cada profundidade, conforme o tamanho do campo irradiado, para cada distância entre a fonte e a pele (DFP ou em inglês, SSD) do paciente e para cada energia de feixe. [9]

À medida que a radiação atinge a superfície (pele do paciente) a dose liberada aumenta até o seu valor máximo (região de equilíbrio eletrônico ou “*build-up*”), após a qual ela decai exponencialmente com o aumento da profundidade, devido à atenuação da radiação e pela lei do inverso do quadrado da distância. [12][13]

A figura 03 ilustra a distribuição de dose à profundidade (PDP) no eixo central para diferentes qualidades de feixes de fótons, considerando um tamanho de campo de 10cm X 10 cm, distância fonte-pele de 100 cm para todos os feixes,

exceto para aquele corresponde à CSR (camada semi-redutora) de 3.0 mm de cobre que possui uma distância foco-pele de 50 cm. [11]

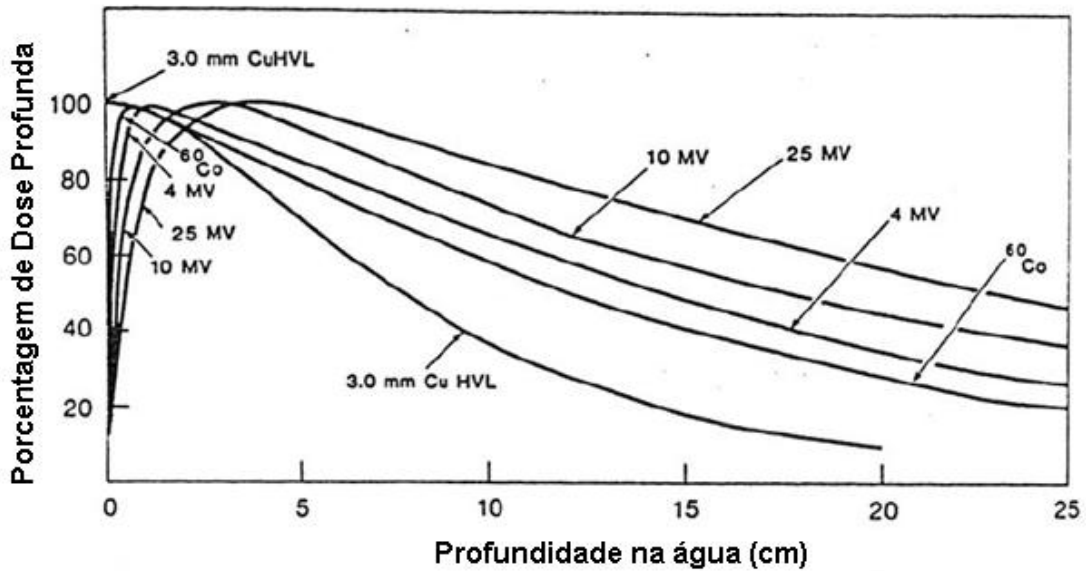


Figura 03: PDP para diferentes qualidades de feixes de fótons. [11]

Com o aumento do volume irradiado, a radiação espalhada é maior. Portanto, a PDP é maior para campos maiores. A figura 04 representa esta variação.

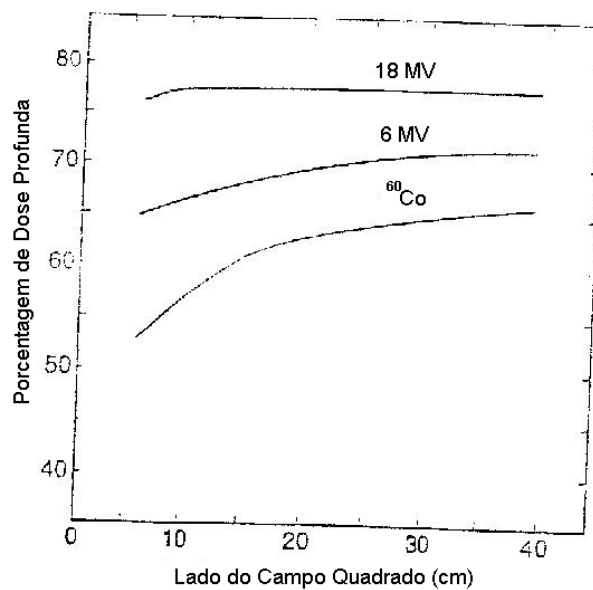


Figura 04: Variação da PDP com a área do campo. [9]

Alterando a distância fonte-pele (DFP), altera-se a PDP pela lei do inverso do quadrado da distância e também pelo fator de absorção e espalhamento, já que mesmo que o campo na pele tenha o mesmo tamanho, em profundidade terá tamanhos diferentes para DFP diferentes, assim observado na figura 05. [9]

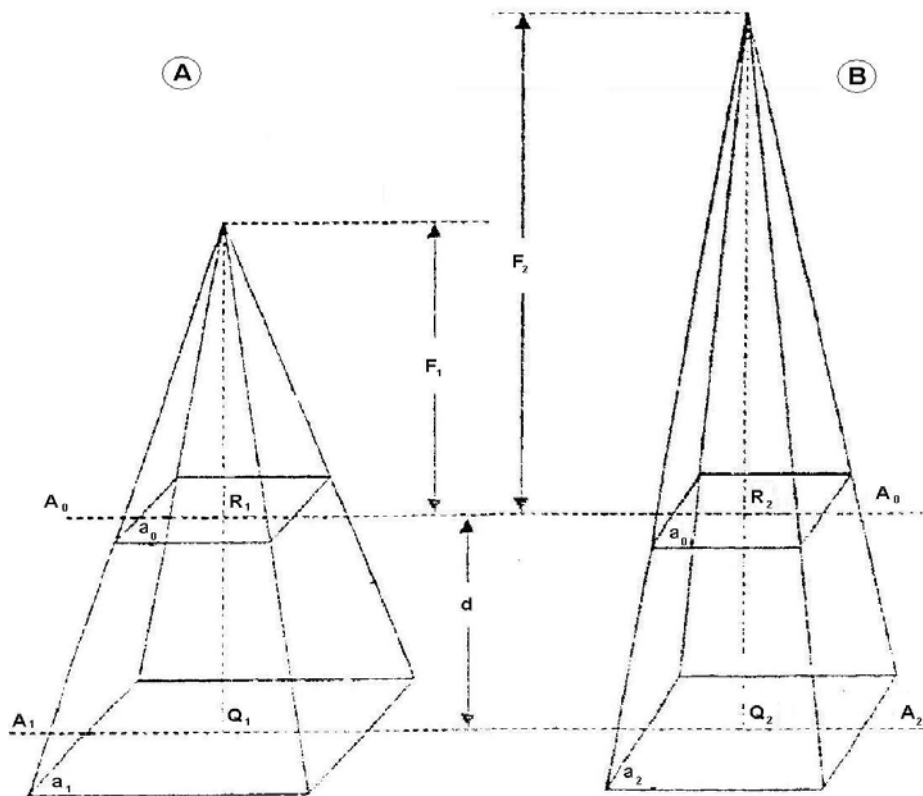


Figura 05: Ilustração da variação de PDP com a mudança de DFP. [9]

Para feixes de mais penetrantes (maior energia), a absorção diminuirá e então, a PDP será elevada. [9]

2.2.2 Outros parâmetros físicos

Com diferentes tamanhos de campo, ocorre variação da taxa de dose no ar, afetando a taxa de dose aplicada ao tecido, principalmente devido à colimação. O fator de colimador (f_c) representa o espalhamento pelo colimador e é a razão de

dose no ar para um campo em relação a um campo de referência (10 cm X 10 cm). [9]

O fator meio (fm) representa o espalhamento pelo meio e é a razão da taxa de dose no meio, para um campo, na profundidade de dose máxima, em relação à taxa de dose no ar nas mesmas condições. O fm é determinado para diversos tamanhos campos e normalizado para o campo de 10 cm X 10 cm (fm = 1,00). [9]

O fator campo (FC) é o produto do espalhamento pelo colimador e pelo meio e é dado, portanto, por: $FC = fc \cdot fm$ (Eq. 02). [9]

Ao variar a DFP, sabe-se que a PDP também sofre variação. Para compensar essa variação utiliza-se o fator calibração, mensurado para cada combinação de energia, colimação (tamanho de campo) e DFP.

Quando se têm campos irregulares, é necessário calcular qual campo quadrado é equivalente a ele. O Campo Equivalente Quadrado (CE), de acordo com Sterling, é dado por: [9]

$$CE = 4 \cdot \frac{A}{P} \quad (\text{Eq. 03})$$

Onde: CE = Campo Equivalente Quadrado

A = Área Útil do campo

P = Perímetro Útil do campo

2.3 Terapia com feixes de elétrons

Em Radioterapia, utiliza-se feixe de elétrons produzidos em aceleradores lineares, com energias entre 4MeV e 20MeV. Geralmente trata-se casos de lesões superficiais, devido ao baixo alcance dos elétrons. [9]

A curva de PDP no eixo central para elétrons de energias correspondentes a 5MeV, 10MeV, 15MeV, 20MeV e 30MeV é apresentada na figura 06.

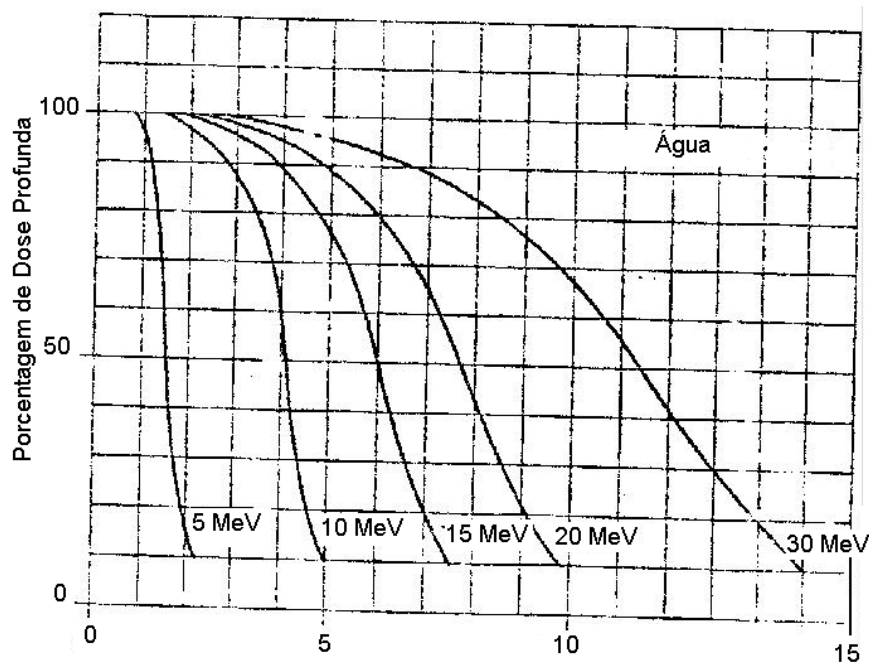


Figura 06: Curva de PDP no eixo central para elétrons. [9]

Pode-se observar que a atenuação da radiação acontece rapidamente, sendo essa uma grande vantagem do tratamento com feixe de elétrons em lesões superficiais. A dose máxima é dada a poucos centímetros abaixo da pele, onde deve estar a lesão, e logo abaixo decai, poupando órgãos sadios. [9]

2.3.1 Planejamento com Feixes de Elétrons

Os tratamentos com feixes de elétrons são, sem geral, em campo único e paralelo à superfície. [9]

Conforme a energia escolhida, a profundidade de dose máxima será maior ou menor, portanto, deve-se escolher a energia de acordo com a profundidade da lesão. Maiores energias têm profundidades de dose máxima maiores. [9]

Quando o campo é irregular, são utilizadas colimações de chumbo, com espessura para redução de 95 a 98% da intensidade do feixe. A tabela 02

exemplifica a espessura recomendadas dos blocos de proteção de chumbo para diferentes energias de feixes de elétrons. Por questões de praticidade, na rotina dos serviços, as colimações para feixes de elétrons possuem a mesma espessura, em torno de 1,5cm a 2,0cm. Os blocos de colimação são confeccionados em uma liga especial chamada cerobend. [9]

Tabela 02: Espessuras de colimações.

Energia (MeV)	Espessura da colimação (cm)
6	0,3
9	0,4
13	0,6
17	1,0
20	1,0

2.3.2 Cálculo da Unidade Monitora

Geralmente, os aceleradores lineares são calibrados para fornecer 0,01 Gy por unidade monitora (UM). A equação utilizada no cálculo de UM para feixes de elétrons é:

$$UM = \frac{\text{Dose por dia}}{(\text{Isodose ou PDP}) \cdot FC \cdot Fcal} \quad (\text{Eq. 04})$$

Onde:

UM = unidades monitoras

FC = Fator Campo

Fcal = Fator Calibração

A isodose é o conceito de que na região de tratamento toda a área deve receber a mesma porcentagem de dose de radiação, e o cálculo é baseado no valor de isodose prescrito pelo médico. Sistemas computacionais mais modernos utilizam o conceito de histograma de dose no volume irradiado (DVH).

Em casos em que o médico não prescreve a isodose, utiliza-se na equação então a PDP para a profundidade da lesão, lembrando-se sempre de converter a porcentagem para valores decimais.

3. Objetivos

Criar uma planilha de Excel para cálculo de unidades monitoras de casos de tratamentos com feixe de elétrons, de fácil manipulação; tornando a rotina do serviço de radioterapia de Botucatu mais prática, rápida e precisa.

4. Justificativas

O cálculo de unidades monitoras para casos de tratamento com feixe de elétrons no serviço de radioterapia de Botucatu é, até então, realizado manualmente, o que torna o trabalho do físico mais demorado e com maior probabilidade de incertezas no cálculo devido à aquisição manual dos parâmetros físicos da máquina, mediante tabelas obtidas no comissionamento do acelerador linear e atualizadas durante os procedimentos de dosimetria.

5. Materiais e Métodos

Foram utilizadas as seguintes tabelas:

Tabela 03: Valores de fator campo.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Campo				
C A M P O E Q U I V A L E N T E (cm ²)	1	0,794	0,728	0,680	0,670	0,648
	2	0,817	0,792	0,762	0,753	0,738
	3	0,838	0,847	0,832	0,824	0,814
	4	0,848	0,892	0,888	0,881	0,876
	5	0,868	0,929	0,933	0,927	0,926
	6	0,888	0,965	0,977	0,973	0,975
	7	0,913	0,974	0,983	0,981	0,984
	8	0,938	0,982	0,990	0,990	0,992
	9	0,963	0,991	0,996	0,998	1,001
	10	0,988	0,999	1,002	1,006	1,009
	11	0,990	0,999	1,002	1,005	1,007
	12	0,993	0,999	1,001	1,004	1,005
	13	0,995	1,000	1,001	1,002	1,004
	14	0,998	1,000	1,000	1,001	1,002
	15	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	16	1,008	1,002	0,997	0,996	0,997
	17	1,016	1,004	0,995	0,991	0,993
	18	1,023	1,006	0,992	0,987	0,990
	19	1,031	1,008	0,990	0,982	0,986
	20	1,039	1,010	0,987	0,978	0,983

	21	1,041	1,009	0,982	0,974	0,977
	22	1,043	1,008	0,978	0,969	0,971
	23	1,044	1,006	0,973	0,965	0,964
	24	1,046	1,005	0,969	0,960	0,958
	25	1,048	1,004	0,964	0,956	0,952

Tabela 04: Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 4cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 4				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9531	0,9383	0,9433	0,9569	0,9574
	102	0,9093	0,9237	0,9290	0,9459	0,9458
	103	0,8654	0,9090	0,9148	0,9349	0,9341
	104	0,8814	0,8828	0,8971	0,9147	0,9157
	105	0,8973	0,8566	0,8793	0,8945	0,8973
	106	0,8460	0,8339	0,8598	0,8764	0,8792
	107	0,7947	0,8113	0,8403	0,8583	0,8611
	108	0,7435	0,7886	0,8207	0,8402	0,8429
	109	0,6922	0,7660	0,8012	0,8221	0,8248
	110	0,6409	0,7433	0,7817	0,8040	0,8067

Tabela 05: Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 6cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 6				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9579	0,9698	0,9727	0,9792	0,9813
	102	0,9188	0,9427	0,9494	0,9574	0,9585
	103	0,8797	0,9155	0,9261	0,9356	0,9358
	104	0,8461	0,8911	0,9048	0,9156	0,9171
	105	0,8125	0,8666	0,8835	0,8955	0,8983
	106	0,7850	0,8453	0,8646	0,8776	0,8803
	107	0,7575	0,8240	0,8457	0,8596	0,8624
	108	0,7299	0,8027	0,8267	0,8417	0,8444
	109	0,7024	0,7814	0,8078	0,8237	0,8265
	110	0,6749	0,7601	0,7889	0,8058	0,8085

Tabela 06: Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 10cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 10				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9687	0,9747	0,9747	0,9796	0,9825
	102	0,9403	0,9525	0,9535	0,9581	0,9610
	103	0,9120	0,9302	0,9322	0,9367	0,9395
	104	0,8865	0,9098	0,9126	0,9170	0,9197
	105	0,8611	0,8893	0,8929	0,8973	0,8999
	106	0,8391	0,8711	0,8753	0,8796	0,8822

	107	0,8171	0,8529	0,8578	0,8619	0,8645
	108	0,7952	0,8346	0,8402	0,8443	0,8468
	109	0,7732	0,8164	0,8227	0,8266	0,8291
	110	0,7512	0,7982	0,8051	0,8089	0,8114

Tabela 07: Valores de fator calibração para aplicador de tamanho 15cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 15				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9715	0,9756	0,9752	0,9801	0,9831
	102	0,9461	0,9541	0,9544	0,9592	0,9621
	103	0,9206	0,9327	0,9336	0,9384	0,9412
	104	0,8976	0,9130	0,9143	0,9191	0,9219
	105	0,8745	0,8933	0,8951	0,8999	0,9026
	106	0,8543	0,8756	0,8778	0,8826	0,8852
	107	0,8341	0,8579	0,8606	0,8653	0,8679
	108	0,8139	0,8403	0,8433	0,8480	0,8506
	109	0,7937	0,8226	0,8261	0,8307	0,8332
	110	0,7735	0,8050	0,8088	0,8134	0,8159

Tabela 08: Valores de Fator Calibração para Aplicador de tamanho 20cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 20				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9744	0,9764	0,9757	0,9807	0,9836
	102	0,9519	0,9558	0,9553	0,9603	0,9633
	103	0,9293	0,9352	0,9350	0,9400	0,9429
	104	0,9086	0,9162	0,9161	0,9213	0,9241
	105	0,8879	0,8972	0,8973	0,9025	0,9052
	106	0,8695	0,8801	0,8803	0,8856	0,8882
	107	0,8511	0,8630	0,8634	0,8686	0,8713
	108	0,8326	0,8459	0,8464	0,8517	0,8543
	109	0,8142	0,8288	0,8295	0,8347	0,8374
	110	0,7958	0,8117	0,8125	0,8178	0,8204

Tabela 09: Valores de Fator Calibração para Aplicador de tamanho 25cm.

		Energia				
		4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
		Fator Calibração – Aplicador 25				
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9774	0,9771	0,9762	0,9814	0,9840
	102	0,9578	0,9574	0,9563	0,9615	0,9643
	103	0,9381	0,9377	0,9364	0,9415	0,9446
	104	0,9197	0,9194	0,9180	0,9233	0,9262
	105	0,9013	0,9010	0,8995	0,9051	0,9077
	106	0,8847	0,8845	0,8828	0,8885	0,8911

	107	0,8680	0,8679	0,8662	0,8719	0,8746
	108	0,8514	0,8514	0,8495	0,8553	0,8580
	109	0,8347	0,8348	0,8329	0,8387	0,8415
	110	0,8181	0,8183	0,8162	0,8221	0,8249

Tabela 10: Valores de PDP para energia de 4MeV.

		Aplicador				
		6 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
		PDP (%) – Energia 4 MeV				
P R O F U N D I D A D E (cm)	0	79,7	80,1	80,5	81,3	81,6
	0,1	83,1	83,7	84,0	84,7	85,0
	0,2	86,7	87,3	87,7	88,4	88,6
	0,3	90,4	91,2	91,5	92	92,2
	0,4	94,2	94,7	95,1	95,4	95,6
	0,5	97,3	97,7	98,0	98,2	98,3
	0,6	99,3	99,5	99,6	99,7	99,8
	0,7	100,0	100,0	99,9	99,8	99,8
	0,8	98,8	98,5	98,1	97,9	97,8
	0,9	95,3	95,0	94,2	94,0	93,9
	1,0	89,8	89,3	88,2	87,9	87,7
	1,1	82,3	81,6	80,2	79,8	79,6
	1,2	73,1	72,3	70,5	70,1	70,0
	1,3	62,6	61,7	59,8	59,4	59,2
	1,4	51,6	50,6	48,6	48,2	48,2
	1,5	40,5	39,7	37,7	37,4	37,4
	1,6	30,4	29,6	27,6	27,4	27,4
1,7	22,1	21,5	19,8	19,6	19,8	

	1,8	14,4	14,1	12,8	12,6	12,7
	1,9	8,7	8,5	7,5	7,4	7,4
	2,0	4,8	4,6	4,0	3,8	3,8
	2,1	2,3	2,2	2,0	1,8	1,8
	2,2	1,0	0,9	0,8	0,6	0,6

Tabela 11: Valores de PDP para energia de 6MeV.

		Aplicador				
		6 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
		PDP (%) – Energia 6 MeV				
P R O F U N D I D A D E (cm)	0	76,5	76,8	76,9	78,0	78,0
	0,1	78,0	78,5	78,6	79,4	79,4
	0,2	79,7	80,3	80,2	80,9	81,0
	0,3	81,4	82,1	82,0	82,6	82,7
	0,4	83,3	84,1	83,9	84,4	84,5
	0,5	85,5	86,2	95,9	86,4	86,5
	0,6	87,5	88,2	87,9	88,3	88,4
	0,7	89,8	90,4	90,1	90,4	90,6
	0,8	92,1	92,6	92,3	92,6	92,8
	0,9	94,3	94,7	94,5	94,7	94,8
	1,0	96,3	96,6	96,4	96,6	96,7
	1,1	97,9	98,2	98	98,1	98,3
	1,2	99,1	99,3	99,2	99,3	99,4
	1,3	99,8	100,0	99,9	99,9	100
	1,4	99,9	99,9	99,9	99,8	99,9
	1,5	99,2	99,1	99,2	99,1	99,1
1,6	97,7	97,6	97,7	97,4	97,5	

	1,7	95,6	92,1	95,6	95,3	95,3
	1,8	92,4	87,8	92,3	91,8	91,9
	1,9	88,2	82,6	87,9	87,5	87,6
	2,0	83,1	76,5	82,7	82,1	92,4
	2,1	77,1	69,7	76,6	76,1	76,3
	2,2	70,3	62,4	69,8	69,2	69,4
	2,3	63,1	54,8	62,5	61,8	92,1
	2,4	22,2	47	57,7	54	54,4
	2,5	47,7	39,3	46,8	46,2	46,7
	2,6	40,1	32,8	39,2	38,6	39
	2,7	33,5	26	32,6	32	32,4
	2,8	26,6	20	25,8	25,3	25,6
	2,9	20,6	14,9	19,8	19,4	19,6
	3,0	15,3	10,7	14,7	14,3	14,5
	3,1	11,0	7,3	10,5	10,3	10,4
	3,2	7,6	4,8	7,3	7,0	7,0
	3,3	5,0	3,0	4,8	4,6	4,7
	3,4	3,1	1,9	3,0	2,9	3,0
	3,5	2,0	1,1	1,9	1,8	1,8
	3,6	1,1	1,1	1,2	1,1	1,1

Tabela 12: Valores de PDP para energia de 9MeV.

		Aplicador				
		6 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
		PDP (%) – Energia 9 MeV				
P R O F U N D I D A D E (cm)	0	80,3	80,4	80,5	81,0	80,4
	0,1	81,1	81,1	81,2	81,8	81,3
	0,2	82,0	81,9	82,0	82,6	82,3
	0,3	82,9	83,0	83,0	83,6	83,2
	0,4	83,9	84,0	84,1	84,5	84,2
	0,5	85,0	85,1	85,31	85,6	85,2
	0,6	86,0	86,2	86,0	86,5	86,1
	0,7	87,1	87,2	87,1	87,5	87,2
	0,8	88,2	88,4	88,1	88,6	88,1
	0,9	89,3	89,4	89,2	89,5	89,2
	1,0	90,5	90,6	90,3	90,6	90,3
	1,1	91,6	91,6	91,4	91,6	91,4
	1,2	92,8	92,8	92,6	92,7	92,5
	1,3	93,9	93,9	93,7	93,8	93,7
	1,4	95,0	95,0	94,8	94,9	94,7
	1,5	96,1	96,1	95,9	96,0	95,8
	1,6	97,1	97,0	96,9	97,0	96,8
	1,7	98,0	97,9	97,8	97,9	97,7
	1,8	98,7	98,8	98,7	98,8	98,5
	1,9	99,4	99,4	99,4	99,3	99,2
2,0	99,8	99,8	99,8	99,8	99,7	
2,1	100,0	100,0	100,0	99,9	100,0	
2,2	99,9	99,8	99,9	99,8	99,9	
2,3	99,4	99,3	99,5	99,3	99,5	

2,4	98,7	98,6	98,7	98,6	98,8
2,5	97,4	97,3	97,5	97,4	97,6
2,6	95,9	95,7	95,9	95,9	96,1
2,7	94,0	93,8	94,1	94,0	94,2
2,8	91,6	91,3	91,7	91,6	91,9
2,9	88,7	88,4	88,7	88,7	89,0
3,0	95,4	85,0	85,3	85,2	85,6
3,1	91,5	81,1	81,3	81,3	81,8
3,2	77,3	76,7	76,9	77,0	77,5
3,3	72,5	71,9	72,2	72,2	72,8
3,4	64,7	66,7	67,0	66,9	67,6
3,5	61,9	61,2	61,4	61,3	62,1
3,6	56,2	55,4	55,6	55,5	56,3
3,7	50,2	49,4	49,4	49,4	50,2
3,8	44,7	44,0	44,0	44,0	44,8
3,9	38,7	38,2	38,0	38,0	38,8
4,0	32,9	32,5	32,2	32,2	33,0
4,1	27,6	27,1	26,8	26,9	27,5
4,2	22,4	22,1	21,8	21,8	22,3
4,3	17,9	17,6	17,3	17,3	17,7
4,4	14,0	13,7	13,3	13,3	13,7
4,5	10,6	10,3	10,0	10,0	10,4
4,6	7,8	7,5	7,4	7,3	7,6
4,7	5,6	5,4	5,3	5,2	5,5
4,8	3,9	3,8	3,7	3,6	3,8
4,9	2,9	2,8	2,7	2,7	2,8
5,0	2,1	2,0	2,0	1,9	2,0

Tabela 13: Valores de PDP para energia de 12MeV.

		Aplicador				
		6 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
		PDP (%) – Energia 12 MeV				
P R O F U N D I D A D E (cm ²)	0	85,8	84,9	84,9	86,9	86,5
	0,1	85,8	84,9	84,9	86,9	86,5
	0,2	86,5	85,6	85,8	87,6	87,2
	0,3	87,3	86,4	86,7	88,3	87,9
	0,4	88,0	87,2	87,6	89,0	88,6
	0,5	88,8	88,0	88,4	89,7	89,4
	0,6	89,5	88,7	89,0	90,3	90,0
	0,7	90,2	89,4	89,7	91,0	90,7
	0,8	90,9	90,1	90,3	91,6	91,3
	0,9	91,5	90,7	91,0	92,0	91,8
	1,0	92,1	91,3	91,5	92,5	92,3
	1,1	92,7	91,8	92,0	93,0	92,8
	1,2	93,2	92,4	92,6	93,5	93,2
	1,3	93,8	93,0	93,1	93,9	93,7
	1,4	94,4	93,5	93,6	94,4	94,2
	1,5	94,8	94,1	94,1	94,8	94,7
	1,6	95,4	94,6	94,6	95,3	95,1
	1,7	95,8	95,0	95,2	95,7	95,5
	1,8	96,4	95,6	95,7	96,2	96,0
	1,9	96,9	96,1	96,2	96,7	96,5
2,0	97,4	96,7	96,8	97,2	97,0	
2,1	97,9	97,2	97,3	97,7	97,5	
2,2	98,3	97,8	97,8	98,1	98,0	
2,3	98,7	98,3	98,2	98,5	98,4	

2,4	99,1	98,7	98,7	98,9	98,8
2,5	99,5	99,1	99,1	99,3	99,2
2,6	99,7	99,4	99,5	99,6	99,5
2,7	99,9	99,7	99,7	99,8	99,8
2,8	100	99,9	99,9	99,9	100,0
2,9	99,9	100,0	100,0	99,9	100,0
3,0	99,8	99,9	100,0	99,9	100,0
3,1	99,5	99,7	99,9	99,7	99,8
3,2	99,1	99,4	99,6	99,4	99,5
3,3	98,5	98,9	99,3	98,9	99,1
3,4	97,9	98,3	98,7	98,4	98,5
3,5	96,9	97,5	97,9	97,5	97,8
3,6	95,7	96,4	96,9	96,4	96,8
3,7	94,4	95,0	95,6	95,1	95,5
3,8	92,9	93,6	94,2	93,7	94,2
3,9	91,1	91,8	92,4	91,9	92,4
4,0	88,9	89,7	90,3	89,8	90,5
4,1	86,5	87,3	87,9	87,5	88,1
4,2	83,8	84,6	85,2	84,8	95,4
4,3	80,8	81,5	82,1	81,8	92,4
4,4	77,5	78,2	78,7	78,5	79,1
4,5	73,9	74,5	74,9	74,8	75,4
4,6	70	70,5	70,9	70,8	71,5
4,7	65,9	66,3	66,7	66,6	67,3
4,8	61,6	61,9	62,3	62,4	63,1
4,9	57,6	57,9	58,2	58,3	59,0
5,0	53,2	53,3	53,6	53,6	54,4
5,1	48,6	48,6	48,9	49,1	49,8

5,2	43,9	44,0	44,2	44,4	45,1
5,3	39,4	39,3	39,6	39,8	40,4
5,4	34,9	34,9	35,0	35,3	35,9
5,5	30,6	30,6	30,7	30,9	31,4
5,6	26,5	26,4	26,5	26,8	27,2
5,7	22,6	22,6	22,6	22,8	23,2
5,8	19,1	19,0	19,0	19,2	19,5
5,9	15,9	15,9	15,8	15,9	16,3
6,0	13,3	13,3	13,2	13,3	13,6
6,1	10,8	10,9	10,7	10,8	11,1
6,2	8,6	8,7	8,5	8,6	8,8
6,3	6,9	6,9	6,8	6,9	7,1
6,4	5,4	5,4	5,4	5,4	5,6
6,5	4,3	4,3	4,3	4,4	4,5
6,6	3,5	3,5	3,6	3,5	3,6
6,7	2,8	2,8	3,0	2,9	3,0
6,8	2,4	2,4	2,6	2,5	2,5
6,9	2,1	2,1	2,3	2,2	2,2
7,0	1,9	1,9	2,1	2,0	2,0

Tabela 14: Valores de PDP para energia de 15MeV.

		Aplicador				
		6 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
		PDP (%) – Energia 15 MeV				
P R O F U N D I D A D E (cm)	0	88,8	87,7	87,5	89,3	88,6
	0,1	89,3	88,3	88,3	89,9	89,3
	0,2	90,1	89,1	89,2	90,4	90,0
	0,3	90,9	89,9	89,9	91,2	90,8
	0,4	91,7	90,8	90,8	91,9	91,4
	0,5	92,5	91,5	91,5	92,6	92,2
	0,6	93,1	92,1	92,2	93,2	92,8
	0,7	93,8	92,8	92,8	93,9	93,4
	0,8	94,4	93,4	93,4	94,3	94,0
	0,9	94,9	93,9	93,9	94,8	94,5
	1,0	95,4	94,4	94,4	95,2	94,8
	1,1	95,8	94,8	94,7	95,6	95,2
	1,2	96,2	95,1	95,2	95,9	95,6
	1,3	96,5	95,5	95,6	96,2	95,9
	1,4	96,9	95,8	95,9	96,5	96,2
	1,5	97,2	96,2	96,2	96,8	96,5
	1,6	97,5	96,5	96,5	97,1	96,8
	1,7	97,6	96,8	96,8	97,3	97,0
	1,8	97,9	97,0	97,0	97,6	97,3
	1,9	98,2	97,3	97,3	97,8	97,5
	2,0	98,5	97,6	97,6	98,0	97,7
	2,1	98,7	97,8	97,7	98,1	97,9
	2,2	98,9	98,1	97,9	98,3	98,2
	2,3	99,0	98,3	98,2	98,6	98,3

2,4	99,2	98,4	98,4	98,8	98,5
2,5	99,4	98,6	98,6	99,0	98,6
2,6	99,5	98,8	98,8	99,1	98,8
2,7	99,7	99,0	99,0	99,3	99,0
2,8	99,8	99,2	99,2	99,4	99,2
2,9	100,0	99,4	99,4	99,6	99,4
3,0	100,0	99,6	99,6	99,7	99,6
3,1	100,0	99,8	99,7	99,8	99,7
3,2	100,0	99,9	99,9	100,0	99,9
3,3	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0
3,4	99,8	100,0	100,0	100,0	100,0
3,5	99,7	100,0	100,0	100,0	100,0
3,6	99,5	99,9	99,9	99,9	99,9
3,7	99,2	99,8	99,8	99,8	99,8
3,8	98,9	99,6	99,7	99,6	99,6
3,9	98,5	99,4	99,5	99,3	99,4
4,0	98,0	99,1	99,2	99,0	99,1
4,1	97,4	98,7	98,9	98,6	98,8
4,2	96,7	98,3	98,3	98,1	98,3
4,3	95,8	97,7	97,7	97,6	97,8
4,4	94,8	96,9	97,0	96,9	97,1
4,5	93,7	96,0	96,1	96,0	96,2
4,6	92,5	94,9	95,2	95,0	95,2
4,7	91,1	93,8	94,1	93,9	94,2
4,8	89,6	92,5	92,9	92,6	92,9
4,9	88,2	91,2	91,5	91,3	91,7
5,0	86,5	89,6	89,9	89,7	90,2
5,1	84,6	97,8	88,3	87,9	88,4

5,2	82,5	95,8	86,3	96,1	86,6
5,3	80,3	93,7	84,1	83,9	84,5
5,4	77,9	81,3	81,8	91,7	82,2
5,5	75,4	78,8	79,3	79,1	79,8
5,6	72,7	76,1	76,6	76,5	77,2
5,7	70,0	73,3	73,8	73,7	74,3
5,8	67,1	70,2	70,8	70,7	71,3
5,9	64,1	67,0	67,6	67,5	68,1
6,0	61,3	63,9	64,6	64,5	65,1
6,1	58,0	60,4	61,1	61,0	61,7
6,2	54,7	56,9	57,5	57,5	58,1
6,3	51,3	53,3	53,9	53,8	54,4
6,4	47,7	49,6	50,2	50,2	50,7
6,5	44,2	45,9	46,4	46,4	46,9
6,6	40,7	42,1	42,7	42,7	43,1
6,7	37,2	38,4	38,9	39,0	39,5
6,8	33,7	34,8	35,2	35,3	35,8
6,9	30,4	31,3	31,7	31,8	32,2
7,0	27,5	28,3	28,7	28,7	29,2
7,1	24,4	25,1	25,4	25,4	25,9
7,2	21,6	22	22,3	22,3	22,8
7,3	18,8	19,1	19,5	19,5	19,9
7,4	16,3	16,5	16,7	16,9	17,2
7,5	14,0	14,2	14,3	14,4	14,8
7,6	12,0	12,1	12,1	12,4	12,5
7,7	10,2	10,2	10,2	10,4	10,6
7,8	8,6	8,6	8,6	8,9	8,9
7,9	7,4	7,3	7,4	7,6	7,7

	8,0	6,3	6,2	6,4	6,4	6,5
	8,1	5,4	5,4	5,5	5,7	5,7
	8,2	4,7	4,7	4,9	4,9	5,0
	8,3	4,1	4,2	4,3	4,3	4,4
	8,4	3,7	3,8	3,9	3,9	3,9
	8,5	3,4	3,5	3,6	3,6	3,5
	8,6	3,2	3,2	3,3	3,3	3,2
	8,7	3,0	3,1	3,1	3,2	3,1
	8,8	2,9	2,9	3,0	3,0	2,9
	8,9	2,8	2,8	2,9	3,0	2,9

Os dados das tabelas foram coletados nos testes de aceitação do aparelho e atualizados nos testes de dosimetria. O aparelho utilizado é um acelerador linear da marca Varian, modelo Clinac 2100C. Alguns valores não aferidos, como por exemplo, fator calibração para aplicador de tamanho 4,0cm, foram determinados por interpolação e extrapolação dos valores adjacentes.

O sistema busca valores correspondentes nas tabelas, de acordo com os dados digitados.

Exemplo: Ao digitar a distância entre a fonte e a pele do paciente (SSD), a energia e o aplicador utilizados, o sistema irá buscar o fator calibração correspondente. Para distância de 110 cm, aplicador 15 e energia 12 MeV, o fator calibração será 0,813, como mostram as figuras 07 e 08. Na figura 07, destaca-se os valores de energia, SSD e aplicador digitados na planilha e, a partir desses, o valor de fator calibração encontrado pelo sistema. Na figura 08, a tabela de onde o sistema buscou o fator calibração é apresentada.

Cálculo Elétrons

Campos	1	
Dose (cGy)	200	*
Energia (MeV)	12	* 4, 6, 9, 12 ou 15
Campo Eq. Colim.	13	* 1 a 25 (Passo 1)
SSD (cm)	110	* 100 a 110 (Passo 1)
Aplicador	15	* 4, 6, 10, 15, 20 ou 25
Isodose (%)	85	*
Profundidade (cm)	0	*
PDP ou ISODOSE?	I	* P ou I ?

CAMPO EQUIVALENTE	
X (cm)	Y (cm)
14,0	12,0
12,9	

*Preenchimento obrigatório.

PDP	84,9
Fator Campo	1,002
Fator Calibração	0,813

U.M.	289
------	-----

Figura 07: Fator calibração encontrado pelo sistema de cálculo de UM.

		Aplicador: 20				
		Energia (MeV)				
		4	6	9	12	15
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9744	0,9764	0,9757	0,9807	0,9836
	102	0,9519	0,9558	0,9553	0,9603	0,9633
	103	0,9293	0,9352	0,9350	0,9400	0,9429
	104	0,9086	0,9162	0,9161	0,9213	0,9241
	105	0,8879	0,8972	0,8973	0,9025	0,9052
	106	0,8695	0,8801	0,8803	0,8856	0,8882
	107	0,8511	0,8630	0,8634	0,8686	0,8713
	108	0,8326	0,8459	0,8464	0,8517	0,8543
	109	0,8142	0,8288	0,8295	0,8347	0,8374
	110	0,7958	0,8117	0,8125	0,8178	0,8204

		Aplicador: 15				
		Energia (MeV)				
		4	6	9	12	15
SSD (cm)	100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040
	101	0,9715	0,9756	0,9752	0,9801	0,9831
	102	0,9461	0,9541	0,9544	0,9592	0,9621
	103	0,9206	0,9327	0,9336	0,9384	0,9412
	104	0,8976	0,9130	0,9143	0,9191	0,9219
	105	0,8745	0,8933	0,8951	0,8999	0,9026
	106	0,8543	0,8756	0,8778	0,8826	0,8852
	107	0,8341	0,8579	0,8606	0,8653	0,8679
	108	0,8139	0,8403	0,8433	0,8480	0,8506
	109	0,7937	0,8226	0,8261	0,8307	0,8332
	110	0,7735	0,8050	0,8088	0,8134	0,8159

		Aplicador: 4				
		Energia (MeV)				
		4	6	9	12	15
100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040	

		Aplicador: 25				
		Energia (MeV)				
		4	6	9	12	15
100	0,9970	0,9970	0,9960	1,0010	1,0040	

Figura 08: Fatores calibração do sistema.

Há uma janela reservada para o cálculo do campo equivalente, em que se digitam os lados do campo e o valor equivalente é dado. Ao digitar o valor do

campo equivalente, o sistema procura o fator campo de acordo com os dados de energia e campo, como visto nas figuras 09 e 10. A figura 09 destaca o cálculo do campo equivalente quadrado e a busca pelo sistema do fator campo através da energia digitada e do campo equivalente calculado. A figura 10 mostra a tabela com os valores de fator campo, em que o sistema busca o valor correspondente.

Cálculo Elétrons

Campos	1		
Dose (cGy)	200	*	
Energia (MeV)	12	*	4, 6, 9, 12 ou 15
Campo Eq. Colim.	13	*	1 a 25 (Passo 1)
SSD (cm)	110	*	100 a 110 (Passo 1)
Aplicador	15	*	4, 6, 10, 15, 20 ou 25
Isodose (%)	85	*	
Profundidade (cm)	0	*	
PDP ou ISODOSE?	I	*	P ou I ?

*Preenchimento obrigatório.

CAMPO EQUIVALENTE	
X (cm)	Y (cm)
14,0	12,0
12,9	

PDP	84,9
Fator Campo	1,002
Fator Calibração	0,813

U.M.	289
------	-----

Figura 09: Fator campo encontrado pelo sistema de cálculo de UM.

		Fator Campo				
		Energia				
		4	6	9	12	15
Campo Equivalente	1	0,794	0,728	0,680	0,670	0,648
	2	0,817	0,792	0,762	0,753	0,738
	3	0,838	0,847	0,832	0,824	0,814
	4	0,848	0,892	0,888	0,881	0,876
	5	0,868	0,929	0,933	0,927	0,926
	6	0,888	0,965	0,977	0,973	0,975
	7	0,913	0,974	0,983	0,981	0,984
	8	0,938	0,982	0,990	0,990	0,992
	9	0,963	0,991	0,996	0,998	1,001
	10	0,988	0,999	1,002	1,006	1,009
	11	0,990	0,999	1,002	1,005	1,007
	12	0,993	0,999	1,001	1,004	1,005
	13	0,995	1,000	1,001	1,002	1,004
	14	0,998	1,000	1,000	1,001	1,002
	15	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	16	1,008	1,002	0,997	0,996	0,997
	17	1,016	1,004	0,995	0,991	0,993

Figura 10: Fatores campo do sistema.

O sistema consiste de duas opções de cálculo: utilizando valor de isodose, estabelecida pelo médico, e PDP, encontrada nas tabelas.

Com os valores de dose por dia e isodose, fornecidos pelo médico, e os valores de fator calibração e fator campo, retirados das tabelas pelo sistema, calcula-se o número de unidades monitoras, automaticamente, pela equação 04. A figura 11 representa o sistema de cálculo e destaca os valores utilizados no cálculo da UM. Note que a opção PDP ou Isodose da planilha indica a opção por cálculo por Isodose (I), sem necessidade do preenchimento da profundidade.

Cálculo Elétrons

Campos	1
Dose (cGy)	200 *
Energia (MeV)	12 * 4, 6, 9, 12 ou 15
Campo Eq. Colim.	13 * 1 a 25 (Passo 1)
SSD (cm)	110 * 100 a 110 (Passo 1)
Aplicador	15 * 4, 6, 10, 15, 20 ou 25
Isodose (%)	85 *
Profundidade (cm)	0 *
PDP ou ISODOSE?	I * P ou I ?

*Preenchimento obrigatório.

CAMPO EQUIVALENTE	
X (cm)	Y (cm)
14,0	12,0
12,9	

PDP	84,9
Fator Campo	1,002
Fator Calibração	0,813

U.M.	289 ←
------	-------

Figura 11: Sistema de Cálculo de UM.

O sistema fornece além da opção de cálculo da UM usando o conceito de isodose, também a opção de cálculo utilizando o conceito de PDP, nesta última, basta escolher a opção de cálculo por PDP (P) e inserir a profundidade da lesão. O sistema buscará o valor de PDP correspondente e calculará a UM utilizando este valor.

As funções do Excel utilizadas foram: a função SE (que impõe condição para busca) e a PROCH (que busca valores em colunas a partir de determinada linha escolhida na tabela selecionada), além das funções básica de soma, multiplicação e divisão. As fórmulas utilizadas são apresentadas abaixo:

Para cálculo de Campo Equivalente:

$$=4*((G8*H8)/(H8+H8+G8+G8))$$

Para buscar o valor da PDP:

```
=SE(C7=4;PROCH(C10;PDP!C7:H30;C12*10+2;FALSO);SE(C7=6;PROCH(C10;PDP!K7:P44;C12*10+2;FALSO);SE(C7=9;PROCH(C10;PDP!C35:H86;C12*10+2;FALSO);SE(C7=12;PROCH(C10;PDP!S7:X78;C12*10+2;FALSO);SE(C7=15;PROCH(C10;PDP!K49:P139;C12*10+2;FALSO);"Erro:Energia!"))))
```

Para buscar o valor do fator campo:

```
=PROCH(C7;'Fator Campo'!C5:H30;C8+1)
```

Para buscar o valor do fator calibração:

```
=SE(C10=4;PROCH(C7;'Fator Cal'!D39:I50; C9-98); SE(C10=6;PROCH(C7; 'Fator Cal'!D6:I17; C9-98); SE(C10=10; PROCH(C7; 'Fator Cal'!L6:Q17; C9-98); SE(C10=15; PROCH(C7; 'Fator Cal'!L23:Q34;C9-98); SE(C10=20; PROCH(C7; 'Fator Cal'!D23:I34; C9-98); SE(C10=25; PROCH(C7; 'Fator Cal'!L39:Q50; C9-98); "Erro:Aplicador"))))
```

Para cálculo da unidade monitora:

```
=SE(C13="P"; C6/((C17/100)*C18*C19); SE(C13="I"; C6 / ((C11 / 100) * C18*C19); ))
```

Em síntese, para efetuar o cálculo de unidades monitoras para feixes de elétrons são medidos durante o planejamento os valores da distância foco-pele (DFP) e as dimensões do campo de radiação, o que também estipula o tamanho do aplicador. Em seguida, o médico escolhe, por meio de protocolo clínico, a dose diária de radiação, determina-se a energia do feixe e isodose em função da profundidade e as características geométricas e morfológicas da lesão.

Assim, são medidos no planejamento:

a) DFP;

- b) Dimensões do campo que determina o tamanho do aplicador;
São estipulados pelo médico:
- a) Dose diária e, conseqüentemente, a dose total e número de aplicações;
- b) Energia do feixe;
- c) Isodose ou profundidade de tratamento.

Com estes parâmetros, o físico-médico, determina:

- a) Campo equivalente quadrado;
- b) PDP;
- c) Fator campo;
- d) Fator calibração;
- e) Unidade Monitora.

Na rotina do sistema, escolhe-se a opção de cálculo por Isodose ou PDP, calcula-se o campo equivalente quadrado, para casos de campos retangulares e o sistema encontra os valores de fator campo, fator calibração, PDP (para cálculos desta opção) e UM.

6. Resultados e Discussão

A tabela abaixo apresenta dados de casos do serviço de Radioterapia de Botucatu, calculados manualmente, onde:

X/Y é a representação dos lados do campo de irradiação;

Isod representa a Isodose;

Aplic é o valor de tamanho do aplicador;

FC é o fator campo;

Fcal é o fator calibração e

UM é a unidade monitora calculada.

Tabela 15: Casos de tratamentos com feixes de elétrons calculados manualmente.

Caso	Energia (MeV)	Dose* (cGy)	X/Y	Campo Equiv.	Isod	PDP (%)	SSD (cm)	Aplic	FC	Fcal	UM
1	12	200	14/12	13	0,85	85	110	15	1,002	0,827	284
2	4	180	12/10	9	1	100	103	20	0,963	0,929	201
3	6	200	13/8	10	1	100	105	15	0,999	0,904	221
4	6	200	18/7	10	1	100	103	20	0,999	0,939	213
5	4	200	23/15	18	1	100	100	25	1,023	0,997	196
6	4	180	6/6	4	1	100	100	10	0,848	0,997	213
7	6	200	14/13	10	1	100	105	15	0,999	0,904	221
8	4	200	5/5	5	1	100	103	6	0,868	0,880	262
9	12	200	14/12	13	0,85	85	110	15	1,002	0,827	284
10	9	200	9/6	7	0,85	85	100	10	0,983	0,996	240
11	6	200	24/20	22	1	100	103	25	1,008	0,940	211
12	12	200	14/13	13	0,85	85	100	15	1,002	1,001	234
13	4	200	24/20	22	1	100	108	25	1,043	0,855	224
14	4	200	22/18	18	1	100	103	25	1,023	0,94	208
15	6	180	7/5	5	0,85	85	110	10	0,929	0,798	285
16	4	180	12/10	9	1	100	103	20	0,963	0,929	201
17	6	200	3/2	2	1	100	100	6	0,892	0,997	225
18	6	200	11/6	7	1	100	100	15	0,974	0,997	206
19	6	200	3/3	3	0,85	85	100	6	0,892	0,997	265
20	9	200	14/10	12	0,85	85	100	15	1,001	0,996	236
21	4	200	5/5	5	1	100	103	6	0,868	0,880	262
22	12	200	6/6	5	0,85	85	103	10	0,927	0,940	271
23	9	200	6/6	5	0,85	85	103	10	0,933	0,932	271
24	9	200	14/8	10	0,85	85	103	15	1,002	0,940	250

25	6	200	8/8	6	1	100	100	10	0,965	0,997	208
26	9	200	9/6	7	0,85	85	100	10	0,983	0,996	240

*Dose por dia.

A tabela 16 apresenta a comparação do cálculo manual e cálculo pelo sistema computacional, onde:

FC m, Fcal m e UM m são o fator campo, o fator calibração e a unidade monitora, respectivamente, encontrados de forma manual;

FC p, Fcal p e UM p são o fator campo, o fator calibração e a unidade monitora, respectivamente, encontrados pela planilha;

Erro FC é a diferença percentual entre o FC m e FC p;

Erro Fcal é a diferença percentual entre Fcal m e Fcal p e

Erro UM é a diferença percentual entre UM m e UM p.

Tabela 16: Comparação dos resultados do sistema computacional X manual.

Caso	FC m	FC p	Erro FC (%)	Fcal m	Fcal p	Erro Fcal (%)	UM m	UM p	Erro UM (%)
1	1,002	1,002	0	0,827	0,813	1,7	284	289	1,8
2	0,963	0,963	0	0,929	0,929	0	201	201	0
3	0,999	0,999	0	0,904	0,893	1,2	221	224	1,4
4	0,999	0,999	0	0,939	0,935	0,4	213	214	0,5
5	1,023	1,023	0	0,997	0,997	0	196	196	0
6	0,848	0,848	0	0,997	0,997	0	213	213	0
7	0,999	0,999	0	0,904	0,893	1,2	221	224	1,4
8	0,868	0,868	0	0,880	0,880	0	262	262	0
9	1,002	1,002	0	0,827	0,813	1,7	284	289	1,8
10	0,983	0,983	0	0,996	0,996	0	240	240	0

11	1,008	1,008	0	0,938	0,938	0	211	212	0,5
12	1,002	1,002	0	1,001	1,001	0	234	234	0
13	1,043	1,043	0	0,855	0,851	0,5	224	225	0,5
14	1,023	1,023	0	0,938	0,938	0	208	208	0
15	0,929	0,929	0	0,798	0,798	0	285	286	0,5
16	0,963	0,963	0	0,929	0,929	0	201	201	0
17	0,892	0,792	11,2	0,997	0,997	0	225	253	12,4
18	0,974	0,974	0	0,997	0,997	0	206	206	0
19	0,892	0,847	5,0	0,997	0,997	0	265	279	5,3
20	1,001	1,001	0	0,996	0,996	0	236	236	0
21	0,868	0,868	0	0,880	0,880	0	262	262	0
22	0,927	0,927	0	0,937	0,937	0	271	271	0
23	0,933	0,933	0	0,932	0,932	0	271	271	0
24	1,002	1,002	0	0,940	0,934	0,6	250	252	0,8
25	0,965	0,965	0	0,997	0,997	0	208	208	0
26	0,983	0,938	0	0,996	0,996	0	240	240	0

As diferenças encontram-se dentro dos limites aceitáveis, e decorrem principalmente das interpolações e extrapolações utilizadas para aquisição de alguns dados.

Os casos 17 e 19 são casos em que o campo equivalente é menor que 4,0cm, que é o valor mínimo disponível na tabela utilizada. Para o cálculo manual foi utilizado o fator campo para campo de tamanho 4,0cm. No sistema foram adquiridos por extrapolação os valores de fator campo para os campos de tamanho 1,0cm, 2,0cm e 3,0cm e utilizado os valores correspondentes no cálculo, justificando a maior diferença.

Medidas dosimétricas com câmaras de ionização e fantom simulador para os tamanhos reais de campo devem ser realizadas e os resultados devem alimentar a tabela de dados do serviço. No entanto, isto não é realizado na rotina

dos serviços de radioterapia, uma vez que dimensões de campo de elétrons menores que 4,0cm são raramente encontradas.

7. Conclusão

Os resultados apresentados mostram a eficácia do sistema de cálculo de UM desenvolvido neste trabalho, onde verifica-se a concordância entre os valores obtidos com este sistema e aqueles calculados manualmente na rotina do Serviço de Radioterapia da UNESP de Botucatu.

A utilização do sistema Excel da Microsoft é de fácil aquisição e comumente já presente nos sistemas operacionais dos micro-computadores pessoais, disponíveis nos serviços de física médica, sendo então esta uma vantagem do sistema desenvolvido neste trabalho. O processamento de busca e cálculos, através de planilhas com algoritmos simples, é rápido e de fácil manipulação, permitindo que profissionais sem grandes conhecimentos em física, como técnicos e médicos, possam utilizá-lo.

No desenvolvimento deste trabalho foi necessário unir conhecimentos de várias disciplinas estudadas durante o curso de Física Médica, como Linguagem de Programação, Radioterapia e Física das Radiações. Saber como e onde aplicar os conceitos aprendidos em sala de aula é extremamente importante para a formação de um profissional, e este trabalho desenvolveu esta união de teoria e prática, além de proporcionar a interdisciplinaridade e comunhão entre o staff do setor de radioterapia e os docentes do curso de Física Médica.

8. Referências Bibliográficas

- [1] SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. Radioterapia em oncologia. Rio de Janeiro: MEDSI Editora Medica e Científica LTDA, 1999. 1243p.
- [2] http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=100, acessado em 02/06/2009.
- [3] http://www.sbradioterapia.com.br/site/internas/associados/banco_aulas.aspx, acessado em 28/05/2009.
- [4] <http://www.cnen.gov.br>, acessado em 02/06/2009.
- [5] <http://www.portalsaude.org>, acessado em 28/05/2009.
- [6] <http://www.agencia.fapesp.br/materia/8063/entrevistas/novo-paradigma-do-cancer.htm>, acessado em 28/05/2009.
- [7] Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2007. 94p.
- [8] <http://www.imaginologia.com.br/historia-da-radiologia.asp>, acessado em 28/05/2009.
- [9] SCAFF, L. A. M. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier, 1997. 351p.
- [10] <http://ruirodrigues.net/radioterapia>, acessado em 28/05/2009.
- [11] KHAN, F. M. The Physics of Radiation Therapy. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, Third Edition, 2003.
- [12] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R. The Physics of Radiology. Springfield, Illinois, USA: Charles C. Thomas Publisher, Third Edition, 1974.
- [13] AGENCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA (IAEA). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. E.B.Podgorsak – Technical Editor. Vienna. 2005.