



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU
Curso de Graduação em Física Médica



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

LUCAS PORTES LIMA

**DETERMINAÇÃO DA UNIDADE MONITORA EM
PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO COM SISTEMA
COMPUTACIONAL XiO UTILIZANDO FILTRO DE CUNHA.**

Botucatu

2018

LUCAS PORTES LIMA

**DETERMINAÇÃO DA UNIDADE MONITORA EM
PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO COM SISTEMA
COMPUTACIONAL XiO UTILIZANDO FILTRO DE CUNHA.**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Biociências de Botucatu da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Botucatu

2018

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Lima, Lucas Portes.

Determinação da unidade monitora em planejamento
radioterápico com sistema computacional XiO utilizando
filtro de cunha / Lucas Portes Lima. - Botucatu, 2018

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física
Médica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de
Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu
Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes
Capes: 10501010

1. Radioterapia - Planejamento. 2. Radiação - Medidas
de segurança. 3. Radiação - Dosimetria. 4. Física médica.
5. Algoritmos de computador.

Palavras-chave: Filtro em cunha; Radioterapia; U.M.;
Unidade Monitora; XiO.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Ivan e Yara, pelo amor incondicional dado por eles, pelo total apoio em todas as decisões tomadas até hoje. À minha irmã Ana Elisa por todo incentivo quando o sentimento de insatisfação e a vontade de desistir persistiram e me fazer enxergar os tapas na cara que a vida dá.

Ao meu orientador Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes, pelo seu profissionalismo, ensinamentos, paciência e sua capacidade de incentivar a galgar um bom trabalho.

Aos meus queridos e estimados amigos de graduação, Felipe Chimin, Gabriel Arruda, Juan Costa, Gustavo Tomanik, Iury Goulart, Thales Hungaro, Paulo Rombaldi e Fernanda Moura, por toda vivência, paciência, amadurecimento, dicas, sorrisos, lágrimas e felicidade em todos os anos de graduação.

Aos professores que em algum momento foram educadores e contribuíram com a minha formação e caráter profissional.

A todos que puderam me ajudar de alguma forma na graduação.

RESUMO

Na radioterapia para a garantia da qualidade do tratamento executado, com a entrega da dose de radiação preconizada, se torna necessário a verificação dos valores determinados da unidade monitora com um outro método independente daquele oferecido pelo sistema de planejamento em análise. Esse estudo teve como objetivo determinar uma expressão matemática para cálculo manual de unidade monitora em tratamentos que utilizam filtros em cunha motorizados para verificação dos valores obtidos pelo sistema de planejamento XiO. Os dados utilizados foram de uma dosimetria para feixes de fótons de energia 6 MV e 10MV e fichas técnicas da rotina clínica. Após o estudo, foi possível obter uma expressão que possibilite o método de cálculo manual com tratamentos utilizando filtros em cunha motorizado.

Palavras-chave: Filtro em cunha; Radioterapia; Unidade Monitora; XiO.

ABSTRACT

In radiotherapy to guarantee the quality of the treatment performed, with the delivery of the recommended radiation dose, it is necessary to verify the determined values of the monitoring unit with another method independent of that offered by the planning system under analysis. The purpose of this study was to determine a mathematical expression for manual calculation of monitor units in treatments using motorized wedges filters to verify the values obtained by the XiO planning system. The data used were a dosimetry for photon bundles of 6 MV and 10 MV energy and technical data sheets of the clinical routine. After the study, it was possible to obtain an expression that allows the manual calculation method with treatments using motorized wedge filters.

Key word: wedges filters; Radiotherapy; monitor units; XiO.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Acelerador Elekta Precise.....	13
Figura 2 - 2 campos em técnica SSD	14
Figura 3 - Ilustração da técnica de isocentro	15
Figura 4 - Ilustração da interação do feixe central de radiação	16
Figura 5 - Distribuição da dose em profundidade do eixo central para feixes de fótons de energias diferentes e feixe de Cobalto-60 em um campo 10x10 cm ² e SSD = 100 cm para feixe de fótons e SSD = 50 cm para Cobalto.....	17
Figura 6 – Carta de isodose . A: cara de isodose para técnica de SSD=80 cm tipo, feixe de Cobalto-60, SSD = 80 cm, tamanho do campo 10 x 10 cm ² B: Carta de isodose para técnica de isocentro SAD=100 cm feixe de cobalto-60 para campo 10 x 10 cm ²	18
Figura 7 - Carta de isodose. A esquerda sem filtro, a direita com filtro.	20
Figura 8 - Filtro em cunha de 30°.....	20
Figura 9 - Interface do Sistema de Planejamento XiO	25
Figura 10 - Registro gerado pelo TPS XiO	27

ÍNDICE DE ABREVIACÕES

- i. cGy - centi Gray
- ii. cm - centímetros
- iii. CLINAC - *Clinic Linear Accelerator*
- iv. D - Dose
- v. D_{CAL} - Fator de Calibração
- vi. F_B - Fator Bandeja
- vii. FFT- *Fast Fourier Fransform*
- viii. FM - Filtro Motorizado
- ix. OAR - *Off-axis Ratio*
- x. PDP - Porcentagem de Dose Profunda
- xi. PSCF - *Phantom scatter factor*
- xii. SAD - *Source-axis distance*
- xiii. S_C - *Collimator scatter factor*
- xiv. SCD - Source to calibration point distance
- xv. S_p - *Phantom scatter factor*
- xvi. SPD - *Source to Point Distance*
- xvii. SSD - *Source Skin Distance*
- xviii. TF - *Tray factor*
- xix. TMR - *Tissue Maximum Ratio*
- xx. TPR - Razão Tecido-*Phantom*
- xxi. TPS - *Treatment Planning System*
- xxii. U.M. - Unidade Monitora
- xxiii. WF - *Wedge Factor*

SUMÁRIO

1. Introdução	11
1.2. Equipamentos de Teleterapia.....	12
1.3. Técnicas de posicionamento no tratamento.....	13
1.3.1. Técnica de distancia fonte pele (SSD)	14
1.3.2. Técnica de Isocentro (SAD)	15
1.4. Parametro de distribuição de Dose	15
1.4.1. Porcentagem de dose profunda (PDP).....	16
1.4.2. Relação Tecido-Máximo (TMR).....	17
1.4.3. Curvas de Isodose.....	18
1.5. Acessórios nos equipamentos de teleterapia	19
1.5.1. Bandeja e blocos colimadores	19
1.5.2. Filtro em Cunha.....	19
1.5.3. Filtro em cunha Motorizado (FM).....	20
2. Cálculo de Unidade Monitora.....	21
2.1. Parâmetros para cálculo de Unidade monitora	22
2.2. Fator de calibração (D_{cal})	22
2.3. Fator de espalhamento do colimador (S_c)	23
2.4. Fator de Espalhamento Phantom (S_p).....	23
2.5. Fator Filtro (WF)	23
2.6. Fator Bandeja (F_b).....	24
2.7. <i>Fator of Axis</i> (OAR)	24
3. Sistemas de Planejamento Computadorizados (TPS).....	24
4. Objetivo	26
5. Materiais e Métodos.....	26
6. Resultados.....	31
7. Discussão e Conclusão.....	40

8. Referências.....	41
---------------------	----

1. INTRODUÇÃO

A radioterapia teve seu início no final do século XIX, quando um físico alemão, Wilhelm Konrad Röntgen, produziu com o experimento de tubos de Crookes, radiações eletromagnéticas, que foram denominadas raios X. No ano seguinte, 1896, os raios X eram usados no primeiro tratamento de câncer de mama por Emil Herman Grubbe e no mesmo ano as descobertas dos raios γ , polônio e rádio aconteciam pelos físicos Antoine Henri Becquerel Marie Curie e Pierre Curie, dando início ao estudo de radioatividade [1,2].

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células, que invadem tecidos e órgãos. [3]. Células cancerígenas, diferentes das células saudáveis do corpo humano, crescem e de forma agressiva, dando origem a novas células anormais. Esse crescimento desordenado pode causar transtornos funcionais na região do corpo em que se encontra, e que tendem a espalhar para várias regiões do corpo caso não seja impedido [3].

Atualmente existem formas de tratamento para o câncer, podendo ser feitas de formas cirúrgicas, transplantes de medula óssea, com o uso de radiação ionizante (Radioterapia) ou por vias químicas (Quimioterapia). Neste estudo a modalidade abordada para tratamento de câncer foi a radioterapia [3].

A radioterapia (RT) é uma modalidade médica com o uso de radiações ionizantes. A fonte de radiação ionizante pode ser provida de uma determinada quantidade de substância radioativa ou pela produção de raios X de alta energia por um equipamento. Sua finalidade é destruir células cancerígenas, com uma dose de radiação pré-calculada, poupando o máximo possível de células saudáveis [4,3]. A dose depositada no paciente ocorre devido a interação de partículas como fótons, elétrons ou prótons (protonterapia) que ionizam o meio, mudando as características celulares.

A administração da radiação no paciente, pode ser a feita por duas modalidades: Teleterapia, onde a fonte se encontra a uma determinada distância do seu ponto alvo e Braquiterapia, onde a fonte de radiação está em contato ou muito próxima com o alvo [5,6].

Para o uso de radiações ionizantes, é obrigatório seguir um severo controle de qualidade em todo o planejamento da terapia, com objetivo de evitar acidentes, minimizar erros que proporcionam maior segurança e eficácia do tratamento no paciente. As

tolerâncias de frequência dos controles estão presentes no Protocolo de controle de qualidade do programa de qualidade em radioterapia TEC DOC – 1151 [6].

Com o desenvolvimento de novas tecnologias dentro da radioterapia, softwares com avançados algoritmos, auxiliam no Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS). Com os Sistemas computadorizados de Planejamento (3D) é possível realizar diversas combinações de tratamento, onde podem ser determinados órgãos de risco com imagens radiodiagnostics, criação de múltiplos campos de radiação, estimar quantidades de dose em múltiplos ponto e a quantidade de unidades monitoras (U.M.) necessárias para administrar a porção de radiação aplicada no tecido [6].

Unidades monitoras são as quantidades de radiação integrada registrada no equipamento. Essa unidade é usada em equipamentos de Megavoltagem pois, devido as oscilações normais dos componentes presentes no equipamento, ocorrem variações de rendimento [6].

Mesmo com a obtenção de U.M. a partir dos TPS atuais, mostra-se importante a comparação dos valores obtidos pelo software, com os valores de cálculo manual, com a finalidade de analisar o desvio entre eles [7].

1.2. EQUIPAMENTOS DE TELETERRAPIA

Os equipamentos de Teleterapia ou radioterapia externa, são equipamentos que realizam a RT com uma determinada distância do paciente. Esses equipamentos possuem uma série de componentes capazes de gerar radiação a partir da energia elétrica (Aceleradores Lineares) ou liberação radiação gama (equipamentos de Cobalto-60) a partir de fontes de isótopo radioativo, como, por exemplo, pastilhas de cobalto usados na Cobaltoterapia. Na teleterapia, as distâncias da fonte de radiação até a pele do paciente na teleterapia, podem ser mantidas de 1 cm a 100 cm [3].

Os Aceleradores Lineares Clínicos (CLINAC) são equipamentos de Megavoltagem. Diferentes dos primeiros equipamentos de teleterapia, os CLINAC aceleram elétrons através de anéis metálicos com pequenos orifícios separados por diferentes distancias, capazes de criar campos elétricos deslocando o elétron em um movimento acelerado. O conjunto de anéis e as distancias entre os anéis são chamados de tubo acelerador. Quando esses elétrons saem do tubo acelerador, passam a ser um feixe de elétrons [6,8,9].

Para a produção de raios X, o feixe de elétrons é direcionado a um alvo

(geralmente de tungstênio). Quando o feixe se choca com o alvo, ocorrem interações inelásticas, onde os elétrons liberam parte de sua energia em forma de raios X.

Os feixes de elétrons, são usados para terapias superficiais, como câncer de pele ou queloides, por se tratar de um feixe de baixa penetração devido sua alta transferência de energia no meio em pequenas distancias percorrida pelo feixe. Já os feixes de fótons, são usados em tratamentos de tumores mais profundos, devido seu maior poder de penetração e baixa transferência de energia com o meio, ou seja, o feixe de fótons percorre uma maior distância para ser atenuado [8].

Outra característica do acelerador, é a possibilidade de rotação em relação a mesa onde se encontra o paciente, ação possível devido ao *gantry*, como ilustrado na Figura 1. O *gantry* é uma coluna que pode girar ao redor de um eixo com angulação de até 360°. O colimador presente no cabeçote do *gantry*, tem uma rotação em relação a um eixo vertical e sua função é colimar o feixe de radiação. A intersecção desses eixos é caracterizado como um ponto virtual, chamado de isocentro [6].

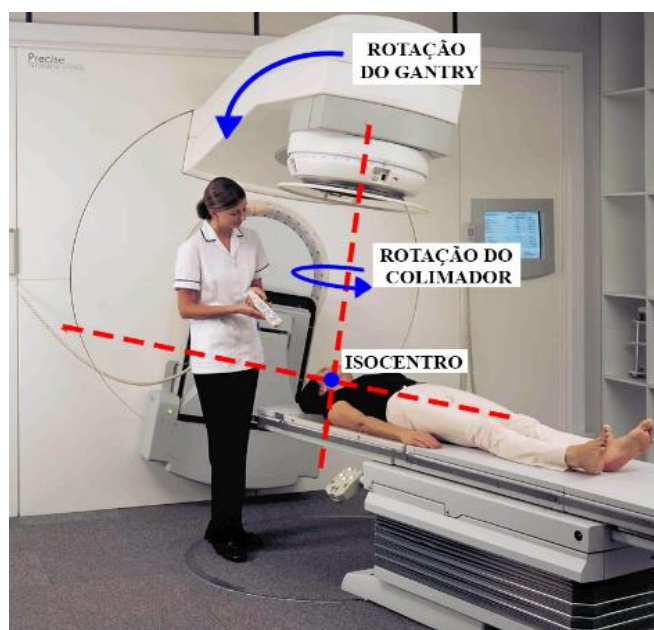


Figura 1 - Acelerador Elekta Precise

Fonte: Elekta Precise Treatment System (adaptado)

1.3. TÉCNICAS DE POSICIONAMENTO NO TRATAMENTO

Dentro dos tratamentos em Teleterapia, existem algumas técnicas de posicionamento diferentes, tanto para Telecobaltoterapia tanto para CLINAC. Essas modalidades diferem sua distância do tumor, sendo elas a distância fonte pele (*source*

skin distance –SSD) onde em todos os campos de radiação, é mantida a mesma distância da fonte até a superfície da pele, e a técnica de isocentro (*source-axis distance –SAD*) onde em todos os campos de radiação é mantida a distância de 100 cm da fonte até o ponto de isocentro [6].

Para a realização do planejamento de um paciente, as técnicas de posicionamento influenciam nos parâmetros para os cálculos de tempo (Telecobaltoterapia) ou unidades monitoras (CLINAC). O parâmetro usado para o cálculo de dose em SSD, utiliza a porcentagem dose em profundidade (PDP), enquanto a técnica SAD utiliza-se a razão tecido máximo (TMR). Esses parâmetros são obtidos no comissionamento do aparelho em uso, realizado após a instalação do equipamento de Teleterapia com diversos testes de qualidade e para a aprovação do equipamento. [6,10].

1.3.1. TÉCNICA DE DISTANCIA FONTE PELE (SSD)

A técnica de distância fonte pele (SSD), tem como parâmetro fixo, a distância da superfície da pele do paciente até a fonte em todos os campos de radiação. Com isso, para o posicionamento do paciente, é necessário o deslocamento da mesa do equipamento, para manter a distância fonte pele fixa em diferentes campos, como mostrado na Figura 2. Para o cálculo de unidades monitoras ou tempo na técnica de SSD, o parâmetro de

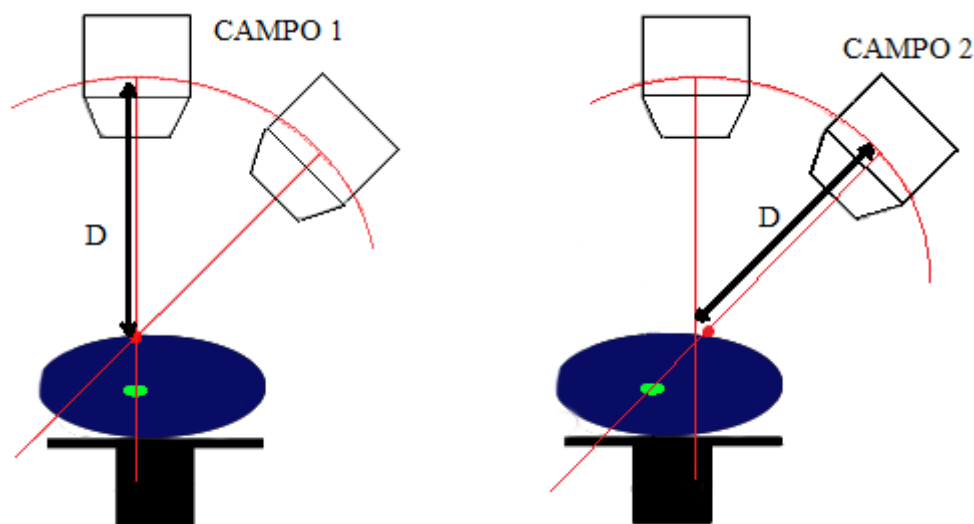


Figura 2 - 2 campos em técnica SSD

Fonte: Própria

distribuição de dose usado é o de porcentagem de dose profunda (PDP), pois assim como na dosimetria, a quantidade de dose no tecido se altera de acordo com a distância da fonte superfície.

1.3.2. TÉCNICA DE ISOCENTRO (SAD)

Diferente da técnica de SSD, a técnica de isocentro (SAD), tem diferentes distancias de fonte-superfície, porem matem uma distância fixa do volume alvo como mostrado na Figura 3.

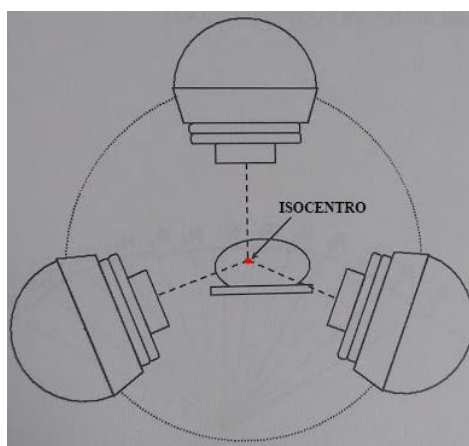


Figura 3 - Ilustração da técnica de isocentro

Fonte: Física na Radioterapia A Base Analógica de uma era digital, Luiz Scaff p.399

Por convenção a distância do foco isocentro é de 100 cm para CLINAC e 80 cm para Telecobaltoterapia. Analisando a Figura 3, a distância fonte isocentro é a mesma para todos os campos, porém a distância fonte superfície é diferente. Por esse motivo, não é usado o parâmetro de PDP e sim o de relação tecido-máximo (*Tissue Maximum Ratio-TMR*) que corrige o tempo/U.M. para contabilizar a mudança na dose em profundidades diferentes da referência utilizada.

1.4. PARAMETRO DE DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

Ao interagir com o tecido, a radiação promove uma quantidade de dose absorvida. Essa dose, varia de acordo com o tipo de radiação, densidade de tecido, profundidade alcançada pelo feixe de radiação, colimação do feixe entre outros parâmetros.

A medição da dose de radiação diretamente no paciente não é de fácil execução. Por esse motivo, são usados objetos simuladores denominados *phantoms* que

possuem características materiais próximas ao do tecido humano, para estimar as distribuições de dose que são aplicadas na rotina clínica.

Alguns tipos de *phantoms* podem ser utilizados na rotina da radioterapia. Os mais usados na rotina são *phantoms* de acrílico que são preenchidos com água, devido as propriedades da água de absorção e dispersão da radiação serem parecidas com o do corpo humano e pela água estar disponível com quantidades reprodutíveis [6,10].

Para a estimativa de dose, é necessária uma caracterização dos feixes do equipamento. Em conjunto com os *phantoms*, são utilizadas câmaras de ionização submersas em profundidades minuciosamente medidas, para obter alguns parâmetros necessários para o cálculo de dose no paciente.

1.4.1. PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA (PDP)

Uma das formas de caracterizar a dose no eixo central do feixe, é normalizar a dose na profundidade desejada com uma dose em profundidade de referência, o que chamamos de Porcentagem de dose Profunda (*percentage depth dose – PDP*). Neste caso, a profundidade de referência, está localizada onde ocorre, após a interação do feixe com a entrada do tecido, a região de equilíbrio eletrônico (*build-up*), onde a dose é dada como máxima. Este parâmetro é dado como porcentagem por ser a relação percentual de dose em uma profundidade em relação ao percentual de dose na região de equilíbrio eletrônico [10,6,9].

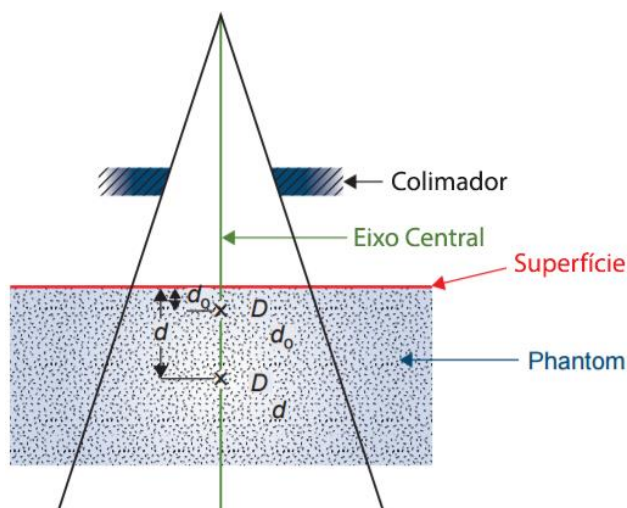


Figura 4 - Ilustração da interação do feixe central de radiação

Fonte: Khan,2014

A Figura 4 ilustra as profundidades e doses para a obtenção da PDP, onde d_0

é a profundidade da região de build-up, D_{d0} caracteriza a dose na região de *build-up*, d caracteriza a profundidade da dose desejada e D_d a dose na profundidade no eixo central.

Pode ser descrita então pela equação 1.0:

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d0}} \cdot 100 \quad (1.0)$$

O valor de PDP decresce com o aumento da profundidade, devido a interação e atenuação do feixe de radiação pelo meio e pela lei do inverso do quadrado da distância. A mudança de energia do feixe de radiação também implica em valores diferentes de PDP, em vista que quanto maior a energia do feixe seu poder de penetração aumenta, ou seja, maior a profundidade da região de build-up, como podemos analisar na Figura 5.

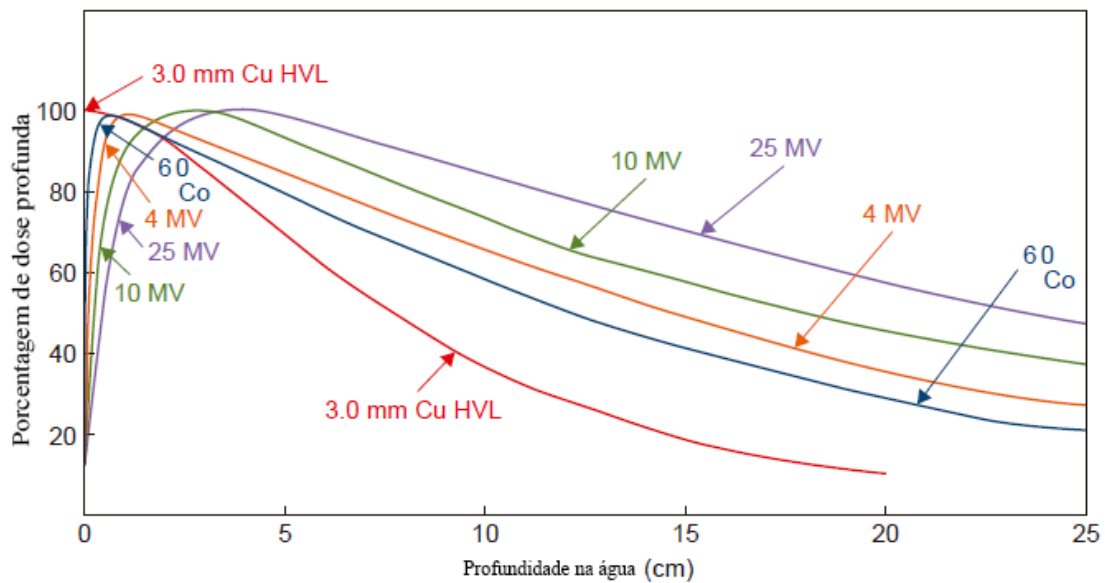


Figura 5 - Distribuição da dose em profundidade do eixo central para feixes de fótons de energias diferentes e feixe de Cobalto-60 em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD = 100 cm para feixe de fótons e SSD = 50 cm para Cobalto.

Fonte: Khan, 2014

1.4.2. RELAÇÃO TECIDO-MÁXIMO (TMR)

A relação tecido-Máximo (*Tissue Maximum Ratio-TMR*) é dada pela razão de duas doses sendo uma delas a dose (D_d) numa profundidade d em um meio, e a dose máxima (D'_d) recebida no tecido.

Devido a diferença de SSD entre os campos na técnica de isocentro seria necessária uma correção para os valores de PDP e as variações de SSD. Por esse motivo torna-se não usual o uso dessa correção na rotina clínica. Para o cálculo então, é usado o

valor de TMR, onde é removida a dependência do valor de SSD devido as radiações espalhadas serem iguais tanto para as radiações divergentes (fonte-superfície finita) como para cilíndricas (fonte-superfície infinita). O TMR portanto é função da profundidade, área do campo na profundidade e qualidade de radiação [10,9,6].

TMR pode ser definido pela expressão 1.1:

$$TMR = \frac{D_d}{D'_d} \quad (1.1)$$

1.4.3. CURVAS DE ISODOSE

A distribuição da dose de profundidade do eixo central não é suficiente para caracterizar um feixe de radiação que produz uma distribuição de dose em um volume tridimensional. Para representar variações volumétricas na dose absorvida, as distribuições de dose são representadas por meio de curvas de isodose.

As curvas de isodose são linhas que passam por pontos de mesma dose. As curvas geralmente são desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e podem ser expressas como uma porcentagem da dose em um ponto de referência. Assim, as curvas de isodose representam níveis de dose absorvida como podemos ver na Figura 6. Os valores de cada linha na Figura 6 correspondem as porcentagens de dose em determinada profundidade [10,9].

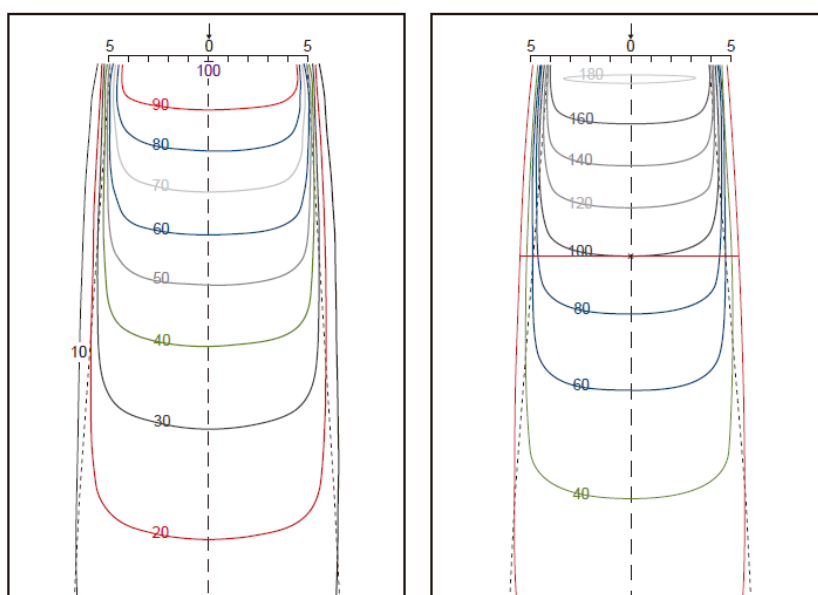


Figura 6 – Carta de isodose . A: cara de isodose para técnica de SSD=80 cm tipo, feixe de Cobalto-60, SSD = 80 cm, tamanho do campo 10 x 10 cm² B: Carta de isodose para técnica de isocentro SAD=100 cm feixe de cobalto-60 para campo 10 x 10 cm²

Fonte:Khan, 2014

1.5. ACESSÓRIOS NOS EQUIPAMENTOS DE TELETERAPIA

Nos tratamentos em radioterapia, podem ser utilizados acessórios fixados ao cabeçote dos equipamentos de Teleterapia. A finalidade desses acessórios é alterar algumas características do feixe de radiação, portanto, levando em consideração acessórios que atenuam o feixe de radiação, é necessário considerar fatores que influenciam no cálculo de estimativa de dose.

1.5.1. BANDEJA E BLOCOS COLIMADORES

Os equipamentos de Teleterapia podem ser equipados com uma bandeja de material acrílico, adaptada no cabeçote onde são posicionados blocos de chumbo para proteção. A função dos blocos, é proteger regiões internas do campo de radiação que não devem receber dose por se tratar de uma região com um órgão de risco [6].

Quando usado, a região do campo de radiação deixa de ser quadrado ou retangular e passa ter uma configuração irregular. A bandeja absorve atenua parte da radiação devido seu material, neste caso é necessário um fator de correção no cálculo de dose chamado de fator bandeja.

1.5.2. FILTRO EM CUNHA

Os filtros em cunha estão presentes nos equipamentos de teleterapia com finalidade de modificar a distribuição de dose no plano aplicado. Ao ser usado, ele modifica o feixe de modo que as linhas de isodose sejam giradas em relação a posição do feixe, como visto na Figura 7. Na pratica os ângulos mais usados na rotina são de 15°, 30°, 45° e 60° [10,6].

Para realizar essa modificação de dose, pode ser inserido um filtro de metal em formato de cunha com diferentes angulações como mostrado na Figura 8. A angulação do filtro varia de acordo com a modificação de isodose desejada [10]. Clinicamente, os filtros são usados para compensar desníveis de pele que fazem com que a dose seja maior em determinados pontos caso não seja usado o filtro, como por exemplo em um campo localizado na parte abdominal de um paciente com sobrepeso.

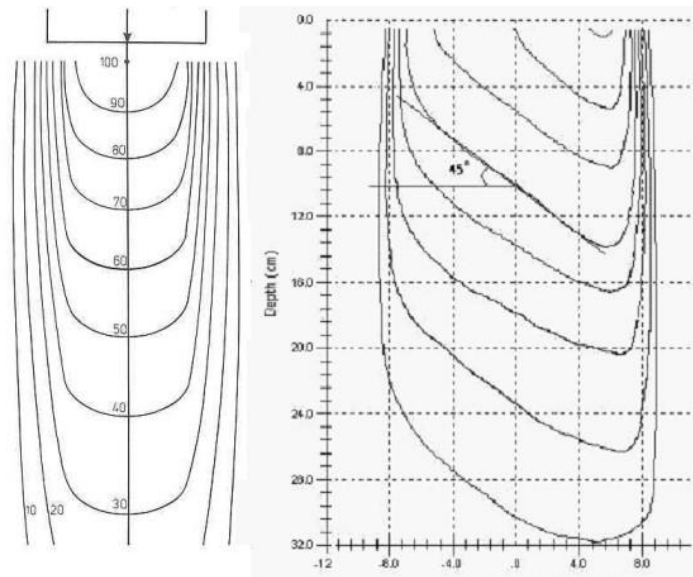


Figura 7 - Carta de isodose. A esquerda sem filtro, a direita com filtro.

Fonte: < <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Wedge>>



Figura 8 - Filtro em cunha de 30°

Fonte: <<https://www.rpdinc.com/siemens-steel-in-plane-wedge-412.html>>

Os filtros podem ser posicionados tanto na parte externa do cabeçote do *gantry*, tanto quanto na parte interna. Quando localizado na parte externa, o filtro deve ser selecionado de acordo com a angulação pré-calculada e colocado em posição pelo técnico responsável, onde suas angulações podem ser variadas. [6,9].

1.5.3. FILTRO EM CUNHA MOTORIZADO (FM)

Alguns aceleradores possuem um único filtro em cunha com uma única angulação, denominados filtros em cunha motorizados. Os filtros motorizados (FM) são

internos ao cabeçote, são normalmente construídos em cunha de angulação equivalente a 60°. São denominados motorizados pois seu posicionamento é feito por um mecanismo interno ao cabeçote, onde o filtro pode estar completamente, parcialmente ou ausente no campo de radiação. O fator de sua atenuação é proporcional ao tempo no qual ele estará exposto ao feixe de radiação, que é determinado pelo TPS em função dos parâmetros radiométricos do campo de tratamento. É acionado de forma automática pelo TPS, pois seu posicionamento é determinado de acordo com os valores estabelecidos no planejamento.

Para esse tipo de filtro, a distribuição de dose dos campos contendo FM, é calculada com base nas percentagens de dose ponderada para as partes bloqueadas e abertas do campo.

O fator de peso do filtro é um parâmetro usado para FM para indicar a porcentagem de dose da parte aberta e cunhada de um campo contendo uma cunha [11]. Os fatores de peso variam de 0 a 1,0 e o fator indica o seguinte:

0 - campo totalmente aberto

1 - campo totalmente com cunhado

Outros valores - campo parcialmente cunhado.

A expressão matemática universal para o fator de peso de um FM é dada pela expressão 1.2:

$$\text{Peso do filtro} = \frac{\tan \theta}{\tan \alpha} \quad (1.2)$$

Onde:

$\tan \theta$ é a tangente do ângulo desejado

$\tan \alpha$ é a tangente do ângulo do FM

Por exemplo, quando se planeja um campo de radiação com um filtro de 30°, o fator de peso do filtro no cálculo da dose de radiação será: $\tan 30^\circ / \tan 60^\circ = 0,577/1,732 = 0,333$.

2. CÁLCULO DE UNIDADE MONITORA

Para realizar um planejamento de Teleterapia é necessário um determinado valor de UM/tempo para cada campo. O valor de 1 UM usualmente calibrado, é equivalente a 1cGy em um campo 10 cm x 10 cm na profundidade de dose máxima [9,10].

A expressão usada para realizar o cálculo de UM para técnica de isocentro é descrita pela expressão 1.3:

$$UM = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c \cdot S_p \cdot TMR \cdot WF \cdot OAR \cdot TF \cdot \left(\frac{SCD}{SPD}\right)^2} \quad (1.3)$$

Onde:

D = Dose de radiação por dia a ser entregue no ponto de interesse;

D_{cal} = Fator de calibração por UM na distância de referência (d_{ref}) sob condições de referência;

S_c = Fator de espalhamento do colimador

S_p = Fator de espalhamento do *Phantom*

WF = Fator filtro

TF = Fator bandeja;

OAR = Fator de *off axis* na profundidade d e distância fora do eixo central;

SCD = Distância da fonte até o ponto onde D_{cal} é calibrado

SPD = Distância da fonte até o ponto onde a dose D é depositada

Para cada campo de tratamento, deve ser determinado a quantidade de UM necessárias para fornecer uma dose específica D a um determinado ponto e profundidade d dentro de um paciente. O valor calculado depende da taxa de dose de referência D_{cal} (por exemplo, D_{cal} = 1 cGy / UM) do LINAC na distância fonte-calibração, SCD. [6,9,10]

2.1. PARÂMETROS PARA CÁLCULO DE UNIDADE MONITORA

Os parâmetros para o cálculo de unidade monitora, são necessários para estimar a dose de radiação que será aplicada no tratamento do paciente. A origem desses parâmetros é tanto do comissionamento do feixe em uso, como também fatores de correção devido a atenuação do feixe quando utilizados acessórios, atrelados aos CLINAC, durante o tratamento.

2.2. FATOR DE CALIBRAÇÃO (D_{CAL})

Todo equipamento de Teleterapia possui vários componentes eletrônicos e desvios podem acontecer. O fator de calibração D_{cal} é um fator de correção para corrigir a dose para cada UM quando necessária. Caso o equipamento esteja devidamente calibrado, 1 UM corresponderá a 1cGy, neste caso o fator D_{CAL} será igual a 1. [10]

2.3. FATOR DE ESPALHAMENTO DO COLIMADOR (S_c)

Os colimadores internos dos equipamentos, ao interagir com o campo de radiação, produzem um espalhamento da radiação no campo, o que altera o valor da dose que é depositada no paciente.

O fator de espalhamento do colimador (S_c) é determinado pela taxa de dose primária efetiva para uma dada dimensão de campo de colimador normalizado para um campo de dimensões $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

O S_c é medido no ar, com uma câmara de ionização posicionada no eixo central do feixe, na distância foco-isocentro, e encapsulada com uma capa de “*buildup*”, ou de equilíbrio eletrônico, para que a dose na câmara seja máxima.

Seus valores são obtidos para vários campos quadrados e profundidades diferentes, variando conforme a capacidade do sistema dosimétrico e do tipo de equipamento [6].

2.4. FATOR DE ESPALHAMENTO PHANTOM (S_p)

O fator de espalhamento *Phantom* (S_p) leva em conta a mudança na radiação de espalhamento no objeto em uma profundidade de referência. Pode ser definido como a relação entre a taxa de dose (ou dose por U.M.) em um dado meio (D_0), no eixo central, para um dado campo a uma profundidade de referência de dose máxima, e a taxa de dose no ar (D_{ar}) nas mesmas condições [10]. Pode ser definido pela expressão matemática 1.4.

$$S_p = \frac{D_0}{D_{ar}} \quad (1.4)$$

Assim como o espalhamento do colimador, os valores de espalhamento pelo *phantom*, são característicos de cada dimensão de campo e equipamento. Seus valores são obtidos nos testes de comissionamento do equipamento, para campos quadrados.

2.5. FATOR FILTRO (WF)

Os filtros, quando usados, tem finalidade de homogeneização de dose no ponto de referência em um paciente. Se aplicado, é necessário levar em consideração para os cálculos de UM um fator de correção para a atenuação da radiação promovida pelo filtro. O fator filtro pode ser descrito pela expressão 1.5. [6,10]:

$$W_F = \frac{\text{Medida de dose com filtro}}{\text{Medida da dose sem filtro}} \quad (1.5)$$

Para filtros em cunha motorizados, os valores de fator filtro são determinados pelo TPS no momento do planejamento.

2.6. FATOR BANDEJA (F_b)

O fator bandeja (F_b) no TPS é referenciado como *Tray Fator* (TF).

Os equipamentos de teleterapia podem ser equipados com uma bandeja de material acrílico, inserida no cabeçote quando devem ser usados blocos de proteção ou colimação. A função dos blocos, é blindar os órgãos de risco localizados no interior do campo de radiação, reduzindo as doses de radiação neles incidentes [10].

O fator bandeja, é um fator de correção dessa atenuação e deve ser considerado no cálculo de unidade monitora. Pode ser descrito pela expressão 1.6.

$$F_b = \frac{\text{Medida de radiação com a bandeja (D1)}}{\text{Medida de radiação sem a bandeja (D2)}} \quad (1.6)$$

2.7. FATOR OF AXIS (OAR)

Em tratamentos com campos alargados, a dose de radiação pode apresentar valores divergentes ao calculados no eixo central. Neste caso, se faz necessário uma correção para conhecer os valores de dose que chegaram em pontos fora do eixo central [10]. Este fator é descrito pela expressão 1.7:

$$OAR = \frac{\text{Dose em uma profundidade "d" fora do eixo central}}{\text{Dose em uma profundidade "d" no eixo central}} \quad (1.7)$$

3. SISTEMAS DE PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADOS (TPS)

Atualmente, além dos métodos manuais, podem ser utilizados sistemas de planejamento computadorizados para auxiliar e diminuir o tempo em um planejamento radioterápico.

Usando softwares com algoritmos avançados, é possível a criação de

múltiplos campos de radiação, estimar quantidades de dose em múltiplos pontos e a quantidade de U.M. necessárias para administrar a porção de radiação aplicada no tecido alvo, além da integração de exames de imagem que maximizam a precisão do planejamento.

Atualmente, alguns TPS são comercializados e usados nas clínicas de radioterapia, os quais são adquiridos junto com os equipamentos de tratamento. Geralmente para cada marca de equipamento de teleterapia, são usados softwares referentes a marca, que possuem integração direta com o equipamento. As características de interface são individuais, e seus algoritmos podem variar de acordo com o fabricante. Um exemplo de interface é do programa XiO como pode ser observado na Figura 9.

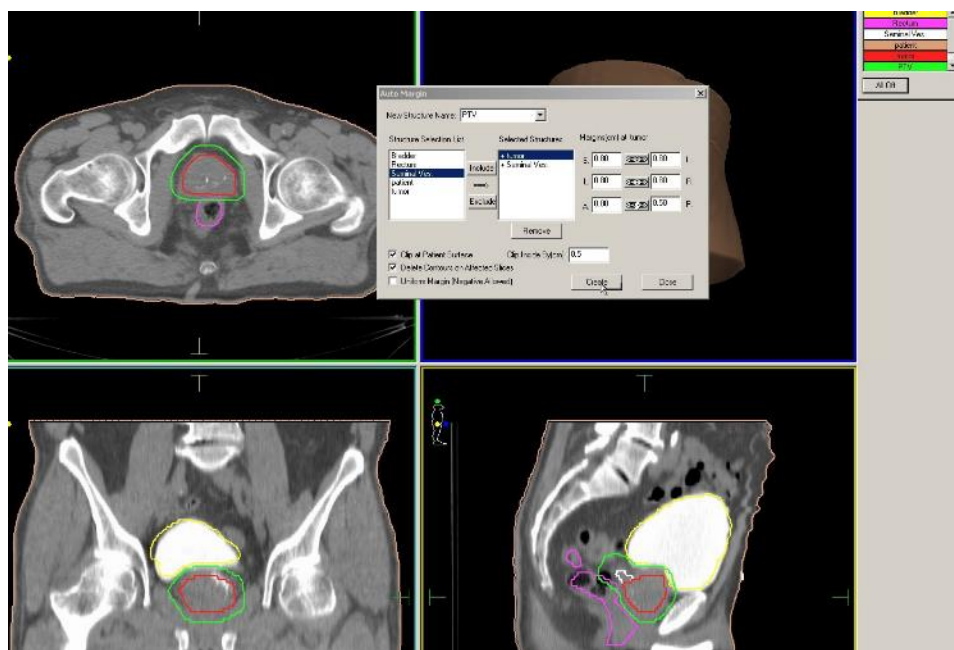


Figura 9 - Interface do Sistema de Planejamento XiO

Fonte: <<https://www.elekta.com/dam/jcr:b3948f4a-0ac8-4317-9b89-41178a44a670/XiO-Comprehensive-RTP-System-product-brochure.pdf>>

Para cada planejamento, o TPS pode criar fichas quem contém as informações individuais de cada paciente, os fatores e parâmetros utilizados e também coordenadas de posicionamento do paciente no momento do tratamento, o que auxilia na comparação de valores obtidos a partir do cálculo manual.

4. OBJETIVO

O objetivo deste estudo é propor uma expressão matemática para cálculo manual de unidade monitora para campos de radioterapia que utilizem filtro em cunha motorizados instalados em Aceleradores Lineares Clínicos.

A determinação da dose de radiação em planejamentos radioterápicos é etapa fundamental para o sucesso da radioterapia. No entanto, os TPS atualmente utilizados na rotina da radioterapia são limitados aos seus próprios métodos de cálculos.

Para a garantia da qualidade do tratamento executado, com a entrega da dose de radiação preconizada, se torna necessário a verificação dos valores determinados da U.M. com um outro método independente daquele oferecido pelo TPS em análise.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Os parâmetros radiométricos dos feixes e campos de radiação analisados foram inseridos em uma planilha do software Excel. O software Office Excel é um editor de dados inseridos em tabelas produzido pela Microsoft para computadores que utilizam o sistema operacional Microsoft Windows. Seus recursos incluem uma interface intuitiva e capacitadas ferramentas de cálculo e de construção de gráficos que tornaram o Excel um dos mais populares aplicativos de computador até hoje.

Foram analisados os dados fornecidos nas fichas técnicas de planejamentos radioterápicos realizados no Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) XiO da empresa Elekta Medical Systems.

O sistema de planejamento XiO é uma combinação de sistemas de planejamento de tratamento por radiação bidimensional, tridimensional e IMRT. Se trata de uma ferramenta para equipamentos da marca Elekta e nesse estudo estava integrado com o CLINAC Elekta Precise da Clínica de Radioterapia ARAKAWA do Hospital Unimed na cidade de Bauru – SP.

O Sistema de tratamento por radiação do XiO é utilizado para criar planos de tratamento para qualquer paciente com câncer para quem se tenha prescrito terapia de radiação por feixe externo ou Braquiterapia. A Figura 10 apresenta parte de um plano de tratamento gerado pelo TPS XiO, onde estão presentes todos os parâmetros utilizados para todos os campos de radiação criados. O sistema calcula e exibe, tanto em tela quanto em documento impresso, distribuições de dose de radiação bidimensional ou

tridimensional dentro de um paciente para uma determinada configuração de plano de tratamento. Este TPS mantém os dados demográficos e anatômicos para cada paciente para quem é realizado um planejamento de tratamento. Todos os dados do paciente são armazenados em um ID exclusivo de paciente, definido pelo usuário [12].

Os algoritmos disponíveis no TPS XiO são:

- Clarkson
- Convolução de Transformação Rápida de Fourier (FFT)
- Superposição
- Superposição Rápida
- Feixe em Lápis 3D de Elétron
- Elétron Monte Carlo
- Feixe em Extensão de Próton, Feixe em Lápis, e digitalização de ponto

	Beam Number 1	Beam Number 2	Beam Number 3
Description	MAMA ESQ INTERNO	INTERNO REDUZIDO	MAMA ESQ EXTERNO
Machine ID	CAZPrecise06x	CAZPrecise06x	CAZPrecise06x
Collimator	Asym	Asym	Asym
Setup/Dist (cm)	SSD/99.3	SSD/99.3	SSD/99.3
SSD/Wt fan SSD (cm)	99.3/99.1	99.3/96.5	99.3/100.0
Field Size at Isocenter			
Field Size (cm)	X1/X2 5.2/7.5	X1/X2 5.8/5.8	X1/X2 8.3/4.6
Field Size (cm)	Y2/Y1 9.7/9.4	Y2/Y1 9.7/9.4	Y2/Y1 9.8/9.1
Coll. Eq. Square (cm)	15.26	14.43	15.33
Blk. Eq. Square (cm)	9.41	9.33	10.19
Gantry/Coll angle (deg)	305.0/0.0	295.0/0.0	130.0/0.0
Couch (deg)	0.0	0.0	0.0
Isocenter/Beam entry	Entry	Entry	Entry
X, Y, Z (cm)	0.94/-136.55/12.74	0.94/-136.55/12.74	17.10/-136.55/-0.82
Tx aids:			
Port	MLC	MLC	MLC
Port/MLC normalization	blocked	blocked	blocked
Calc algorithm	Superposition	Superposition	Superposition
Weight (cGy)/No. fractions	2300.0/28	220.0/28	2520.0/28
X, Y, Z (cm)	9.17/-136.3/6.66	9.17/-136.3/6.66	9.17/-136.3/6.66
Defined at	Arb.point	Arb.point	Arb.point
Depth; skin (cm)	10.4	12.8	10.2
Effective; skin (cm)	10.3	12.6	9.9
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0) (blk	TPRxPSCF/PSCF(0) (blk	TPRxPSCF/PSCF(0) (blk
At depth	---	---	---
At effective	1.407	1.304	1.435
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.700/1.034	0.700/1.030	0.700/1.035
Dose Output	0.718 (cGy/MU)	0.712 (cGy/MU)	0.719 (cGy/MU)
SCD/SWD (cm)	110.0/109.5	110.0/109.3	110.0/110.2
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0	10.0	10.0
Tray Factor(composite)	1.000	1.000	1.000
Min or MU(open/wdg)	119.00 (MU)	12.29 (MU)	129.42 (MU)
Integer MU(open/wdg)	119	12	129
DICOM Entry X, Y, Z (cm)	-0.54/-16.76/-136.55	-0.54/-16.76/-136.55	15.61/-3.21/-136.55
DICOM Wt X, Y, Z (cm)	7.69/-10.68/-136.35	7.68/-10.68/-136.35	7.69/-10.68/-136.35
Field ID	INT	INTRE	EXTER

Figura 10 - Registro gerado pelo TPS XiO

Fonte: Clínica ARAKAWA

O algoritmo para o cálculo de U.M. do sistema XiO é descrito pela expressão 1.8 [12]:

$$U.M. = \frac{\frac{Prescribed\ dose\ (P)}{Number\ of\ Fractions}}{\frac{Isocurve\ (P)}{weight} \cdot \frac{TPR(dw) \cdot \frac{PSCF(fs@wt)}{PSCF(0)}}{\frac{PSCF(ec)}{PSCF(0)}} \cdot \left(\frac{SCD}{SWD}\right)^2 \cdot Dose\ Output(ec) \cdot WF \cdot Tray} \quad (1.8)$$

onde,

Prescribed dose (P) = Dose prescrita total para o tratamento.

Number of fractions = Número de frações da dose total.

Isocurve (P)/Weight = Ponto de Isodose.

TPR*[PSCF(fs@wt/PSCF(0))] = Relação tecido ar.

PSCF = Fator de espalhamento *Phantom*.

SCD = Distancia da fonte até o ponto de calibração do feixe.

SWD = Distancia da fonte até o ponto alvo.

Dose Output = Dose de saída do Acelerador.

WF = Fator Filtro.

Tray = Fator Bandeja.

P = Ponto de alvo no paciente.

A Equação 1.9 mostra a relação entre o parâmetro TMR determinado manualmente e o calculado pelo TPS.

$$TMR = \frac{Isocurve\ (P)}{weight} \cdot \frac{TPR(dw) \cdot \frac{PSCF(fs@wt)}{PSCF(0)}}{\frac{PSCF(ec)}{PSCF(0)}} \quad (1.9)$$

Comparando ainda a expressão para cálculo da U.M. usada pelo TPS com a aquela do cálculo manual, podemos identificar:

$$\left(\frac{SCD}{SWD}\right)^2 = \left(\frac{SCD}{SPD}\right)^2$$

Dose Output(ec) = D_{cal} (fator de calibração do acelerador – 1 UM = 1 cGy)

Normalmente, na rotina dos serviços de radioterapia, durante o comissionamento da máquina, faz-se a calibração dos feixes de forma que 1 U.M. = 1 cGy.

Tray = Tray Factor = Fator Bandeja

Inicialmente os parâmetros das fichas técnicas dos planejamentos usadas neste estudo foram passados para as planilhas Excel.

O parâmetro de WF não é apresentado nas fichas geradas pelo TPS XiO. Para o cálculo do WF, foi utilizado o algoritmo do XiO, isolando o termo WF obtendo a expressão 1.10.

$$WF = \frac{\frac{Prescribed\ dose\ (P)}{Number\ of\ Fractions}}{\frac{Isocurve\ (P)}{weight} \cdot \frac{TPR(dw) \cdot \frac{PSCF(fs@wt)}{PSCF(0)}}{\frac{PSCF(ec)}{PSCF(0)}} \cdot \left(\frac{SCD}{SWD}\right)^2 \cdot Dose\ Output(ec) \cdot (U.M.) \cdot Tray} \quad (1.10)$$

Foi realizado um experimento de dosimetria onde procurou-se verificar a variação da dose de radiação, para diferentes dimensões de campo, considerando um filtro em cunha com ângulo de 60° totalmente inserido no campo. O experimento foi realizado no acelerador linear da marca Elekta, modelo Precise. Cada campo foi exposto a uma quantidade de radiação correspondente a 100 U.M. A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos, usando a energia de feixe de fótons de 6,0 MV.

A Tabela 2 apresenta os resultados experimentais similares, sendo agora obtidos sem a presença do filtro em cunha (campos não filtrados), e com energia E = 6,0 MV.

Foi realizado um experimento para se verificar a variação da dose de radiação em função da quantidade de radiação (U.M.) incidente num campo com diferentes tempos de permanência do filtro. As medidas foram realizadas com a câmara de ionizante posicionada na profundidade de referencia ($Z_{ref} = 10,0$ cm) em um *phantom* de água e para um campo de radiação de 10,0 cm X 10,0 cm.

Com os valores de dose obtidos com a variação de U.M. sem a presença do filtro, foi utilizada a expressão matemática 1.10 para cálculo de WF. A Tabela 3 apresenta os resultados obtidos.

Utilizando os valores de WF presentes na Tabela 3 como o fator filtro (WF) no cálculo manual de U.M. na expressão matemática 1.3., foram obtidos os valores de U.M. e comparados com quantidade de U.M. informada pelo TPS, encontrando o valor de erro entre eles. Para encontrar o erro foi utilizado como referência o valor de U.M. do TPS. Os valores estão presentes nas tabelas 4.1 e 4.2.

A mesma metodologia foi aplicada para feixe de fótons de 10,0 MV, onde procurou-se verificar a variação da dose de radiação, para diferentes dimensões de campo,

considerando um filtro em cunha com ângulo de 60° totalmente inserido no campo. A Tabela 5 apresenta os resultados obtidos, usando a energia de feixe de fótons de 10,0 MV

A Tabela 6 apresenta os resultados experimentais similares, sendo agora obtidos sem a presença do filtro em cunha (campos não filtrados), e com energia $E = 10,0$ MV.

Assim como realizado no feixe de fótons com $E = 6,0$ MV, os valores de dose obtidos com a variação de U.M. sem filtro para $E = 10,0$ MV, foram utilizados na expressão matemática 1.10 para cálculo de WF. A Tabela 7 apresenta os resultados obtidos.

Utilizando os valores de WF presentes na Tabela 7 como parâmetro fator filtro (WF) no cálculo manual de U.M. na expressão matemática 1.3., foram obtidos os valores de U.M. e comparados com quantidade de U.M. informada pelo TPS, encontrando o valor de erro entre eles. Para encontrar o erro foi utilizado como referência o valor de U.M. do TPS. Os valores estão presentes nas tabelas 8.1 e 8.2.

Neste experimento foi utilizado um conjunto dosimétrico composto de um eletrômetro Sun Nuclear PC- Electrometer e uma câmara de ionização cilíndrica PTW, com fator de calibração para dose na água $N_{D,W} = 5,283$ cGy/nC. Para obtenção do fator de correção para temperatura e pressão (K_{TP}) foi utilizado uma estação meteorológica portátil Instrutemp. Os valores médios de pressão atmosférica e temperatura da sala do acelerador anotadas no dia da dosimetria foram 95,180 kPa e 17,5 °C respectivamente, o que fornece um fator de correção $K_{TP} = 1,055$. Os fatores de correção para recombinação iônica (K_s) e para a polaridade (K_{pol}) da câmara de ionização, determinados durante a dosimetria foram: $K_s = 1,00103$ e $K_{pol} = 0,99918$.

Para se determinar a dose absorvida nas irradiações, na profundidade de dose máxima ($D_{w,Q}(Z_{max})$) apresentadas nas Tabelas 1 a 3 usou-se as expressões 1.11, 1.12 e 1.13.

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = 100 D_{w,Q}(Z_{ref}) / PDP(Z_{ref}) \quad (1.11)$$

$$M_Q = (M_1) \times (k_{TP}) \times (K_{elec}) \times (k_{pol}) \times (k_s) \quad (1.12)$$

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q (N_{D,W,Q_0})(k_Q, Q_0) \quad (1.13)$$

Onde:

$D_{w,Q}(Z_{ref})$ = dose absorvida na profundidade de referência ($d = 10,0$ cm)

$PDP(Z_{ref})$ = Porcentagem de Dose profunda na profundidade de referencia ($d = 10,0$ cm)

M_Q = Leitura do eletrômetro corrigida pelos fatores: K_{TP} , K_{pol} , K_s , etc....

M_1 = Leitura média do eletrômetro da carga coletada pela câmara de ionização

K_{TP} = Fator de correção da massa de ar para temperatura e pressão para as condições de referência

K_{elec} = Fator de calibração do eletrômetro (= 1,0 quando o eletrômetro é calibrado em conjunto com a câmara de ionização)

K_{pol} = Fator de correção de polaridade da câmara de ionização (C.I.).

K_s = fator de correção para recombinação iônica no volume sensível da C.I.

Para o cálculo do erro entre o valor de U.M. obtido pelo método manual e o fornecido pelo TPS foi utilizada expressão:

$$E(\%) = \frac{|U.M. (método manual) - U.M. (TPS)|}{U.M. (TPS)} \cdot 100 \quad (1.14)$$

Para a comparação do algoritmo utilizado pelo XiO e o método de cálculo manual, foram calculadas as U.M. de duas fichas técnicas de casos clínicos planejados, utilizando ambos os métodos. Quando o valor de WF era diferente de 1,0, foi utilizada a expressão 1.9, e seu valor usado no método de cálculo manual. Para o cálculo do erro, foi utilizado como padrão de comparação, a quantidade de U.M. informada pelo TPS. O caso clínico 1 (ficha 1) não utilizou filtro, enquanto que no caso 2 (ficha 2) o filtro foi aplicado. Os resultados obtidos com algoritmo utilizado pelo XiO estão presentes nas Tabelas 9 e 10.

Os valores obtidos de U.M. com os mesmos parâmetros das fichas 1 e 2 utilizando a expressão matemática 1.3, estão presentes nas Tabelas 11 e 12.

6. RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as leituras obtidas na dosimetria com o uso de filtro em cunha com angulação de 60° inserido por completo no campo. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm X 10,0 cm e a energia do feixe do de 6MV.

No procedimento de dosimetria, foram obtidas para cada campo 3 leituras para as energias de 6 MV e 10 MV, onde foi calculada a média das leituras e utilizado o valor no cálculo de dose na profundidade de dose máxima.

Tabela 1 – Dose de radiação para diferentes campos com filtro inteiro inserido
- E = 6,0 MV

UM = 100 - Posição do Filtro: 60°							
Wedge (Filtro total)				Leitura			
		Leitura			Corrigida	D _{w,Q} (z _{ref})	D _{w,Q} (Z _{max})
Campo		nC		Média	nC	cGy/100UM	cGy/100UM
5x5	2,960	2,958	2,961	2,960	3,125	16,325	24,114
10x10	3,339	3,339	3,342	3,340	3,526	18,423	26,394
15x15	3,591	3,590	3,593	3,591	3,791	19,810	29,261
20x20	3,807	3,809	3,807	3,808	4,020	21,003	31,023
25x25	3,939	3,941	3,939	3,940	4,159	21,731	32,099
30x30	4,042	4,041	4,043	4,042	4,267	22,295	32,933

A Tabela 2 apresenta as leituras obtidas na dosimetria sem a presença de filtro em cunha. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm X 10,0 cm e a energia do feixe de 6MV.

Tabela 2 – Dose de radiação para diferentes campos sem filtro - E = 6,0 MV

UM = 100 – SEM FILTRO					Leitura		
		Leitura			Corrigida	D _{w,Q} (Z _{ref})	D _{w,Q} (Z _{max})
Campo		nC		Média	nC	cGy/100UM	cGy/100UM
5x5	10,960	10,960	10,970	10,963	11,574	60,473	89,325
10x10	12,190	12,190	12,190	12,190	12,869	67,239	99,320
15x15	12,860	12,850	12,840	12,850	13,566	70,880	104,697
20x20	13,350	13,350	13,350	13,350	14,094	73,638	108,771
25x25	13,650	13,640	13,650	13,647	14,407	75,274	111,188
30x30	13,890	13,890	13,890	13,890	14,664	76,616	113,170

Ao comparar os valores de dose obtidos na Tabela 2 com a Tabela 1, é possível notar a influência do filtro em cunha. Quando o filtro está presente, a dose aplicada ao ponto de referência, diminui devido a atenuação da radiação pelo filtro em

cunha, enquanto na ausência do filtro, a dose aumenta já que não ocorre a mesma atenuação.

A Tabela 3 apresenta os resultados obtidos para a dose de radiação calculada considerando diferentes quantidades de U.M. liberada com e sem a presença do filtro em Cunha. Neste experimento, fixou-se 100 U.M. para a exposição do campo com a presença do filtro em Cunha, e variou-se a U.M. com o campo aberto sem filtro. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm x 10,0 cm. Os valores da dose absorvida foram obtidos para diferentes combinações de tratamento combinados com e sem filtro, para a energia 6,0 MV.

As tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os valores dos parâmetros usados para obter a quantidade de U.M. pelo método de cálculo manual, para os casos clínicos 1 e 2, respectivamente, e foram comparados com a quantidade de U.M. programada no TPS, sendo calculados os desvios.

A Tabela 5 apresenta as leituras obtidas na dosimetria com o uso de filtro em Cunha com angulação de 60° inserido por completo no campo. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm x 10,0 cm e a energia do feixe foi de 10 MV.

Tabela 3 – Dose de radiação para diferentes UM com e sem filtro – E = 6,0 MV

Com Filtro	sem filtro	Total	Dose	WF
U.M.	U.M.	U.M.	cGy	calculado
100	100	200	126,451	0,940
100	90	190	116,565	0,912
100	80	180	106,680	0,881
100	70	170	96,712	0,846
100	60	60	86,854	0,807
100	50	150	76,892	0,762
100	40	140	66,957	0,711
100	30	130	57,031	0,652
100	20	120	47,107	0,583
100	10	110	37,199	0,503

Tabela 4.1 – Calculo de UM pelo método manual – E = 6,0 MV

D	126,451	116,565	106,680	96,712	86,853
Dcal	0,993	0,993	0,993	0,993	0,993
Sc*Sp*					
TMR	0,677	0,677	0,677	0,677	0,677
WF	0,940	0,912	0,881	0,846	0,807
OAR	1	1	1	1	1
TF	1	1	1	1	1
(SCD/SPD)²	1	1	1	1	1
UM	200	190	180	170	160
UM TPS	200	190	180	170	160
ERRO %	0	0	0	0	0

Tabela 4.2 – Calculo de UM pelo método manual – E = 6,0 MV

D	76,891	66,957	57,030	47,106	37,199
Dcal	0,993	0,993	0,993	0,993	0,993
Sc*Sp*					
TMR	0,677	0,677	0,677	0,677	0,677
WF	0,762	0,711	0,652	0,583	0,503
OAR	1	1	1	1	1
TF	1	1	1	1	1
(SCD/SPD)²	1	1	1	1	1
UM	150	140	130	120	110
UM TPS	150	140	130	120	110
ERRO %	0	0	0	0	0

Tabela 5 – Dose de radiação para diferentes campos com filtro inteiro inserido
- E = 10,0 MV

UM = 100 - Posição do Filtro: 60°							
Wedge (Filtro total)				Leitura			
Campo	Leitura			Média	Corrigida	D _{w,Q} (z _{ref})	D _{w,Q} (Z _{max})
	nC				nC	cGy/100UM	cGy/100UM
5x5	3,579	3,580	3,581	3,580	3,826	19,827	29,286
10x10	3,884	3,884	3,884	3,884	4,150	21,510	31,773
15x15	4,272	4,275	4,279	4,275	4,569	23,677	34,974
20x20	4,511	4,515	4,517	4,514	4,824	25,001	36,929
25x25	4,648	4,650	4,651	4,650	4,969	25,751	38,036
30x30	4,747	4,748	4,750	4,748	5,074	26,297	38,843

A Tabela 6 apresenta as leituras obtidas na dosimetria sem a presença de filtro em cunha. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm x 10,0 cm e a energia do feixe foi de 10 MV.

Tabela 6 – Dose de radiação para diferentes campos sem filtro inserido - E = 10,0 MV

UM = 100 – SEM FILTRO					Leitura		
Campo	Leitura			Média	Corrigida	D _{w,Q} (Z _{ref})	D _{w,Q} (Z _{max})
	nC				nC	cGy/100UM	cGy/100UM
5x5	12,970	12,980	12,980	12,977	13,867	71,867	106,155
10x10	13,610	13,610	13,610	13,610	14,544	75,374	111,336
15x15	14,790	14,800	14,810	14,800	15,815	81,965	121,071
20x20	15,280	15,280	15,290	15,283	16,332	84,642	125,024
25x25	15,560	15,560	15,570	15,563	16,631	86,192	127,315
30x30	15,780	15,770	15,780	15,777	16,859	87,374	129,060

Comparando os valores da Tabela 6 com a Tabela 5, é possível notar a influência do filtro em cunha mesmo com o aumento da energia do feixe de radiação de 6 MV para 10 MV, ou seja, quando o filtro em cunha está presente no campo, a dose que chega ao ponto de referência diminui devido a atenuação da radiação pelo filtro em cunha,

enquanto na ausência do filtro, a dose aumenta pois não ocorre a atenuação do feixe pelo filtro.

A Tabela 7 apresenta os resultados obtidos para a dose de radiação calculada considerando diferentes quantidades de U.M. liberada com e sem a presença do filtro em cunha. Neste experimento, fixou-se novamente a quantidade de 100 U.M. para a exposição do campo com a presença do filtro em cunha, e variou-se a U.M. com o campo aberto sem filtro. O campo de radiação aplicado foi de 10,0 cm x 10,0 cm. Os valores da dose absorvida foram obtidos para diferentes combinações de tratamento combinados com e sem filtro, para a energia 10,0 MV.

A Tabela 8.1 e 8.2 apresentam os valores dos parâmetros usados para obter a quantidade de U.M. pelo método de cálculo manual, e foram comparados com a quantidade de U.M. programada no TPS e calculados seus desvios. A energia do feixe de radiação considerada nos cálculos foi $E = 10,0$ MV.

Para os cálculos da dose absorvida na profundidade de dose máxima usou-se os valores de PDP para o campo de 10,0 cm X 10,0 cm, na profundidade de 10,0 cm. Para a energia de 6,0 MV o valor de PDP de 67,7%. Para a energia de 10,0 MV o valor usado para PDP foi de 72,9%.

Tabela 7 – Dose de radiação para diferentes UM com e sem filtro – $E = 10,0$ MV

Com Filtro	sem filtro	Total	Dose	WF
U.M.	U.M.	U.M.	cGy	calculado
100	100	200	138,948	0,953
100	90	190	128,337	0,933
100	80	180	117,676	0,903
100	70	170	106,053	0,861
100	60	60	95,139	0,821
100	50	150	84,756	0,780
100	40	140	74,085	0,731
100	30	130	63,310	0,672
100	20	120	57,658	0,663
100	10	110	41,857	0,525

Tabela 8.1 – Calculo de UM pelo método manual para E = 10,0 MV

D	138,948	128,387	117,676	106,053	95,138
Dcal	1	1	1	1	1
Sc*Sp*TMR	0,729	0,729	0,729	0,729	0,729
WF	0,953	0,933	0,903	0,861	0,821
OAR	1	1	1	1	1
TF	1	1	1	1	1
(SCD/SPD)²	1	1	1	1	1
UM	200	188,670	178,740	168,810	158,880
UM TPS	200	190	180	170	160
ERRO %	0	0,700	0,700	0,700	0,700

Tabela 8.2 – Calculo de UM pelo método manual para E = 10,0 MV

D	84,756	74,085	63,310	57,658	41,856
Dcal	1	1	1	1	1
Sc*Sp*TMR	0,729	0,729	0,729	0,729	0,729
WF	0,780	0,731	0,672	0,663	0,525
OAR	1	1	1	1	1
TF	1	1	1	1	1
(SCD/SPD)²	1	1	1	1	1
UM	148,950	139,020	129,090	119,160	109,230
UM TPS	150	140	130	120	110
ERRO %	0,700	0,700	0,700	0,700	0,700

A tabela 9 apresenta os valores de U.M. obtidos a partir da equação matemática 1.8, utilizando os parâmetros do caso 1 (ficha 1). Os parâmetros apresentados estão descritos conforme a indicação dos parâmetros da equação 1.8.

Tabela 9 – Cálculo de UM utilizando método XiO – Ficha 1

Parâmetros	Campo 1	Campo 2	Campo 3
Presc. D/frac	82,142	7,857	90
Isocurve P	1,002	1,029	0,993
TPRxPSCF/PSCF	1,407	1,304	1,435
PSCF(0)/PSCF(ec)	0,676	0,67961	0,67633
(SCD/SWD)²	1,004	1,006	0,998
Dose output	0,718	0,712	0,719
WF	1	1	1
Tray	1	1	1
UM Calculada	119,322	12,0241	130,12
UM Sistema	119	12,29	129,42
Erro %	0,270	2,163	0,540

A Tabela 10 apresenta os valores de U.M. obtidos a partir da equação matemática 1.8, utilizando os parâmetros da Ficha 2. Os parâmetros na tabela, estão descritos conforme a indicação dos parâmetros da equação 1.8.

Tabela 10 – Cálculo de UM utilizando método XiO – Ficha 2

Parâmetros	Campo 1	Campo 2
Presc. D/frac	80,357	102,143
Isocurve P	0,972	0,970
TPRxPSCF/PSCF	1,390	1,648
PSCF(0)/PSCF(ec)	0,683	0,686
(SCD/SWD)²	0,956	1,033
Dose output	0,703	0,698
WF	0,415	0,340
Tray	1	1
UM	311,319	378,969
UM Sistema	311,32	378,97
Erro %	7,905E-05	0,00014

A tabela 11 apresenta os valores calculados de U.M. utilizando método manual com o erro estimado utilizando como padrão de referência o valor de U.M. do sistema.

Tabela 11 – Cálculo de UM utilizando método manual – Ficha 1

Parâmetros	Campo 1	Campo 2	Campo 3
D	82,142	7,857	90,00
Dcal	0,718	0,712	0,719
Sc*Sp*TMR	0,952	0,886	0,970
WF	1	1	1
OAR	1	1	1
TF	1	1	1
(SCD/SPD)²	1,009	1,012	0,996
UM	119,019	12,294	129,443
UM com filtro	0	0	0
UM Sistema	119	12,29	129,42
Erro %	0,016	0,034	0,018

A Tabela 12 apresenta os valores de U.M. calculados utilizando método manual com o erro estimado utilizando como padrão de referência o valor de U.M. do sistema.

Tabela 12 – Cálculo de UM utilizando método manual – Ficha 2

Parâmetros	Campo 1	Campo 2
D	80,357	102,142
Ângulo do filtro	35	45
Peso do filtro	0,404	0,577
Dose com filtro cGY	32,485	58,972
Dcal	0,703	0,698
Sc*Sp*TMR	0,950	1,130
WF	0,415	0,340
OAR	1	1
TF	1	1
(SCD/SPD)²	0,956	1,033

UM	302,773	367,888
UM Sistema	311,320	378,970
Erro %	2,745	2,924

7. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados ressaltam que a presença do filtro em cunha provoca atenuação da radiação e aumenta a quantidade de U.M. necessária para a liberação da dose de radiação preconizada no tratamento, ou seja, é necessário obter o valor de WF para o cálculo manual de U.M..

Diante da limitação do valor de WF não ser informado pelo TPS XiO, os valores estimados de WF utilizando a metodologia proposta neste trabalho, mostraram-se coerentes visto que os valores de U.M. obtidos pelo método manual estão próximos dos valores informados pelo TPS.

As diferenças percentuais entre os valores das unidades monitoras fornecidas pelo TPS e os calculados manualmente, utilizando a metodologia proposta, ficaram abaixo da incerteza tolerável ($\pm 2,0\%$, tolerância preconizada nos protocolos de dosimetria) quando utilizado os valores de dose obtidos na dosimetria e próximos a incerteza tolerável ($\pm 2,0\%$) quando utilizado dados de fichas clínicas.

Foi possível concluir também, que a relação entre as tangentes do ângulo do filtro considerado nos planejamentos analisados neste trabalho e o ângulo do filtro motorizado (60° - presença total do filtro), concorda com as razões das doses de radiação calculadas com e sem a presença do filtro informados pelo TPS XiO.

8. REFERÊNCIAS

1. GAGLIARDI, R.; WILSON, F. J. A History of the Radiologic Sciences: Radiation Oncology. **American Journal of Roentgenology**, Leesburg, VA, v. American Roentgen Ray Society, 1997.
2. SERENA GIANFALDONI, R. G. U. W. J. L. G. T. T. L. An Overview on Radiotherapy: From Its History to Its Current Applications in Dermatology, Skopje, Republic of Macedonia, 13 mar. 2017. 5.
3. MINISTÉRIO DA SAÚDE – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). **ABC of Cancer: Basic Approaches to the Cancer Control**. 2^a. ed. Rio de Janeiro: CEDC, 2012.
4. LOPES, M. D. C. Um Século de Terapia com Radiação. **Gazeta de Física**, v. 30, n. 1, p. 14-29, Janeiro 2007.
5. MINISTÉRIO DA SAÚDE – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). **Programa de Qualidade em Radioterapia. TEC DOC 1151. Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia – Protocolo de Controle de Qualidade**. Rio de Janeiro: [s.n.], 2000.
6. SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. 1. ed. São Paulo: sarvier, v. 1, 1997.
7. CHAN J, R. D. P. V. F. T. Comparison of monitor unit calculations performed with a 3D computerized planning system and independent "hand" calculations: results of three years clinical experience. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, Ontario, Canada, 2002.
8. DUTREIX, A. et al. **Physics for Clinical Radiotherapy**. [S.l.]: ESTRO Booklet No. 3, 1997.
9. MIJNHEER, B. et al. **Monitor unit calculation for high energy photon beams - Practical examples**. [S.l.]: ESTRO Booklet No. 6, 2001.
10. KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**. 5^a. ed. Baltimore: Maryland, 2014.
11. KINHIKAR R.A., S. S. . U. R. . T. C. M. . D. D. D. Characterizing and configuring motorized wedge for a new generation. **J Med Phys**, India, 21 dezembro 2006.
12. SYSTEMS, E. M. **Dose Calculation – FFT Convolution and Multigrid Superposition**. LRMXIO0023, 28 dez. 2008.

13. AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA (IAEA) / ARCAL XLIX. **Protocolos de Control de Calidad En Radiodiagnóstico**. Vienna: [s.n.], 2001.
14. ELHASSAN, S. E. M. Evaluation of Motorized Wedge for a new generation telecobalt machine, Janeiro 2008.