

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

Ana Luiza Oliveira Caixeta

**INFLUÊNCIA DOS MÉTODOS NA DETERMINAÇÃO DOS CAMPOS
EQUIVALENTES PARA O CÁLCULO DAS DOSES NO TRATAMENTO
COM TELETERAPIA**

Uberlândia

2019

ANA LUIZA OLIVEIRA CAIXETA

**INFLUÊNCIA DOS MÉTODOS NA DETERMINAÇÃO DOS CAMPOS
EQUIVALENTES PARA O CÁLCULO DAS DOSES NO TRATAMENTO
COM TELETERAPIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof.º Msc. Antônio Ariza
Gonçalves Junior

Uberlândia

2019

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer a DEUS, pelo seu amor imenso por mim, pelo seu cuidado diário e por todas as bênçãos recebidas ao longo dessa caminhada.

Aos meus queridos Pais, Tadeu e Iris, por todo o esforço que vocês fizeram, abdicando dos sonhos e vontades de vocês, para que eu pudesse chegar aqui. Por todos aqueles telefonemas que duravam duas horas, as vezes lamentando por não estar dando certo ou contando como meu dia tinha sido bom, e em todos eles eu me sentia bem, amada e amparada. Agradeço também, ao meu irmão Arthur, por ser uma pessoa tão leve, do bem e amoroso, que mesmo não tendo ideia estava me ajudando em momentos difíceis. Tenho orgulho pela família “Ninhos” que nós somos, amo muito vocês. Não poderia deixar de agradecer, a minha cunhada Paola pelo incentivo e amizade de sempre.

Aos meus familiares, agradeço por todos aqueles encontros rápidos de almoço de domingo, aos quais me fortaleceram para que eu pudesse retornar a Uberlândia.

Quero agradecer o meu orientador Antônio Ariza, por ter confiado em mim para este trabalho e por ter me orientado durante todos esses meses.

O meu muito obrigada a 3º turma de Física Médica UFU, em especial Fran, Rosa, Pedro, Nat, Maria Leticia, pela amizade e um agradecimento especial a Laura que mesmo de longe está sempre auxiliando e proporcionando bons conselhos. Agradeço também, aos meninos da Física de Materiais por todo o apoio.

Um agradecimento muito especial a Samara, Alaine, Myka, Maria Luiza, Cássia e Rafael, por todos aqueles convites de almoço e jantar ou apenas convite para encontramos e conversamos um pouco e me deixarem lamentar e pedir ajuda nesse trabalho. Vocês nem imaginam, mas todos eles me fizeram sentir um pouco mais leve e feliz. Vocês se tornaram uma família para mim nestes últimos anos. Amo vocês e novamente muito obrigada.

E por fim, quero agradecer todos os professores da Universidade Federal de Uberlândia, e de modo especial aos professores do Instituto de Física, por terem compartilhado os seus conhecimentos.

RESUMO

A Radioterapia é um dos tratamentos utilizados para tratar células tumorais, utilizando para isso as chamadas radiações ionizantes. Pode-se dividir o tratamento de radioterapia em duas modalidades, Braquiterapia e Teleterapia. A Braquiterapia é um tratamento que pode ser considerado de dentro para fora, ou seja a fonte radioativa está em contato com a lesão e a Teleterapia de fora para dentro, pois a fonte radioativa está a uma certa distância do paciente. Sendo o último o tipo de tratamento que utiliza Raios-X de alta energia gerados por equipamento, como por exemplo o Acelerador Linear. Para sua utilização deve-se fazer o seu comissionamento, ou seja, a determinação de todos os parâmetros que serão utilizados para a definição precisa das doses (unidades monitoras) nos tratamentos de teleterapia, sendo os mesmos normalmente para campos quadrados. Como a maioria dos campos utilizados nos tratamentos possuem formatos disformes, para a proteção das estruturas que não precisam ser irradiadas, um importante parâmetro para a definição das doses de tratamentos são os chamados “campos equivalentes em radioterapia”. Para obter esses campos equivalentes e posteriormente as unidades monitoras, foram utilizados três métodos: o primeiro é o método que utiliza uma equação empírica, o segundo utiliza-se a Função Espalhamento e o terceiro é determinado através do Sistema de Planejamento Eclipse da Varian. Neste trabalho, foi feita uma comparação da influência dos campos equivalentes determinados por estas três metodologias na definição das unidades monitoras utilizadas no tratamento de um câncer colorretal.

Palavras-chave: Radioterapia, Câncer Colorretal, Campos Equivalentes, Unidade Monitora

ABSTRACT

Radiotherapy is one of the most used treatments to treat tumor cells, using so-called ionizing radiations. Radiotherapy treatment can be divided into two modalities, Brachytherapy and Teletherapy. The Brachytherapy can be considered an inside-out treatment that is, the radioactive source in direct contact with the lesion and the Teletherapy an outside-in because the radioactive source is some distance from the patient. The latter being the high energy X-Ray type treatment that are generated by na equipment, such a Linear Accelerator. For its use, it must be made its commissioning, that is, the determination of all the parameters that will be used for the precise definition of the doses (monitor units) in the teletherapy treatments, being normally made for square fields. As most of the fields used in the treatments have shapeless formats to protect structures that shouldn't be irradiated, an important parameter for defining the treatment doses are the so-called "equivalent fields in radiotherapy". To obtain these equivalent fields and later the monitor units, three methods were used: the first is the method that uses an empirical equation, the second uses the Scattering Function and the third is determined using the Varian Eclipse Planning System. In this work we made a comparison of the influence of the equivalent fields determined by these three methodologies, in the definition of the monitoring units used in the treatment of a colorectal cancer.

Keywords: Radiotherapy, colorectal cancer, equivalent fields, monitor units

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Primeira Radiografia tirada por Röntgen da mão de sua esposa.	16
Figura 2: Probabilidade de ocorrência dos efeitos Fotoelétrico, Compton e Produção de Pares.....	20
Figura 3 - Curvas de volumes a serem irradiados.	26

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Dados referentes a vista pósterio-anterior com raios variando de 20° em 20°.	33
Tabela 2- Dados referentes a vista pósterio-anterior e com raios variando de 30° em 30°.....	34
Tabela 3- Dados Referentes a vista lateral e com raios variando de 20° em 20°.....	35
Tabela 4- Dados referente a vista lateral e com raios variando de 30° em 30 °.....	36
Tabela 5- Dados referentes a vista pósterio-anterior e com raios variando de 20° em 20°.....	37
Tabela 6- Dados referentes a vista pósterio-anterior e feixe lateralizado.....	38

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1: Tabela da SMR gerada em um Comissionamento para o Acelerador Linear de 6 MeV.....	46
Anexo 2: Tabela da TMR gerada em um Comissionamento para o Acelerador Linear de 6 MeV.....	47
Anexo 3: Representação dos três campos utilizados no tratamento do câncer colorretal, sendo dois campos laterais e um campo pósterio- anterior.....	48
Anexo 4: Representação das colimações utilizados no tratamento do câncer colorretal, e uma vista pósterio-anterior.	49
Anexo 5: Representação das colimações utilizados no tratamento do câncer colorretal, e uma vista lateral.....	50
Anexo 6: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio- anterior, com ângulos variando de 20° em 20°.....	51
Anexo 7: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio- anterior, com ângulos variando de 30° em 30°.....	52
Anexo 8: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista lateral, com ângulos variando de 20°em20°.....	53
Anexo 9: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista lateral, com ângulos variando de 30° em 30°.....	54
Anexo 10: Representação do croqui gerado para o estudo adicional de obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio-anterior e com um ponto central colimado.....	55

Anexo 11: Representação do croqui gerado para o estudo adicional de obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio-anterior, com o ponto central colimado e com o feixe lateralizado.....	56
Anexo 12: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor de campo equivalente em uma vista pósterio-anterior.	57
Anexo 13: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor da unidade monitora que foi empregada em uma vista pósterio-anterior.	58
Anexo 14: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor de campo equivalente em uma vista lateral.	59
Anexo 15: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o campo equivalente e valor da unidade monitora que foi empregada em uma vista lateral.	60

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVO	14
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
3.1 CONTEXTO HISTÓRICO	15
3.1.1 Raios-X.....	15
3.1.2 Radioatividade	16
3.2 Tumor	17
3.3 Radioterapia.....	18
3.4 Interação dos Raios-X	19
3.4.1 Efeito Fotoelétrico	20
3.4.2 Efeito Compton.....	21
3.4.3 Produção de Pares.....	21
3.5 Consequência ao Tumor ao ser irradiado	21
3.6 Câncer colorretal.....	22
3.7 Comissionamento	23
3.8 Etapas de um Planejamento	25
3.9 Métodos	27
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
4.1 Método Empírico dos Campos Equivalentes.....	31
4.2 Método Função Espalhamento ou Método Clarkson	31
4.3 Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE).....	32
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	33
6. CONCLUSÃO.....	39
REFERÊNCIAS	40
ANEXO 1.....	46

ANEXO 2.....	47
ANEXO 3.....	48
ANEXO 4.....	49
ANEXO 5.....	50
ANEXO 6.....	51
ANEXO 7.....	52
ANEXO 8.....	53
ANEXO 9.....	54
ANEXO 10	55
ANEXO 11.....	56
ANEXO 12.....	57
ANEXO 13.....	58
ANEXO 14.....	59
ANEXO 15.....	60

1. INTRODUÇÃO

A descoberta feita por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895 é o que hoje se conhece por Raios-X [MARTINS, 1998]. Logo em seguida foi descoberta a radioatividade pelo professor de física Antonie Henri Becquerel e pelo casal francês Pierre e Marie Curie. Outros cientistas fizeram estudos detalhados e aprimorados e, como consequência destas descobertas, hoje pode-se usar a radiação na medicina, como por exemplo no Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear e Radioterapia [MARTINS, 2003].

A Radioterapia é uma forma de tratamento que utiliza as radiações ionizantes, que são aquelas que tem energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, os quais são capazes de destruir células [Ministério da Saúde, 2000]. A Radioterapia é dividida em duas modalidades, a Braquiterapia e a Teleterapia.

A Braquiterapia utiliza como fonte de radiação elementos/materiais radioativos que são encapsulados, e devem ser implantados de forma que entrem em contato direto com lesão maligna a ser tratada [LIMA, *et al.*, 2018], em outras palavras pode-se dizer que é um tratamento de dentro para fora.

Já a Teleterapia, que é o foco deste trabalho, consiste no tratamento do tumor a uma certa distância entre o equipamento e a região a ser tratada [LIMA, *et al.*, 2018], ou seja, é um tratamento de fora para dentro, pois desta vez a fonte emissora de radiação está no equipamento. Na teleterapia, o comissionamento do equipamento é de extrema importância e consiste na geração, através de dosímetros clínicos computadorizados, de todos os parâmetros que serão utilizados na determinação das doses (unidades monitoras) usadas nos tratamentos [GONÇALVES, *et al.*, 2013].

Houve grandes mudanças e atualizações no que se refere aos equipamentos usados nos tratamentos de teleterapia, mas hoje em dia, são utilizados os Aceleradores Lineares, que possuem o poder de gerar feixe de fótons e de elétrons. Pode-se contabilizar algumas gerações de Aceleradores Lineares, sendo eles diferenciados pelos tipos de feixes gerados e suas tensões elétricas. Como eles produzem feixes de elétrons e fótons, podem assim fazer os dois tipos de tratamentos, que são os superficiais e os com uma dada profundidade [PINHEIRO, 2008]. Para os tratamentos superficiais, como por exemplo o câncer de pele, é usado um feixe de elétrons e para tratamentos com uma dada profundidade, dos quais são a grande maioria dos tratamentos, é utilizado o feixe de fótons [INCA, 2005].

Para um tratamento eficiente de um paciente com câncer, ou seja, para que seja entregue uma dose exata e ainda assim minimizar o dano causado pela radiação em tecidos adjacentes, são usados filtros de várias formas além de colimadores [MARTINS, 2012]. Lembrando que é desejável que um sistema computacional de gerenciamento dos tratamentos controle o Acelerador Linear, evitando assim erros.

O tratamento de um paciente com tumor demanda uma equipe especializada, formada por um médico juntamente com um físico médico e técnicos especialistas, sendo todos da área de radioterapia [FURNARI, 2009]. O médico contribui com os conhecimentos de anatomia, fisiologia, diagnóstico e a localização do tumor e o físico médico contribui com conhecimentos relacionados às características do feixe de radiação. Já o técnico em Radioterapia faz as aplicações diárias, pois é ele que faz o posicionamento correto do paciente nas seções da radioterapia, o que colabora com a reprodutibilidade do tratamento [SALVAJOLI, *et al.*, 2013].

Hoje, a elaboração do tratamento é feita em sistemas de planejamento especiais para os cálculos das doses utilizadas nos tratamentos com radioterapia, onde usa-se imagens tomográficas. Através dessas imagens é possível definir com precisão os volumes a serem tratados e os órgãos que devem ser protegidos. Com essas informações, o físico médico define a melhor forma de se tratar os volumes tumorais, encontrando e definindo o melhor número de campos e a energia adequada, por fim, calculando as unidades monitoras (doses) que devem ser utilizadas para esse tratamento [GIGLIOLI, 2012].

A partir do comissionamento, é possível extrair os parâmetros físicos da radioterapia que servirão para alimentar o sistema de planejamento e fazer manualmente os cálculos de doses, pois conforme as normas da CNEN NN 3.01, CNEN NN 6.10 e da ANVISA RDC nº 20 deve-se fazer este comissionamento de forma muito particular, para cada modelo de equipamento e para cada energia [CNEN, 2005; CNEN, 2014 e ANVISA, 2006]. Para isto, é necessário o uso da Câmara de Ionização Clínica e a mais utilizada é a Câmara de Ionização do tipo Farmer [OKUNO, YOSHIMURA; 2010], por fazer medidas em uma dada profundidade, o que se assemelha a grande maioria dos tratamentos em Radioterapia pela existência de tumores em profundidades.

A partir dos dados colhidos durante esse comissionamento dos feixes de radiação, são extraídas grandezas dosimétricas como PDP (Porcentagem de Dose em Profundidade), RTM (Relação Tecido Máximo), SMR (Relação Espalhamento Máximo), SAR (Relação

Espalhamento Ar) entre outros, parâmetros físicos fundamentais para o cálculo das doses [GIGLIOTI, 2010].

Para a determinação precisa das unidades monitoras utilizadas no tratamento, houve a necessidade de se definir os chamados campos equivalentes ou quadrados equivalentes, pois normalmente, os campos utilizados em teleterapia possuem colimações e tamanhos diversos. Os campos equivalentes se comportam em termos radioterápicos exatamente da mesma forma que os campos quadrados, cujos parâmetros são definidos no comissionamento [SCAFF, 1997]. Através desses parâmetros, é possível o cálculo das unidades monitoras.

Desde que a radioterapia foi descoberta para o tratamento de câncer, houve a criação e a evolução de alguns métodos que são utilizados para a obtenção dos campos equivalentes. Com isso, há a possibilidade de saber a unidade monitora (dose) que será empregada, para que seja entregue uma dose coerente e eficiente ao paciente exposto.

O motivo pelo qual levou-se a fazer este trabalho é que, para o cálculo das unidades monitoras utilizadas nos aceleradores lineares, verificou-se que há uma dependência direta na utilização dos “campos equivalentes”. Foi constatado então que há diferentes métodos para a obtenção desses “campos equivalentes”, motivando, portanto, a verificação desta influência na definição das unidades monitoras utilizadas nos tratamentos de teleterapia.

Neste trabalho, foram estudados e analisados três métodos utilizados em um planejamento de teleterapia, de forma particular no tratamento de um câncer colorretal, a fim de avaliar a eficácia das metodologias utilizadas para a obtenção de campos equivalentes e, conseqüentemente, das unidades monitoras.

2. OBJETIVO

Este trabalho tem como objetivo principal, utilizar três métodos para o cálculo dos campos equivalentes fazendo comparação entre os resultados, sendo eles: através de uma equação empírica, utilizando-se da função espalhamento e finalmente, através do sistema de planejamento tridimensional da Varian. Em seguida, através destes resultados, pode-se fazer o cálculo das unidades monitoras, ou seja, das doses que serão administradas no paciente durante o tratamento, verificando se houve discrepância entre os resultados.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 CONTEXTO HISTÓRICO

3.1.1 Raios-X

As importantes descobertas feitas por Röntgen, Becquerel, pelo casal Pierre e Marie Curie e outros cientistas renomados, mudaram o rumo da história de toda a população pois, a partir delas hoje pode-se usar a tão temida radiação ionizante a serviço da medicina. Sendo assim, será abordado aqui a descoberta dos Raios-X e logo em seguida da Radioatividade.

Foi na Alemanha, precisamente na cidade de Würzburg, no ano de 1895 que um físico experimental, chamado Wilhelm Conrad Röntgen descobriu o que hoje se conhece por Raios-X. Essa contribuição fez com que Röntgen ganhasse merecidamente o seu Prêmio Nobel de Física no dia 10 de dezembro de 1901. Há quem diga que esta descoberta se deu de uma forma não tão esperada, pois Röntgen estava interessado em conhecer melhor algumas propriedades dos raios catódicos [RONTGEN, 1896].

No experimento Röntgen utilizou uma cartolina sobreposta ao tubo, evitando assim que a luminescência do próprio tubo utilizado influísse em seu experimento. Em meio a essa pesquisa notou que uma fluorescência que agia em uma tela a uma certa distância, era advinda do tubo usado por ele, e que essa distância era bem maior do que é característico dos raios catódicos, dos quais a luz não permeavam o vidro usado. Logo, concluiu-se que esses novos raios encontrados por Röntgen possuíam características diferentes dos raios encontrados por outros cientistas, já que os raios catódicos eram vistos a uma distância consideravelmente menor, e ainda, esse novo fenômeno descoberto por Röntgen era capaz de atravessar a cartolina opaca utilizada no experimento [ROENTGEN, 1895]. Foi então que Röntgen fez a descoberta revolucionária, que hoje tanto auxilia a sociedade.

Após a descoberta, Röntgen submeteu a mão esquerda de sua esposa Anna Bertha Röntgen aos Raios-X, produzindo assim, a primeira radiografia da história (Figura 1) [TOKUS,2014]. A descoberta rendeu a Röntgen três artigos sobre os Raios-X [MARTINS, 1998].

Figura 1 - Primeira Radiografia tirada por Röntgen da mão de sua esposa.



Fonte: [TOKUS, 2014]

3.1.2 Radioatividade

O início da Radioatividade ficou a cargo de Becquerel, Pierre e Marie Curie. A história da radioatividade iniciou-se logo depois da descoberta dos Raios-X, o que provocou de forma muito positiva a busca pela pesquisa à toda comunidade científica. Seu início foi com estudos do físico Antonie Henri Becquerel em 1896, embora o termo radioatividade foi sugerido por Marie Curie somente em 1898 [MARTINS, 1990].

O físico francês Becquerel interessado na descoberta dos Raios-X, levantou algumas hipóteses, e se dispôs a realizar alguns experimentos. Descobriu então que as amostras de sais de urânio, poderiam emitir um certo tipo de radiação, que era capaz de demarcar chapas fotográficas e que este tipo de radiação não era estimulada pela luz solar, pois a descoberta se deu quando ele colocou o experimento com um objeto entre a amostra de sais de urânio e a chapa fotográfica em uma gaveta. Passando-se poucos dias, ele decidiu revelar estas chapas mesmo não tendo a oportunidade de ter exposto as mesmas ao sol. Quando as chapas foram então reveladas, para o espanto de Becquerel, o formato do objeto estava desenhado sobre a chapa [BENTEL, 1996]. O que chega à conclusão que esse elemento emite radiação de forma espontânea, o qual chamou-os de raios de Becquerel.

Marie Skłodowska Curie, natural de Varsóvia na Polônia, interessada no que Becquerel tinha descoberto sobre o elemento Urânio emitir algum tipo de radiação, resolveu explorar a fundo as pesquisas iniciadas por ele. Marie tinha como companheiro de pesquisa seu marido Pierre Curie. O objetivo deles era descobrir quais outros elementos emitiam radiação usando um instrumento capaz de detectar e medi-la. Juntos eles desvendaram através da separação da Pechblenda, um novo material, que foi dado o nome de Polônio em homenagem ao país de origem da Marie. Ainda não satisfeitos eles repetiram o experimento e descobriram no final do ano de 1898, um novo elemento que foi o Rádio [XAVIER, *et al.*, 2007]. Becquerel, Marie e Pierre foram premiados com o Prêmio Nobel de Física pela descoberta da radioatividade em 1903, sendo Marie a primeira mulher da história a receber um Nobel. Marie novamente mostra todo seu potencial e ganha pela segunda vez o prêmio Nobel de 1911, desta vez em química por ter isolado o novo elemento químico rádio [THE NOBEL PRIZE, 2019].

Para um bom entendimento inicial deste trabalho, nas próximas sessões serão abordados alguns temas específicos. Como por exemplo, o início de manifestação de um tumor e o surgimento da radioterapia.

3.2 Tumor

Os seres humanos possuem um número muito grande de células, e cada uma dessas células se dividem de forma organizada, ou seja, respeitando o ciclo celular. O ciclo celular é dividido em algumas fases que são elas G1, S, G2 e M [KHAN ACADEMY, 2019]. As fases G1 e G2 fazem parte da interfase onde ocorrem o crescimento do DNA, a duplicação do mesmo e novamente seu crescimento, e por último tem-se a fase Mitótica (M), onde ocorre a separação do seu DNA. Porém existem algumas células que não respeitam esse ciclo celular, podendo ocorrer o acarretamento em divisões celulares inusitadas, o que pode caracterizar o início de um tumor [LOPES *et al.*, 2002].

Este tumor por sua vez, pode ser benigno ou maligno de acordo com algumas características: o tumor benigno possui bordas bem demarcadas e crescimento normal, ou seja, regular, já o maligno possui crescimento desenfreado e bordas não delimitadas [INCA, 2019].

O câncer é caracterizado por apresentar tumores malignos e é uma das doenças que mais causam morte em toda a população mundial. De acordo com a folha informativa da

Organização Pan-Americana da Saúde / Organização Mundial de Saúde (OPAS/OMS) atualizada no ano de 2018, o câncer é a segunda maior causa de morte na população mundial sendo cerca de 9,6 milhões [OPAS, 2018].

3.3 Radioterapia

A história da radioterapia, como dito anteriormente, começou com as importantes descobertas dos físicos como Röntgen, Becquerel, casal Curie e com alguns médicos interessados, que deram a credibilidade necessária para esse novo estilo de tratamento com radiações ionizantes. Ao longo dos anos houve alguns aperfeiçoamentos das técnicas de tratamento para que ocorresse toda essa evolução [SALVAJOLI, *et al.*, 2013].

Como não se teve registros oficiais na época das primeiras utilizações dos Raios-X, não se pode afirmar ao certo, mas estima-se através de jornais de papel da época que no Brasil precisamente no estado do Rio Grande do Sul, no ano de 1901 o médico chamado Doutor Becker Pinto, fez o primeiro tratamento usando um aparelho de Raios-X para tratar um tumor de pele [MENEZES, 2007]. Logo em seguida em 1903 o professor Nogueira Flores fez o tratamento de um câncer de pele na região do nariz utilizando um aparelho de ortovoltagem [MENEZES, 2007]. Desde então os tratamentos vêm se consolidando no Brasil.

Existem algumas formas de se tratar tumores malignos, sendo elas a radioterapia, quimioterapia e cirurgias [INCA, 2018]. Em alguns casos pode-se usar mais de uma forma de tratamento, ou seja, uma forma combinada, isso porque existem alguns fatores, como por exemplo a região tumoral, a complexibilidade, a suscetibilidade do tumor ao feixe de radiação e o estágio que o mesmo foi diagnosticado, que pode fazer com que os profissionais responsáveis optem por uma delas ou uma combinação desses tratamentos [SALVAJOLI, *et al.*, 2013].

A radioterapia é uma modalidade que utiliza a radiação produzida em equipamentos especializados para tratar tumores malignos, induzindo a morte celular no tecido ou no órgão [TAUHATA, 2003]. É um tratamento de extrema importância, pois um estudo mostrou que aproximadamente 60% dos tratamentos de câncer, utiliza-se unicamente da radioterapia, ou tendo algumas sessões radioterápicas em meio ao plano de tratamento para combater essa neoplasia maligna [SALVAJOLI, *et al.*, 2013]. Ela é utilizada de forma a tratar o câncer, minimizar o volume do tumor, irradiar a medula óssea para que possa induzir a depressão

hematopoiética e também tem como função o tratamento paliativo a fim de reduzir dores e desconfortos aos pacientes [OKUNO, YOSHIMURA, 2010; CECILIO, 2008].

Divide-se a radioterapia em duas classes: Braquiterapia e Teleterapia [CECILIO, 2008]. Este trabalho será abordado a modalidade de teleterapia que é um tipo de tratamento externo, ou seja, a máquina responsável pelo tratamento radioterápico está no interior dos aparelhos, que utilizam raios-X [Ministério da Saúde, 2000]. No início da radioterapia, eram utilizados os aparelhos chamados de ortovoltagem (para tratamento superficiais), e cobaltoterapia mas, foram perdendo espaço. Em meio as atualizações e aprimoramentos tecnológicos chegou-se ao tão avançado acelerador linear, que tem a possibilidade de produzir dois tipos de feixes, sendo o de fótons e o de elétrons o que possibilita tratar diferentes tipos de tumor [PINHEIRO, 2008].

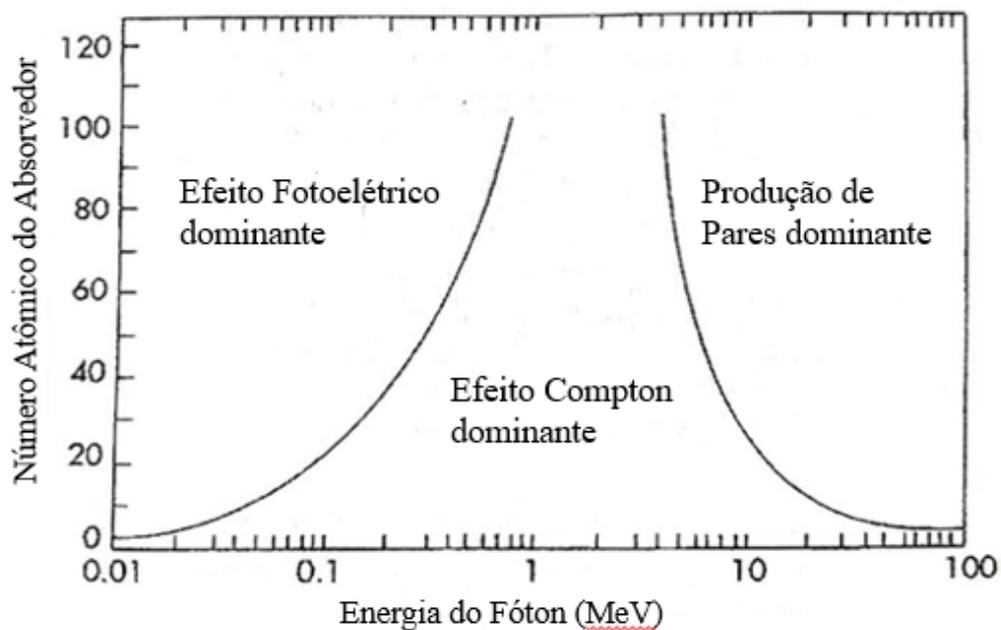
Neste trabalho foi utilizado o feixe de fótons produzidos em aceleradores lineares capaz de gerar Raios-X com energia de 6 MeV. Este tipo de feixe tem como característica tratar tumores com um grau de profundidade maior, por conseguir ser mais penetrante [AAPM, 1983]. O objetivo da radioterapia está na interação da radiação produzida nos aparelhos de tratamento com o meio absorvedor, ou seja, com tecido tumoral [OKUNO, YOSHIMURA; 2010]. Para isso, a seguir será abordado sobre essas interações.

3.4 Interação dos Raios-X

É válido explicar de forma sucinta alguns termos físicos para uma melhor compreensão. A radiação pode ser subdividida em radiação ionizante e radiação não ionizante, sendo que a primeira, que é a radiação utilizada em radioterapia, capaz de retirar elétrons das camadas de um átomo e a segunda não. Uma divisão importante também é no que se refere a radiação ionizante: ela pode ser diretamente ionizante, que são aquelas que possuem carga elétrica (partícula alfa, elétrons, entre outros) ou indiretamente ionizante, sendo aquelas que não possuem carga elétrica (Raios- X e Raios Gama) [OKUNO, YOSHIMURA; 2010]. Os fótons que são de interesse nesta pesquisa, se encaixam na categoria de serem radiações indiretamente ionizantes. Ao ser classificada como indiretamente ionizante, quer dizer ela passa por dois ciclos para deposição de dose, ou seja, primeiro o fóton transfere energia para o elétron e depois essa partícula carregada interage com outras, depositando energia e causando danos [ATTIX, 1986].

Quando essa radiação interage com a matéria, existem diferentes tipos de interação para que ocorra a transferência de energia. Alguns dos efeitos mais relevantes da interação de fótons com a matéria são o Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares. A ocorrência de um ou outro efeito muda conforme a energia usada, com o número de prótons no núcleo do átomo, ou seja, o seu número atômico (Z), e com o meio absorvedor [OKUNO, YOSHIMURA; 2010], como pode ser observado na Figura 2. Nos tópicos seguintes serão abordados os três tipos de interação de fótons.

Figura 2: Probabilidade de ocorrência dos efeitos Fotoelétrico, Compton e Produção de Pares.



Fonte: Figura modificada de HENDEE, 2005

3.4.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito Fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente se choca com um elétron orbital tendo como preferência os elétrons de camadas mais internas, ou seja, mais próximas do núcleo e conseqüentemente mais fortemente ligados, perdendo toda sua energia [ATTIX, 1986]. Quando há o choque, o elétron é expelido, o que proporciona uma vacância na camada atômica a ser preenchida, cujos elétrons das camadas mais externas preencherão essa vacância. Sabe-se que cada camada possui uma energia, e quando o elétron muda de uma

camada para outra, ocorre uma a liberação desse excesso de energia na forma de Raios-X. Este efeito é predominantemente para baixas energias e altos números atômicos [OKUNO, YOSHIMURA; 2010].

3.4.2 Efeito Compton

Este efeito ocorre entre um fóton incidente e um elétron orbital: esse elétron se encontra em camadas mais externas, ou seja, mais distantes do núcleo e, geralmente, são as camadas que possuem uma energia de ligação menor. Tal elétron com estas características é considerado livre. O processo acontece quando o fóton incidente se choca com o elétron, transferindo uma parcela de sua energia para o elétron ejetado da camada atômica, e a energia que restou é absorvida pelo fóton espalhado. Esse efeito independe do número atômico e é o que tem mais probabilidade de acontecer em Radioterapia, por trabalhar com altas energias [OKUNO, YOSHIMURA; 2010].

3.4.3 Produção de Pares

Na produção de pares, ocorre uma interação entre um fóton incidente e o núcleo do átomo. Um fóton com energia igual ou superior a 1,022 MeV, colide com o núcleo, como produto dessa colisão o fóton desaparece, originando duas partículas carregadas chamadas de par elétron-pósitron. Nessa interação o fóton perde toda sua energia. Esse efeito é predominante para energias muito altas [ATTIX, 1986].

3.5 Consequência ao Tumor ao ser irradiado

Uma célula tumoral tem características bem peculiares como sua facilidade de proliferação, a incapacidade de aderência além de volumes irregulares. Existem tumores tão agressivos que tem o poder de proliferar em tecidos que estão bem distantes de sua localização original, atrapalhando a funcionalidade do mesmo [INCA, 2018]. É fundamental saber e entender essas particularidades para elaborar uma estratégia de tratamento, além de compreender a resposta do tumor ao sofrer um tratamento com radiação, e também entender a importância do fracionamento em um tratamento [SALVAJOLI, *et al*, 2013].

Sabe-se que os sistemas biológicos dos seres humanos são muito sensíveis a radiação ionizante. Então a radioterapia utiliza-se desse fato para causar a morte celular daquelas células com características malignas. A morte celular é um dos efeitos biológicos causados

quando se irradia o principal alvo, que é o DNA. Existem mecanismos de dano ao DNA, que podem ser classificados como: mecanismo direto e indireto. No mecanismo direto, a radiação age diretamente no DNA. Já no mecanismo indireto, a radiação age nas moléculas de água do corpo, causando a radiólise que pode danificar o DNA [OKUNO, YOSHIMURA; 2010]

Como existem fases da divisão celular em que elas são mais radiosensíveis ou mais radorresistentes, o fracionamento é muito importante. Com esse fracionamento pode-se ter uma probabilidade maior de atingir células no ciclo correto, ou seja, naquela fase em que ela é mais sensível a radiação [MAYLES, *et al.*, 2007].

3.6 Câncer colorretal

O colón e o reto compõem o tubo digestório baixo, também chamado de intestino grosso, que por sua vez faz parte do sistema digestório. O intestino grosso é responsável pela captação de água, armazenamento e eliminação de resíduos [DANGELO, FATINI; 2001].

Não se pode afirmar ao certo os causadores do câncer de colón e reto ou câncer colorretal, mas na literatura encontra-se alguns fatores de risco que podem ou não levar a doença, como a presença de lesões pré-malignas chamadas adenomas, doenças inflamatórias como retocolite actínica, linfogranulomatose venérea e os granulomas amebianos, fatores genéticos, excesso de alimentos gordurosos e falta de alimentos ricos em fibras e a idade. [LOCKHART-MUMMERY,1968]. Os sinais que predominam de acordo com o estágio apresentado são: sangramento, modificações intestinais, dor abdominal, náuseas e vômitos [SALVAJOLI, *et al.*, 2013].

Segundo o Instituto Nacional de Câncer José de Alencar Gomes da Silva (INCA), estima-se que no Brasil nos anos de 2018 e 2019 teve aproximadamente 600 mil novos casos de câncer por ano. Entre esses novos casos, destaca-se o câncer de colón e reto ou colorretal o qual será dada atenção especial neste trabalho. No Brasil, os dados e informações de câncer de reto são computados juntamente com o câncer de colón. Foi estimado para os anos de 2018 e 2019 cerca de 36.360 novos casos de câncer. Segundo dados do INCA, este tipo de câncer é o quarto mais comum entre os homens e ocupa a terceira posição entre as mulheres [INCA, 2018].

No passado, o câncer colorretal era diagnosticado através do toque retal, e quando não era possível devido a sua localização, utilizava-se um exame chamado enema opaco que nada

mais é do que um exame da região com contraste [AVERBACH, M.; BORGES, J. L. A, 2004]. Depois de alguns avanços, hoje o diagnóstico é feito através da colonoscopia, que permite a retirada de um pequeno volume, para que em seguida se faça uma biópsia do mesmo [ARAUJO S. *et al.*, 2001].

A forma com que se trata o câncer colorretal pode variar de paciente para paciente, podendo ter diferentes abordagens. A radioterapia pré-operatória, conhecida no meio técnico como neoadjuvante, atua de forma a reduzir o volume do tumor para que o mesmo possa ser retirado na cirurgia [LOPES-PAULO, 2005]. Já no tratamento adjuvante, a radioterapia é aplicada após o procedimento operatório, que visa completar o tratamento do paciente irradiando as células cancerígenas que por algum motivo não puderam serem retiradas [SALVAJOLI, *et al.*, 2013]. Vale citar novamente, o que leva o profissional a escolher por uma ou outra forma de tratamento é o estágio tumoral, o que faz pensar em seu volume, extensão, localização e também as condições em que o paciente se encontra.

No planejamento de um câncer colorretal ou de qualquer um outro tipo de câncer, é necessário ter um bom conhecimento anatômico, pois existem órgãos em suas vizinhanças que precisam ser protegidos ao máximo, para evitar doses desnecessárias [POLI, 2007]. No caso específico de câncer colorretal, é necessário proteger as cabeças femorais e as alças ilíacas. A seguir serão abordados alguns parâmetros, de extrema importância para alimentar o sistema de planejamento e além disso calcular os campos equivalentes.

3.7 Comissionamento

O comissionamento nada mais é do que uma aquisição de parâmetros, que serão utilizados para o cálculo de dose nos tratamentos. Por normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), isso deve ser feito para todos os novos equipamentos, e naqueles que por algum motivo passaram por ajustes técnicos, que influenciam nas suas doses emitidas. Para esta confirmação, testes de controle de qualidade devem ser feitos periodicamente. [IAEA, 2000].

Este comissionamento utiliza-se de uma câmara de ionização do tipo Farmer, tendo como objetivo coletar todas as informações e características do feixe de fótons, bem como estudar e analisar as doses absorvidas utilizando diferentes campos e profundidades. Serve também para moldar e alimentar o sistema de planejamento [GIGLIOTI, 2010]. No comissionamento de um Acelerador Linear, de forma particular para um feixe de fótons,

existem alguns parâmetros que são primordiais para entender o comportamento do feixe ao ser atenuado [IAEA, 2000]. Esses dados devem ser coletados e armazenados em tabelas, como por exemplo as tabelas em anexo (Anexos 1 e 2), onde encontra-se dados gerados em um comissionamento para o acelerador linear (Clinac 600-C), o qual foi utilizado neste trabalho. Nesta tabela, nota-se que existem alguns valores de grandezas TMR, que normalmente são para campos quadrados. A seguir, serão abordadas de forma breve as definições das grandezas utilizadas no cálculo de doses em pacientes e na determinação dos campos equivalentes.

Essas grandezas servem para entender o comportamento da dose prescrita. Uma importante definição é a Dose Absorvida, que se entende como a energia transferida por uma partícula que foi depositada ao meio [SCAFF,1997]. Isto é representado pela equação (3.1) que dá a energia depositada por unidade de massa, e no sistema de unidade internacional MKS, tem unidade de Joule/quilograma (Gray) ou seja:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3.1)$$

- Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

É relação porcentual da dose em uma determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) (equação 3.2) [SCAFF,1997].

$$PDP = \frac{D_d}{D_m} \cdot 100 \quad (3.2)$$

Onde:

D_d : dose na profundidade “d” no eixo central do feixe;

D_m : dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe.

- Relação Tecido-Maximo (RTM)

É definida como a relação da dose em um ponto, em dada profundidade no meio, e a dose no mesmo ponto, mas em uma profundidade de referência, normalmente 5 cm, para um mesmo campo de irradiação. Se d for igual a profundidade de equilíbrio eletrônico, a RTP torna-se a relação tecido máximo. [SCAFF,1997]. Representada na equação abaixo:

$$RTM = \frac{D_d}{D_{d0}} \quad (3.3)$$

Onde:

D_d : dose em um dado ponto no eixo central;

D_{d0} : dose máxima na profundidade.

- Relação Espalhamento-Máximo (SMR)

É específica para o cálculo de dose espalhada no meio: é razão entre a dose espalhada num dado ponto no meio e a dose primária efetiva no mesmo ponto, na profundidade de referência da dose máxima [SCAFF,1997]. A seguir a equação (3.4) representa esta grandeza.

$$SMR(d, A_d) = RTM(d, A_d) \cdot \left(\frac{FSP(A_d)}{FSP(0)} \right) - RTM(d, 0) \quad (3.4)$$

3.8 Etapas de um Planejamento

Como a radioterapia, especificamente a teleterapia, utiliza-se da radiação para o tratamento de câncer [TAUHATA, 2003], o planejamento é de suma importância. A fim de se iniciar um bom tratamento de Radioterapia é necessário que o paciente passe por algumas etapas.

A primeira etapa compreende em submeter o paciente a uma tomografia computadorizada, a fim de um estudo detalhado do tumor, como por exemplo seu estágio, forma e sua localização exata para que seja entregue a dose correta no volume alvo, que foi prescrita pelo profissional responsável, e ainda assim proteger órgãos e tecidos que estejam em sua proximidade. Ao se fazer as imagens tomográficas o técnico responsável utiliza três esferas de chumbo que são radiopacas, e que são parâmetros de localização para o início do planejamento. Os locais demarcados por essas esferas devem coincidir com os três *lasers* que são utilizados no acelerador linear. O local onde esses *lasers* se interceptam é chamado de isocentro do equipamento. Com essas imagens o técnico marca estes três pontos, que serão as marcações iniciais para o planejamento [POLI, 2007]. Essas imagens geradas servirão para alimentar o sistema de planejamento, sendo que este pode manter os pontos marcados inicialmente ou alterá-los.

O sistema de planejamento é tão complexo que utilizando programas com alta tecnologia, é capaz de capturar as imagens feitas na tomografia e fazer fusão de imagens como por exemplo de ressonância magnética, das quais é possível saber ao certo a localização

tumoral, o contorno do paciente e os órgãos periféricos que devem ser protegidos. A partir de então é possível definir os volumes, como na Figura 3, que serão tratados [GONÇALVES, *et al.*, 2012]. Esses volumes que serão irradiados podem ser divididos em:

- *Gross Tumor Volume (GTV)*

Esse volume é onde se encontra o máximo de células que devem ser irradiadas, ou seja, o volume que se encontra o tumor [HENDEE, *et al.*, 2005].

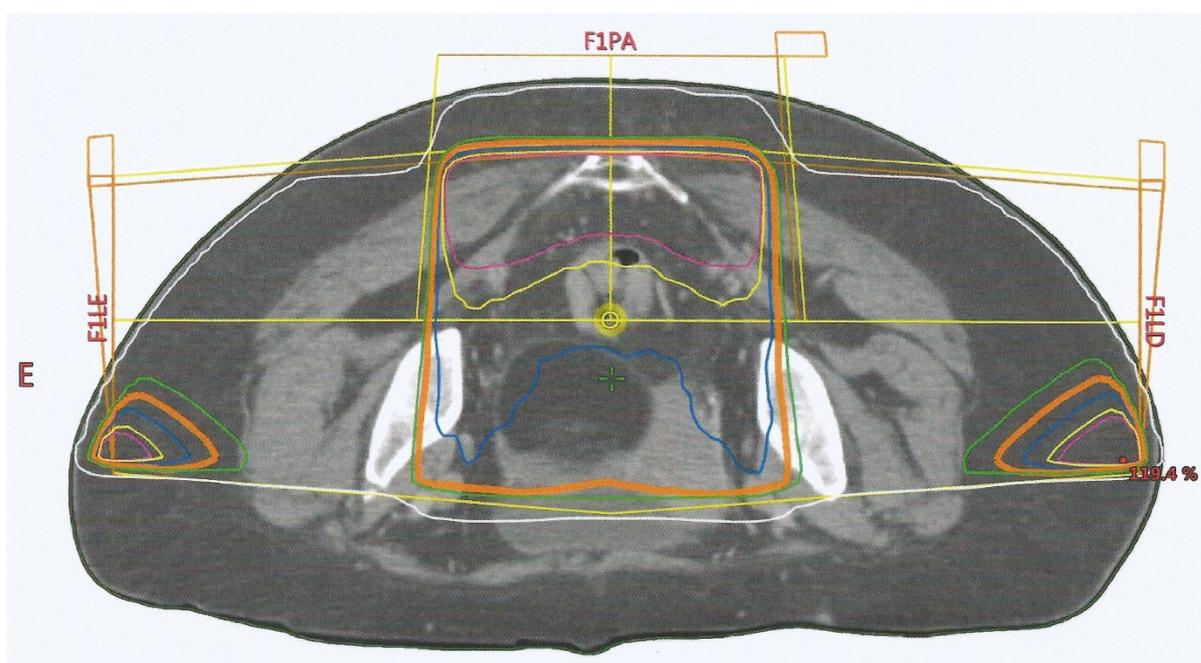
- *Clinical Target Volume (CTV)*

Esse volume fornece uma margem maior ao GTV, conseguindo irradiar algumas pequenas células que podem estar disseminando fora do volume tumoral [HENDEE, *et al.*, 2005].

- *Planning Tumor Volume (PTV)*

Já este volume compõe os dois primeiros volumes, cuja característica do PTV é dar uma margem maior aos volumes a serem irradiados, pois leva em conta algum erro de cálculo de dose e também a respiração do próprio paciente ao ser irradiado [HENDEE, *et al.*, 2005].

Figura 3 - Curvas de volumes a serem irradiados.



Fonte: sistema de planejamento da Varian

Com essas curvas é possível controlar a porcentagem de dose no tumor, nos tecidos adjacentes, e escolher a necessidade ou não de filtros que serão utilizados durante todo o tratamento de teleterapia. Com isso o físico médico e o médico têm a melhor definição da cobertura de dose sobre o paciente. A definição do PTV é de extrema importância pois, se os profissionais optarem pela técnica isocêntrica, o isocentro de tratamento preferencialmente estará no centro do PTV [HENDEE, *et al*, 2005] e não há necessidade de o técnico reposicionar o paciente a cada novo campo de tratamento. Com o conhecimento dessas grandezas de doses no tumor e sua região, o sistema calcula os campos equivalentes e consequentemente as unidades monitoras que serão utilizadas durante todo o tratamento.

Depois desses processos é possível já entrar na segunda etapa de planejamento, em que os devidos deslocamentos sugeridos pelo sistema de planejamento serão feitos para que seja encontrado o novo ponto de isocentro. Com os deslocamentos executados, são geradas radiografias com o paciente posicionado no próprio aparelho (Acelerador Linear), para que então seja possível conferir as novas localizações propostas pelo sistema de planejamento. A partir dessas radiografias, o médico as compara com as imagens geradas no próprio sistema de planejamento para aprovação do tratamento. Para a perfeita delimitação dos campos a serem irradiados no paciente, podendo isso ser feito com multifolhas, caso o aparelho tenha este acessório, ou com blocos personalizados. Esses blocos são feitos de chumbo (Pb) ou com uma liga de Cerrobend [AYALA, 2004].

Antes da tecnologia alcançar este patamar, utilizava-se outras metodologias manuais para que fosse possível entregar uma dose correta com todos os parâmetros utilizados no tratamento. Lembrando que os resultados das unidades monitoras gerados pelo sistema de planejamento do qual utiliza de artifícios computacionais devem ser conferidos, utilizando para isso algum dos outros dois métodos manuais, para que o plano de tratamento seja validado [DE SOUZA, 2012]. Essas metodologias utilizadas em um tratamento de teleterapia, serão definidas e descritas nas próximas sessões.

3.9 Métodos

Esses métodos foram criados em radioterapia para estudar campos irregulares, permitindo, portanto, o cálculo dos campos equivalentes, que nada mais é do que associar um campo totalmente irregular a um campo totalmente uniforme (quadrado) [SCAFF, 1997], do qual já existem parâmetros tabelados. Quando se encontra esse campo equivalente, pode-se

afirmar que o comportamento em termos de espalhamento é igual a um campo quadrado. Com tais campos, através da equação (3.6), é possível determinar as unidades monitoras que serão administradas no tumor.

Os dois primeiros métodos, são trabalhados de forma manual e o terceiro é realizado de forma computadorizada. O método de Campos Equivalentes Empiricamente, foi um dos primeiros a serem criados. O conceito de campos equivalentes foi utilizado para solucionar um problema em que as PDP's geradas no comissionamento eram de campos ideais, ou seja, campos totalmente regulares, o qual sabemos que é longe de ser o real, pois na grande maioria dos casos tratados são campos totalmente irregulares, conseqüentemente tem-se a necessidade de usar durante o tratamento, filtros e colimadores o que os tornam campos de diferentes dimensões. Foi então que Sterling propôs a regra empírica, sendo a equação (3.5) utilizada neste método [MORLOTTI, 2007]:

$$C_{eq} = \frac{4xA}{P} \quad (3.5)$$

onde A é a área e P o perímetro da região a ser tratada. O método tem como ponto negativo não levar em conta a profundidade do meio de tratamento.

O segundo método é o da função espalhamento, que é um método em que é possível determinar a contribuição da radiação espalhada nas direções dos vários raios escolhidos, para a profundidade do tratamento (Tabela das SMR em anexo 1), tirando-se uma média destes resultados. Através dos valores das TMR, mostradas nas tabelas vindas do comissionamento para campos quadrados (Anexo 2), é possível através de gráficos, determinar a TMR do campo hipotético 0 x 0, que não leva em consideração a contribuição da radiação espalhada, para várias profundidades. Finalmente, o valor da TMR do campo 0 x 0 na profundidade do tratamento é somado com a SMR média calculada na mesma profundidade, para se determinar a TMR do campo de tratamento, conforme a definição da função espalhamento dada pela equação 3.5. Através de interpolações na tabela das TMR, determina-se o campo quadrado equivalente utilizado no tratamento. Enfatizando, o procedimento consiste em traçar o maior número de raios possíveis no campo de tratamento, fazer as suas magnificações se necessário, determinar a SMR para cada raio na profundidade do tratamento, fazer uma média destes valores e somar à TMR do campo 0 x 0, possibilitando portanto a determinação do campo equivalente ao campo a ser tratado. Assim, surgiu o método Clarkson, que utiliza essas tabelas para o cálculo dos campos equivalentes [SCAFF, 1997].

Para obter a unidade monitora (UM), para o primeiro e para o segundo método utiliza-se a equação:

$$UM = \frac{D_{Tumor} \cdot Peso}{TMR_{eq} \cdot F_{BD} \cdot F_{REND} \cdot F_{filtro} \cdot 1,03 \cdot F_{off}} \quad (3.6)$$

Onde:

D_{tumor} : Dose administrada no tumor;

Peso: Porcentagem de dose que será administrada pelo campo;

TMR_{eq} : Relação tecido máximo para o campo equivalente;

F_{BD} : Fator de atenuação da bandeja;

F_{REND} : Fator rendimento do campo equivalente;

F_{filtro} : Fator de atenuação do filtro;

F_{off} : Fator off-axis (pontos fora do eixo);

1,03: Fator de calibração não isocêntrica.

Já o terceiro e último método estudado neste trabalho, é o Sistema de Planejamento da Varian chamado Eclipse. Este consiste em um programa computacional fornecido pelo fabricante onde são inseridas imagens tomográficas do tumor em questão. A partir dessas imagens são calculadas as doses utilizadas para o tratamento. É um dos métodos mais completos, pois leva em conta o grau de profundidade e a heterogeneidade do meio, o que se aproxima da realidade, pois sabe-se que o tumor possui densidade diferente da densidade das estruturas adjacentes [AYALA, 2004].

4. MATERIAIS E MÉTODOS

As medidas experimentais foram realizadas no primeiro semestre de 2019, no Hospital de Câncer em Uberlândia, inaugurado em abril do ano 2000, com algumas colaborações, como o grupo Luta pela Vida e a Universidade Federal de Uberlândia (UFU). A partir de então, atende com maestria Uberlândia e região com tratamentos radioterápicos, quimioterápicos e com exames de imagens, tudo isso de forma totalmente gratuita [HCA, 2016].

Para o estudo das metodologias para a obtenção de campos equivalentes e consequentemente das unidades monitoras, foram utilizados os seguintes materiais:

- O Acelerador Linear Clinac 600-C da empresa Varian, capaz de gerar feixes de fótons de até 6 MeV;
- Uma tabela de dados referente a um comissionamento feito para o próprio Acelerador Linear (Clinac600-C);
- As imagens geradas em um tomógrafo;
- As radiografias geradas no próprio aparelho de tratamento (Clinac 600-C);
- Sistema de planejamento da Varian, conhecido como Eclipse.

Como caso clínico, foi escolhido um caso de tumor no sistema digestório, em particular um câncer colorretal, sendo a técnica isocêntrica escolhida para o tratamento.

A paciente é do sexo feminino com um câncer de reto, localizado aproximadamente a 10 cm de profundidade na visão posterior e na vista lateral o tumor se encontrava a 19 cm, com uma lesão no estágio T2 e tendo como forma de tratamento escolhido pelos profissionais responsáveis a quimioterapia e a radioterapia.

O tratamento foi dividido em duas fases, porém só foi analisada e estudada os dados referentes a primeira etapa de tratamento, sendo utilizado cerca de 25 aplicações de 180cGy, o que totaliza 4500 cGy durante essa fase. No tratamento de câncer colorretal, a paciente deve deitar-se na posição decúbito ventral ou prona e na região das pernas utilizar um suporte de perna triangular que ajuda na estática do posicionamento, para que não haja irradiação não programada em tecidos vizinhos e também não afete na reprodutibilidade do tratamento. Foram utilizados 3 campos de radiação, sendo os campos 2 e 3 laterais. O campo dois entra à esquerda da paciente e o três à direita, e o campo 1 irradiando posteriormente, como mostrado no anexo 3. Nesses três campos utilizou-se blocos de colimação, mudando-os a cada angulação do *gantry* do Acelerador Linear e também foram utilizados filtros 45° nos campos laterais. A angulação do *gantry* foi estabelecida para rotacionar 270° a partir do eixo central do feixe quando irradiasse o campo 2, e rotacionar 90° quando irradiasse o campo 3.

A partir de tabelas geradas no comissionamento e do conhecimento anatômico do tumor, foram calculadas as unidades monitoras utilizadas no tratamento do mesmo. Os três métodos abordados e utilizados para tal medição serão descritos a seguir.

4.1 Método Empírico dos Campos Equivalentes

Este primeiro método foi dividido em algumas etapas. Na primeira etapa, utilizou-se as radiografias geradas no próprio aparelho de tratamento, o acelerador linear. Fez-se radiografias com vista posterior e lateral e o médico radio-oncologista fez as devidas marcações utilizando um lápis vermelho dermatográfico na própria radiografia para que se tornasse conhecido o formato do campo que deveria ser tratado com radiação e a região que deveria ser protegida. Já com o conhecimento da região a ser tratada, utilizou-se um negatoscópio para que pudesse ver de forma clara as delimitações e volume alvo. Foi então colocado sobre o negatoscópio, a radiografia e uma folha de papel em branco, onde foi desenhado um pequeno croqui que representava a área delimitada, conforme a imagem do campo tratado gerada no sistema de planejamento (Anexos 4 e 5).

Na segunda etapa, foi medida a área total e os espaços que não deveria ser irradiado foram divididos em alguns pequenos formatos geométricos, como por exemplo: triângulos, retângulos e quadrados, das quais sabe-se calcular facilmente as áreas. Essas áreas foram calculadas separadamente utilizando-se das equações conhecidas de tais áreas, logo em seguida fez-se o cálculo dessa área como sendo a área total menos as áreas de triângulos e retângulos definidos, encontrando assim, a área a ser tratada no paciente. Também foi calculado o perímetro total da área que iria ser irradiada. Vale ressaltar que foi aplicado o método para as duas vistas, lateral e pósterio-anterior. Com todos os parâmetros em mãos, utilizou-se o método proposto por Sterling (equação 3.5) para encontrar o campo equivalente. Logo em seguida foi possível calcular a unidade Monitora, usando a equação (3.6).

4.2 Método Função Espalhamento ou Método Clarkson

Este método apresenta algumas etapas iniciais bem parecidas com o método anterior. Os passos seguintes se diferem do primeiro, pois foi marcado no croqui feito tanto da vista lateral quanto da vista pósterio-anterior, um ponto central (isocentro) na imagem e foram traçados alguns raios com diferentes angulações, como por exemplo de 20° e 30°, sendo elas da vista pósterio-anterior e lateral levando-se em conta a profundidade do tratamento (Anexos 6, 7, 8 e 9). Com todos os raios traçados, foi então medido com uma régua do centro até a borda delimitada e anotado as suas distâncias. Dessa forma, com todos os parâmetros necessários, foram confeccionadas algumas tabelas onde se pode notar o número de raios, a

distância com magnificação, distância sem magnificação que é a distância real do paciente e as respectivas SMR's tiradas da respectiva tabela, na profundidade do tratamento. Assim, com todos os dados expostos em tabela, foi possível fazer a soma das SMR's e calcular sua média. Com esses dados em mãos, foi possível calcular os valores de relação tecido máximo usando a relação:

$$TMR = \overline{SMR} + TMR_{0x0} \quad (3.7)$$

Onde:

TMR: Relação Tecido Máximo;

\overline{SMR} : Média dos espalhamentos máximos;

TMR_{0x0} : Relação tecido máximo para o campo 0x0.

Com o valor encontrado de TMR, foi verificado para as diferentes profundidades do tratamento os valores correspondentes de campos quadrados. Quando os valores da TMR não correspondiam a valores exatos, ou seja, ficavam entre dois valores de campos quadrados, foi feita uma interpolação linear, entre eles. Isto pode ser feito porque a diferença dos valores de TMR's entre os campos quadrados como por exemplo 6x6 e 7x7, variam muito pouco podendo assim, supor que nesta variação há um comportamento de uma função linear. Para que fosse possível encontrar a unidade monitora, utilizou-se a mesma equação (3.6) do método anterior.

4.3 Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE)

Já neste método, foi usado o sistema de planejamento da Varian, chamado Eclipse. O sistema de planejamento tem como objetivo principal auxiliar os profissionais, principalmente o físico médico responsável pelo planejamento. Como já dito anteriormente, o sistema de planejamento usa das imagens geradas em um tomógrafo para localizar e definir os melhores campos e doses para o tratamento. Ele utiliza de um avançado algoritmo computacional, chamado *Pencil Beam* para fazer o cálculo da unidade monitora e do campo equivalente.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Utilizando o método empírico de campos equivalentes, foi encontrado para a vista pósterio-anterior uma área de 259 cm² e um perímetro 64,48 cm, usando a equação empírica (3.5) foi encontrado um valor de campo equivalente na vista pósterio-anterior de 16 x 16 cm², já na vista lateral foi encontrado um área de 231,5 cm² e um perímetro de 65,56 cm, com esses dados foi possível calcular o campo equivalente, sendo ele de 14,12 x 14,12 cm². Foram determinadas 100,07 e 168,43 UM respectivamente. Por esse método não levar em conta o grau de profundidade e nem a diferente heterogeneidade do meio, ele se distancia um pouco dos outros métodos, os quais são mais precisos.

Já para o método da função espalhamento ou método de Clarkson, foram geradas as tabelas de resultados 1, 2, 3 e 4 apresentadas a seguir (Tabelas 1, 2, 3 e 4). A Tabela 1, se refere a uma angulação em intervalos de 20°, onde o tumor se localizou a 10 cm de profundidade e vista pósterio-anterior. Na tabela 2, são apresentados os resultados para vista pósterio-anterior, e com angulação variando em intervalos de 30°. Os valores das SMR apresentadas são para a mesma profundidade.

Tabela 1- Dados referentes a vista pósterio-anterior com raios variando de 20° em 20°.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,28)</i>	<i>SMR</i>
<i>R1</i>	12,40	9,69	0,144
<i>R2</i>	13,20	10,31	0,147
<i>R3</i>	12,00	9,38	0,142
<i>R4</i>	11,70	9,14	0,14
<i>R5</i>	10,90	8,52	0,135
<i>R6</i>	8,40	6,56	0,118
<i>R7</i>	9,10	7,11	0,123
<i>R8</i>	12,40	9,69	0,144
<i>R9</i>	13,30	10,39	0,148
<i>R10</i>	12,70	9,92	0,145
<i>R11</i>	13,60	10,63	0,15

<i>R12</i>	12,00	9,38	0,142
<i>R13</i>	8,90	6,95	0,121
<i>R14</i>	8,40	6,56	0,118
<i>R15</i>	10,30	8,05	0,131
<i>R16</i>	11,20	8,75	0,138
<i>R17</i>	11,50	8,98	0,139
<i>R18</i>	12,90	10,08	0,146
Soma dos valores de SMR =			2,471

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

Tabela 2- Dados referentes a vista pósterio-anterior e com raios variando de 30° em 30°.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,28)</i>	<i>SMR</i>
<i>R1</i>	12,30	9,60	0,144
<i>R2</i>	12,70	9,90	0,146
<i>R3</i>	11,60	9,00	0,139
<i>R4</i>	10,80	8,40	0,134
<i>R5</i>	9,00	7,00	0,122
<i>R6</i>	14,40	11,30	0,154
<i>R7</i>	12,70	9,90	0,146
<i>R8</i>	14,90	11,60	0,156
<i>R9</i>	8,60	6,70	0,119
<i>R10</i>	9,70	7,60	0,127
<i>R11</i>	11,20	8,80	0,138
<i>R12</i>	12,50	9,80	0,145
Soma do valores de SMR =			1,67

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

Observando as duas tabelas, foi identificado que as médias dos SMR's foram 0,137 e 0,139 respectivamente. A partir desse dados foram calculados os seus campos equivalentes, através do método de função espalhamento, onde o volume tumoral se encontrava a 10 cm de

profundidade, foi encontrado um valor de campo equivalente de 15,76 x 15,76 cm² para os dados da tabela 1 e 16,33 x 16,33 cm² para os dados da tabela 2. Para estes campos equivalentes foram calculadas suas unidades monitoras, sendo de 100,4 UM para a vista pósterio-anterior com raios variando em 20° em 20°. Já para os raios variando de 30° em 30° foi identificado uma unidade monitora de 99,9 UM. Nota-se que quanto maior for o número de raios traçados, mais preciso será o resultado de campo equivalente e por consequência mais aproximado é o valor da unidade monitora.

A Tabela 3, se refere a uma angulação de 20° em 20° onde o tumor se localizou a 19 cm de profundidade e vista lateral, e a Tabela 4, refere-se a mesma vista, e uma angulação variando de 30° em 30°.

Tabela 3- Dados Referentes a vista lateral e com raios variando de 20° em 20°.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,3)</i>	<i>SMR</i>
<i>R1</i>	12,00	9,23	0,161
<i>R2</i>	13,00	10,00	0,169
<i>R3</i>	13,40	10,31	0,172
<i>R4</i>	12,10	9,31	0,162
<i>R5</i>	10,70	8,23	0,148
<i>R6</i>	10,10	7,77	0,144
<i>R7</i>	7,30	5,62	0,113
<i>R8</i>	8,80	6,77	0,132
<i>R9</i>	13,00	10,00	0,169
<i>R10</i>	12,30	9,46	0,164
<i>R11</i>	13,20	10,15	0,171
<i>R12</i>	15,10	11,62	0,183
<i>R13</i>	11,40	8,77	0,154
<i>R14</i>	9,20	7,08	0,135
<i>R15</i>	8,40	6,46	0,12
<i>R16</i>	8,50	6,54	0,127
<i>R17</i>	8,90	6,85	0,132

<i>R18</i>	9,90	7,62	0,141
Soma dos valores de SMR			= 2,697

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

Tabela 4- Dados referente a vista lateral e com raios variando de 30° em 30 °.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,3)</i>	<i>SMR</i>
<i>R1</i>	11,90	9,20	0,161
<i>R2</i>	14,20	10,90	0,177
<i>R3</i>	12,10	9,30	0,162
<i>R4</i>	10,50	8,10	0,147
<i>R5</i>	7,20	5,50	0,112
<i>R6</i>	10,80	8,30	0,15
<i>R7</i>	12,20	9,40	0,163
<i>R8</i>	14,30	11,00	0,178
<i>R9</i>	11,30	8,70	0,154
<i>R10</i>	8,70	6,70	0,13
<i>R11</i>	8,50	6,50	0,127
<i>R12</i>	9,30	7,20	0,136
Soma dos valore de SMR			= 1,797

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

Nas Tabelas 3 e 4, foram dispostos os resultados obtidos com raios variando de 20° e 30°, respectivamente, desta vez o tumor foi localizado com uma profundidade de 19 cm, pois se encontrava em uma vista lateral. Nesse caso, as médias de SMR foram de 0,149, o que resultou em campos equivalentes de 14,71 x 14,71 cm², e unidades monitoras 166,96 UM iguais. Pode-se atribuir esta coincidência pelo fato de campos laterais não usarem tantas colimações como os da vista pósterio-anterior, sendo assim não influenciando no cálculo de campos equivalentes.

As Tabelas 5 e 6 se referem a estudos adicionais, pois em ambos casos foram colocadas colimações centrais que serão úteis para compreensão do espalhamento e para o cálculo do campo equivalente comparativamente em pontos que estão debaixo de uma colimação (Anexo 10) e de fora (Anexo 11). Para a Tabela 5, o feixe foi colocado no centro da colimação, já na Tabela 6, o feixe foi lateralizado a uma determinada distância a esquerda.

Tabela 5- Dados referentes a vista pósterio-anterior e com raios variando de 20° em 20°.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,28)</i>	<i>SMR</i>	<i>SMR</i>
<i>R1</i>	-	-	-	0
<i>R2</i>	13,1 - 5,3	10,23 - 4,14	0,145 - 0,088	0,057
<i>R3</i>	11,9 - 2,9	9,30 - 2,27	0,140 - 0,060	0,08
<i>R4</i>	11,6 - 2,1	9,1 - 1,64	0,139 - 0,052	0,087
<i>R5</i>	10,8 - 1,9	8,44 - 1,48	0,134 - 0,050	0,084
<i>R6</i>	8,4 - 2	6,56 - 1,56	0,117 - 0,051	0,066
<i>R7</i>	9,0 - 2,2	7,03 - 1,72	0,122 - 0,054	0,068
<i>R8</i>	12,2 - 3,0	9,53 - 2,34	0,143 - 0,060	0,083
<i>R9</i>	13,4 - 5,6	10,47 - 4,38	0,149 - 0,089	0,06
<i>R10</i>	-	-	-	0
<i>R11</i>	13,8 - 4,9	10,78 - 3,83	0,151 - 0,085	0,066
<i>R12</i>	11,2 - 2,5	8,75 - 1,95	0,136 - 0,057	0,079
<i>R13</i>	8,6 - 2	6,72 - 1,56	0,119 - 0,051	0,068
<i>R14</i>	8,3 - 1,7	6,48 - 1,33	0,117 - 0,046	0,071
<i>R15</i>	10,4 - 1,8	8,13 - 1,41	0,132 - 0,048	0,084
<i>R16</i>	11,2 - 2,8	8,75 - 1,56	0,137 - 0,051	0,086
<i>R17</i>	11,6 - 2,8	9,1 - 2,19	0,140 - 0,059	0,081
<i>R18</i>	12,7 - 5,8	9,92 - 4,53	0,146 - 0,094	0,052
Soma do valores de SMR			=	<u>1,172</u>

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

Tabela 6- Dados referentes a vista pósterio-anterior e feixe lateralizado.

<i>Raios</i>	<i>Distância com Magnificação</i>	<i>Distância sem Magnificação (d/1,28)</i>	<i>SMR</i>	<i>SMR</i>
R1	10,4	8,1	0,132	0,132
R2	10,9	8,5	0,135	0,135
R3	14,6 - 11,3 + 5,5	11,4 - 8,8 + 4,3	0,154 - 0,137 + 0,092	0,109
R4	15,3 - 8,2 + 4	13 - 6,4 + 3,1	0,158 - 0,116 + 0,073	0,115
R5	16,2 - 7,2 + 3,5	12,7 - 5,6 + 2,7	0,163 - 0,107 + 0,067	0,123
R6	13,8 - 7,2 + 3,5	10,8 - 5,6 + 2,7	0,151 - 0,107 + 0,067	0,111
R7	14,8 - 8,1 + 4	11,6 - 6,3 + 3,1	0,156 - 0,015 + 0,073	0,214
R8	18,1 - 10,7 + 5,3	14,1 - 8,4 + 4,1	0,170 - 0,134 + 0,088	0,124
R9	9,5	7,4	0,125	0,125
R10	13,9	10,9	0,152	0,152
R11	7,1	5,5	0,106	0,106
R12	4	3,1	0,073	0,073
R13	3,9	3	0,072	0,072
R14	5	3,9	0,086	0,086
R15	5,1	4	0,087	0,087
R16	5,8	4,5	0,094	0,094
R17	6,4	5	0,1	0,1
R18	7,4	5,8	0,11	0,11
			Soma dos valores de SMR	= 2,068

Fonte: Elaborada pela própria autora (2019).

O resultado desse estudo adicional, foi um campo equivalente de 4,9 x 4,9 cm² usando uma média de SMR de 0,065, para ponto de cálculo que se encontrava embaixo de uma colimação, e SMR de 0,014 o que resultou em um campo de 10,83 x 10,83 cm² para aquele em que o ponto foi lateralizado para fora da colimação. O que leva a conclusão de que quando se trabalha com o ponto central sendo colimado, ou seja, retira-se as radiações que são de extrema importância, não há uma contribuição relevante ao campo equivalente. Quando o

cálculo é feito com pontos lateralizados, ou seja, fora das colimações centrais, isto espelha melhor a realidade.

Os valores de campos equivalentes encontrados pelo o Sistema de Planejamento da Varian foram (Anexos 12, 13, 14 e 15): para a vista posterior $15,6 \times 15,6 \text{ cm}^2$ com uma unidade monitora de 103 UM já para a vista lateral a unidade monitora calculada foi 161 UM e campo equivalente de $14,9 \times 14,9 \text{ cm}^2$.

6. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo principal estudar e determinar campos equivalentes e consequentemente suas unidades monitoras, usando diferentes métodos e comparando seus resultados. Com este intuito, foram utilizados os seguintes métodos: através da Equação Empírica, a Função Espalhamento e o Sistema de Planejamento Eclípsa da Varian.

Assim com os resultados obtidos neste trabalho, conclui-se que ao se comparar os 3 métodos para a obtenção de campos equivalentes e unidades monitoras, os mesmos não mostraram resultados tão divergentes nas unidades monitoras, sendo que elas ficaram em torno de 2 %. Mas como o tratamento de um tumor com radiação ionizante busca sempre o êxito, vale a comparação entre os métodos. Ao se fazer uma comparação entre o primeiro e o segundo, é visível que o método em que se usa a função espalhamento se aproximou ainda mais do valor obtido no sistema de planejamento, pois ele leva em consideração a profundidade de tratamento, o que não pode se dizer do método de campos equivalente empiricamente, pois ele não leva em conta a profundidade e nem as diferenças de densidades. Verificou-se ainda no segundo método, a importância de traçar um número maior de raios, ou seja, raios com menores angulações, pois pode acontecer como foi visto nos resultados, que quando se traça um raio em que é mais espaçado, pode-se não considerar algum tipo de espalhamento naquela região que poderia contribuir de forma direta na SMR usada e com isso inferir erros no campo equivalente encontrado.

REFERÊNCIAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA- ANVISA. Ministério da Saúde. **RDC Nº 20: Estabelece o Regulamento Técnico para o Funcionamento de Serviços de Radioterapia, Visando a Defesa da Saúde dos Pacientes, dos Profissionais Envolvidos e do Público em Geral.** 2006. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2006/rdc0020_02_02_2006.html. Acesso em 30 de setembro de 2019.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, AAPM Task Group 21: **A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams.** Med Phys. p. 741-771, 1983.

ARAUJO SEA et al. - Papel da Colonoscopia no Câncer Colorretal. **Rev. Hosp. Clín. Fac. Med.** S. Paulo. v. 56 n.1, p. 25-35, 2001.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** 1. ed. John Wiley & Sons, 1986.

AVERBACH, M.; BORGES, J. L. A. **Diagnóstico de Câncer Colorretal.** ROSSI, BM; et al. Câncer de cólon, reto e ânus. 1ª. Ed. São Paulo: Lemar e Tecmedd Editora, p. 63-75, 2004.

AYALA, Victor D. O.; **Desenvolvimento de um Sistema para Verificar os Programas Utilizados nos Planejamentos em Teleterapia com Feixes de Fótons.** 2004. 178p. Dissertação- Comissão Nacional de Energia Nuclear- Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2004.

BENTEL, G. C. **“Historical Perspective of Radiation Therapy”.** In **Radiation Therapy Planning**, 2 ed., chapter 1, USA, McGraw-Hill, 1996.

CECILIO, Paulo J. **Implementação e Aceite de Sistema de Radioterapia de Feixe Modulado Dinâmico com o uso de Colimador Secundário de Múltiplas Folhas.** 2008. 141p. Dissertação – IPEN- Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR- CNEN. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. **CNEN NN 3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Rio de Janeiro, 2005. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>> . Acesso em: 28 de setembro de 2019.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR- CNEN. Ministério da Ciência, tecnologia e Inovação. **CNEN NN 6.10: Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia**. Rio de Janeiro, 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm610.pdf>>. Acesso em 28 de setembro de 2019.

DANGELO, José G.; FATTINI, Carlo A.; **Anatomia Humana Básica**. São Paulo: Atheneu,2001.

DE SOUZA, Roberto S.; **Desenvolvimento de um Sistema para Controle de Qualidade em Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)**. 2012. 1153p. Tese –Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear COPPE,. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.

FURNARI, L. Controle de Qualidade em Radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.3. n.1, p. 77-90, 2009.

GIGLIOLI, M. **Avaliação da Distribuição de Dose Absorvida em Radioterapia com Campos Irregulares e Alargados**. 2012. 131 f. Tese (Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Reatores) – Universidade de São Paulo, São Paulo. 2012.

GIGLIOTI, R. **Utilização da Dosimetria Opticamente Estimulada (OSL) na Avaliação de Parâmetros de Qualidade de Feixe em Radioterapia**. 2010. 71 f. Tese (Física Aplicada a Medicina e Biologia) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. 2010.

GONÇALVES, L. R.; PIERRE, K.; SILVA, M. A.; SANTOS, G. R.; SALES, C. P.; RUBO, R. A.; NAKANDAKARI M. V. N.; CUNHA, A. P. V.; SANTOS, C. Z.; RODRIGUES, L. N.; e FURNARI, L. Teste Dosimétrico para Comissionamento de Sistemas de Planejamento em Radioterapia3DCRT. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.6, n.3, p. 119-123, 2012

GONÇALVES, L. R.; SANTOS, G. R.; MENEGUSSI, G.; SILVA, M. A.; PÁSSARO A. M. e RODRIGUES L. N. Comissionamento de um Acelerador Linear para Realização da Radioterapia em Arco Modulada Volumetricamente. **Revista Brasileira de Física Médica**. v.7, n.2, p. 65-70, 2013.

HOSPITAL DO CÂNCER. Disponível em: <<http://www.ufu.br/hca>>. Acesso em: 26 de setembro 2019.

HENDEE, W. R.; IBBOT, G. S.; HENDEE, E. G. **Radiation Therapy Physics**. 3. ed. New Jersey: Wiley, 2005.

INSTITUTO NACIONAL DE CANCER- **O Elétron na Radioterapia: Curso a Distância 1 Fundação Oswaldo Cruz**. Escola Nacional de Saúde Pública Sérgio Arouca. Programa de Educação a Distância. - Rio de Janeiro: INCA, 2005.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER – INCA. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/perguntas-frequentes/todo-tumor-e-cancer> >. Acesso em: 14 de julho 2019.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER – INCA. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/como-se-comportam-celulas-cancerosas> >. Acesso em: 20 de julho 2019.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER – INCA. Disponível em: <<http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/sintese-de-resultados-comentarios.asp> >. Acesso em: 20 de julho 2019.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia: Protocolo de Controle de Qualidade**, TECDOC-1151, tradução: INCA, Rio de Janeiro, 2000.

KHAN ACADEMY. Disponível em: <<https://pt.khanacademy.org/science/biology/cellular-molecular-biology/mitosis/a/cell-cycle-phases>>. Acesso em: 7 de Maio 2019.

LIMA, B. C.; JUNIOR, L. C. L.; LOPRETO C. A. R.; JUNIOR P. R. B.; BASAGLIA, R. MODALIDADES DA RADIOTERAPIA: TELETERAPIA, BRAQUITERAPIA E RADIOCIRURGIA. <<http://aems.edu.br/iniciacao-cientifica/download/98d93b0ec6.pdf>>. Acesso em: 02 de junho de 2018.

LOCKHART-MUMMERY HE. **Diffuse Conditions of the Large Bowel Wich are Premalignant**. Br J Surg. 1968;

LOPES, Aline A.; OLIVEIRA, Andreza M.; PRADO, Camila BC. Principais Genes que Participam da Formação de Tumores. **Revista de biologia e ciências da terra**, v. 2, n. 2, p. 0, 2002.

LOPES-PAULO, F.; Radioterapia pré-operatória no Câncer de Reto. **Revista Brasileira Coloproct**, Rio de janeiro, v. 25, n. 2, p 165-167, 2005. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER – INCA. Disponível em: <<http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/sintese-de-resultados-comentarios.asp>>. Acesso em: 28 de setembro 2019.

MARTINS, R. de A.; A Descoberta dos Raios- x: O Primeiro Comunicado de Rontgen. **Revista Brasileira de Ensino de Física**. v. 20, n. 4, p.373-39, 1998.

MARTINS, R. de A. As Primeiras Investigações de Marie Curie sobre Elementos Radioativos. **Revista da SBHC**, v. 1, p. 29-41, 2003.

MARTINS, Roberto Vieira. Como Becquerel não Descobriu a Radioatividade. **Caderno Brasileiro de Ensino de Física**, v. 7, p. 27-45, 1990.

MARTINS, H. L. PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RADIOTERAPIA,2012. Disponível em: <<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Radioterapia.pdf>> Acesso em: 30 de maio de 2018.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.C. **Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice**. 1.ed. Taylor and Francis, 2007

MENEZES, M. Reportagem no Jornal Correio do Povo, RS, em 14 de dezembro de 1941. IN: Brasil. Ministério da Saúde. **Resenha da Luta Contra o Câncer no Brasil: Documentário do Serviço Nacional de Câncer/** Ministério da Saúde. 2. ed. Brasília: Ministério da Saúde; p. 428. 2007.

Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Programa de Qualidade em Radioterapia: Manual para técnicos em radioterapia**. Rio de Janeiro: INCA, 2000.

MORLOTTI, M, S. **Verificação de Tratamentos Radioterápicos Diversos com Dosimetria Termoluminescente**. 2007. 153 f. Dissertação (Mestre em Física) – Universidade de São Paulo, São Paulo. 2007.

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE.- OPAS. <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5588:folha-informativa-cancer&Itemid=1094>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2019.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth; **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de textos,2010.

PINHEIRO, C. A. M. **Aceleradores Lineares para Aplicações Médicas**. 2008. 127 f. Monografia (título de especialista) - CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE SANTA CATARINA, Florianópolis. 2008.

POLI, Maria E. R.; **Definição do Volume de Planejamento do Alvo (ptv) e seu Efeito na Radioterapia**. 2007. 191f. Tese – IPEN - Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

RONTGEN, W. C.; **Annalen der Physik und Chemie** 1895, 64, 1.

RONTGEN, W. C. On a New Kind of Rays. **Science, JSTOR**, v. 3, n. 59, p 227- 231, 1896

SCAFF, L. M. **Física da Radioterapia**. 1. ed. São Paulo: Sarvier, 1997.

SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**. 2. ed. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: Atheneu, 2013.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P.; DI PRINZIO, R., DI PRINZIO, A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2003.

THE NOBEL PRIZE <<http://nobelprize.org/physics/laureates/1903/marie-curie-bio.html>>
Acesso em: 02 de agosto 2019.

TOKUS, A. A Primeira Radiografia.2014. Disponível em: <<https://raiosxis.com/primeira-radiografia>>. Acesso em: 10 de fevereiro 2019.

XAVIER, A. M.; DE LIMA, A. G.; VIGNA, C. R. M.; VERBI, F. M.; BORLETO, G.G.; GORAIEB, K.; COLLINS, C. H.; BUENO, M. I. M. S.; Marco na História da Radioatividade e Tendências Atuais. **Quim Nova**, v. 30, n 1, p. 83-91, 2007.

ANEXOS

Anexo 1: Tabela da SMR gerada em um Comissionamento para o Acelerador Linear de 6 MeV.

	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0	7.5	8.0	8.5	9.0	9.5	10.0	10.5	11.0	11.5	12.0	12.5	13.0	13.5	14.0	14.5	15.0	15.5
1.5	0.003	0.005	0.007	0.009	0.012	0.015	0.017	0.020	0.022	0.024	0.027	0.029	0.031	0.033	0.034	0.036	0.037	0.039	0.041	0.042	0.044	0.046	0.048	0.049	0.051	0.053	0.055	0.057
2.0	0.016	0.018	0.020	0.023	0.025	0.028	0.030	0.033	0.036	0.039	0.041	0.043	0.045	0.047	0.049	0.051	0.053	0.055	0.057	0.059	0.061	0.063	0.065	0.067	0.069	0.071	0.073	0.075
2.5	0.022	0.025	0.028	0.031	0.034	0.037	0.040	0.043	0.045	0.048	0.050	0.052	0.053	0.055	0.057	0.059	0.061	0.062	0.064	0.065	0.066	0.068	0.069	0.070	0.072	0.074	0.076	0.077
3.0	0.027	0.030	0.034	0.037	0.041	0.045	0.048	0.051	0.054	0.058	0.060	0.062	0.064	0.066	0.068	0.070	0.071	0.073	0.074	0.076	0.077	0.079	0.080	0.082	0.084	0.086	0.088	0.090
3.5	0.031	0.035	0.039	0.044	0.048	0.052	0.056	0.059	0.063	0.067	0.070	0.073	0.076	0.079	0.081	0.083	0.085	0.087	0.089	0.090	0.092	0.093	0.095	0.097	0.099	0.101	0.103	0.104
4.0	0.034	0.039	0.043	0.048	0.052	0.057	0.060	0.064	0.067	0.070	0.072	0.075	0.077	0.079	0.081	0.083	0.085	0.087	0.089	0.090	0.092	0.093	0.095	0.097	0.099	0.101	0.103	0.104
4.5	0.038	0.042	0.047	0.052	0.057	0.061	0.065	0.069	0.073	0.076	0.078	0.081	0.083	0.085	0.088	0.090	0.092	0.094	0.096	0.097	0.099	0.101	0.103	0.104	0.106	0.108	0.110	0.112
5.0	0.041	0.046	0.051	0.056	0.061	0.066	0.070	0.074	0.078	0.081	0.084	0.087	0.089	0.092	0.094	0.097	0.099	0.101	0.102	0.104	0.106	0.108	0.110	0.112	0.114	0.116	0.118	0.120
5.5	0.044	0.049	0.055	0.060	0.065	0.070	0.075	0.079	0.083	0.086	0.089	0.092	0.095	0.098	0.100	0.103	0.105	0.107	0.109	0.112	0.114	0.116	0.118	0.120	0.122	0.124	0.126	0.128
6.0	0.047	0.053	0.058	0.064	0.070	0.075	0.080	0.084	0.088	0.092	0.095	0.098	0.101	0.104	0.107	0.109	0.112	0.114	0.116	0.118	0.120	0.122	0.124	0.126	0.128	0.130	0.133	0.135
6.5	0.049	0.055	0.061	0.067	0.073	0.078	0.083	0.088	0.092	0.096	0.099	0.103	0.106	0.108	0.112	0.114	0.117	0.119	0.122	0.124	0.126	0.128	0.130	0.133	0.135	0.137	0.140	0.141
7.0	0.051	0.057	0.063	0.069	0.075	0.081	0.086	0.091	0.096	0.100	0.104	0.107	0.110	0.114	0.117	0.120	0.122	0.125	0.127	0.129	0.132	0.134	0.136	0.139	0.141	0.143	0.145	0.147
7.5	0.053	0.059	0.065	0.072	0.078	0.084	0.089	0.094	0.099	0.103	0.107	0.111	0.115	0.119	0.122	0.125	0.127	0.130	0.132	0.135	0.137	0.139	0.142	0.144	0.146	0.149	0.151	0.153
8.0	0.054	0.060	0.067	0.073	0.080	0.086	0.091	0.097	0.101	0.106	0.110	0.114	0.118	0.121	0.125	0.128	0.131	0.134	0.136	0.139	0.141	0.144	0.146	0.149	0.151	0.153	0.156	0.158
8.5	0.055	0.062	0.068	0.075	0.082	0.088	0.094	0.099	0.104	0.109	0.113	0.117	0.121	0.125	0.128	0.131	0.135	0.138	0.140	0.143	0.146	0.148	0.151	0.153	0.156	0.158	0.160	0.163
9.0	0.056	0.063	0.070	0.077	0.083	0.090	0.096	0.101	0.107	0.111	0.116	0.120	0.124	0.128	0.132	0.135	0.139	0.142	0.145	0.147	0.150	0.153	0.155	0.158	0.160	0.163	0.165	0.167
9.5	0.057	0.064	0.071	0.078	0.085	0.092	0.098	0.104	0.109	0.114	0.119	0.123	0.128	0.132	0.136	0.140	0.144	0.148	0.151	0.153	0.157	0.160	0.163	0.166	0.169	0.171	0.174	0.176
10.0	0.058	0.065	0.072	0.080	0.087	0.094	0.100	0.106	0.112	0.117	0.122	0.126	0.131	0.135	0.139	0.143	0.146	0.149	0.153	0.155	0.158	0.161	0.164	0.166	0.169	0.171	0.174	0.176
10.5	0.059	0.066	0.073	0.081	0.088	0.095	0.101	0.107	0.113	0.118	0.123	0.128	0.133	0.137	0.141	0.145	0.149	0.152	0.155	0.159	0.161	0.164	0.167	0.170	0.173	0.176	0.178	0.181
11.0	0.059	0.066	0.074	0.081	0.089	0.096	0.102	0.108	0.114	0.120	0.125	0.130	0.135	0.139	0.143	0.147	0.151	0.155	0.158	0.161	0.164	0.167	0.170	0.173	0.176	0.178	0.181	0.183
11.5	0.060	0.067	0.075	0.082	0.090	0.097	0.104	0.110	0.116	0.122	0.127	0.132	0.136	0.141	0.145	0.150	0.153	0.157	0.160	0.164	0.167	0.170	0.173	0.176	0.178	0.181	0.183	0.186
12.0	0.060	0.068	0.076	0.083	0.091	0.098	0.105	0.111	0.117	0.123	0.128	0.133	0.138	0.143	0.147	0.152	0.155	0.159	0.163	0.166	0.169	0.172	0.175	0.178	0.181	0.184	0.186	0.189
12.5	0.061	0.068	0.076	0.084	0.092	0.099	0.106	0.112	0.119	0.124	0.130	0.135	0.140	0.145	0.149	0.154	0.158	0.161	0.165	0.168	0.172	0.175	0.178	0.181	0.184	0.186	0.189	0.192
13.0	0.060	0.068	0.075	0.083	0.091	0.099	0.106	0.112	0.119	0.125	0.131	0.136	0.141	0.146	0.151	0.155	0.159	0.163	0.167	0.171	0.174	0.177	0.180	0.183	0.186	0.189	0.192	0.194
13.5	0.059	0.067	0.075	0.083	0.091	0.098	0.105	0.112	0.119	0.125	0.131	0.137	0.142	0.147	0.152	0.157	0.161	0.165	0.169	0.173	0.176	0.179	0.182	0.185	0.188	0.191	0.194	0.197
14.0	0.059	0.068	0.075	0.083	0.091	0.098	0.106	0.113	0.119	0.126	0.132	0.138	0.143	0.148	0.153	0.158	0.163	0.167	0.171	0.175	0.178	0.182	0.185	0.188	0.191	0.194	0.197	0.200
14.5	0.059	0.067	0.075	0.083	0.091	0.099	0.106	0.113	0.120	0.126	0.133	0.139	0.144	0.150	0.155	0.160	0.164	0.168	0.173	0.176	0.180	0.184	0.188	0.192	0.196	0.199	0.202	0.205
15.0	0.059	0.067	0.075	0.083	0.091	0.099	0.107	0.114	0.121	0.127	0.133	0.139	0.145	0.151	0.156	0.161	0.165	0.170	0.174	0.178	0.182	0.186	0.190	0.194	0.199	0.204	0.207	0.209
15.5	0.060	0.068	0.076	0.084	0.092	0.100	0.107	0.114	0.121	0.128	0.134	0.140	0.146	0.151	0.156	0.162	0.167	0.171	0.175	0.179	0.183	0.187	0.191	0.194	0.198	0.201	0.204	0.207
16.0	0.059	0.067	0.075	0.083	0.091	0.099	0.106	0.113	0.120	0.127	0.133	0.139	0.145	0.151	0.156	0.161	0.165	0.171	0.175	0.179	0.183	0.187	0.191	0.194	0.198	0.201	0.204	0.207
17.0	0.059	0.067	0.075	0.083	0.091	0.099	0.106	0.113	0.120	0.127	0.133	0.139	0.145	0.151	0.156	0.161	0.165	0.171	0.175	0.179	0.183	0.187	0.191	0.194	0.198	0.201	0.204	0.207
18.0	0.057	0.065	0.073	0.081	0.089	0.097	0.105	0.113	0.120	0.126	0.133	0.139	0.145	0.151	0.156	0.162	0.167	0.171	0.175	0.180	0.184	0.188	0.192	0.196	0.199	0.202	0.205	0.208
19.0	0.056	0.064	0.072	0.080	0.089	0.097	0.105	0.112	0.120	0.127	0.134	0.140	0.146	0.152	0.158	0.164	0.168	0.174	0.178	0.182	0.186	0.190	0.194	0.197	0.201	0.204	0.207	0.209
20.0	0.054	0.062	0.070	0.078	0.086	0.094	0.102	0.110	0.117	0.124	0.131	0.138	0.144	0.150	0.156	0.162	0.167	0.172	0.177	0.181	0.185	0.190	0.193	0.197	0.201	0.204	0.207	0.210
21.0	0.052	0.059	0.067	0.075	0.084	0.092	0.100	0.107	0.115	0.122	0.129	0.135	0.142	0.148	0.154	0.159	0.165	0.170	0.175	0.179	0.184	0.188	0.192	0.195	0.199	0.202	0.205	0.208
22.0	0.049	0.056	0.064	0.072	0.080	0.088	0.095	0.103	0.110	0.117	0.124	0.131	0.137	0.143	0.149	0.155	0.160	0.165	0.171	0.175	0.180	0.184	0.188	0.192	0.195	0.200	0.203	0.206
23.0	0.048	0.055	0.063	0.071	0.079	0.086	0.094	0.101	0.109	0.116	0.123	0.129	0.136	0.142	0.148	0.153	0.159	0.164	0.169	0.174	0.178	0.182	0.186	0.190	0.194	0.197	0.200	0.204
24.0	0.048	0.055	0.063	0.071	0.079	0.086	0.094	0.101	0.109	0.116	0.123	0.129	0.136	0.142	0.148	0.153	0.159	0.164	0.169	0.174	0.178	0.182	0.186	0.190	0.194	0.197	0.200	0.204
25.0	0.044	0.051	0.058	0.066	0.073	0.080	0.087	0.094	0.101	0.107	0.114	0.120	0.126	0.132	0.138	0.144	0.149	0.154	0.159	0.164	0.168	0.173	0.177	0.181	0.185	0.189	0.192	0.195
26.0	0.042	0.049	0.056	0.063	0.070	0.077	0.084	0.091	0.098	0.104	0.111	0.117	0.123	0.129	0.135	0.140	0.146	0.151	0.155	0.160	0.164	0.169	0.173	0.176	0.180	0.183	0.187	0.190

	16.0	16.5	17.0	17.5</
--	------	------	------	--------

Anexo 2: Tabela da TMR gerada em um Comissionamento para o Acelerador Linear de 6 MeV.

d/CE	0x0	3x3	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	9x9	10x10	11x11	12x12	13x13	14x14	15x15	16x16	17x17	18x18	19x19	20x20	21x21	22x22	23x23	24x24	25x25	26x26		
1.5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
2.5	0,954	0,972	0,978	0,978	0,980	0,981	0,982	0,983	0,984	0,984	0,985	0,985	0,986	0,986	0,987	0,987	0,988	0,988	0,989	0,989	0,990	0,990	0,990	0,991	0,991	0,992	0,993
3.0	0,932	0,953	0,958	0,962	0,965	0,968	0,970	0,971	0,972	0,973	0,974	0,974	0,975	0,975	0,976	0,976	0,977	0,977	0,978	0,978	0,979	0,979	0,980	0,980	0,981	0,982	0,983
4.5	0,911	0,938	0,942	0,948	0,950	0,953	0,956	0,958	0,960	0,961	0,962	0,963	0,963	0,964	0,965	0,965	0,966	0,967	0,967	0,968	0,968	0,969	0,969	0,970	0,971	0,972	0,973
4.5	0,889	0,900	0,908	0,914	0,919	0,924	0,927	0,930	0,933	0,935	0,937	0,938	0,940	0,941	0,942	0,943	0,944	0,945	0,946	0,946	0,948	0,948	0,950	0,951	0,952	0,954	0,954
5.0	0,848	0,882	0,890	0,898	0,904	0,909	0,913	0,918	0,919	0,922	0,924	0,926	0,928	0,929	0,931	0,932	0,933	0,935	0,936	0,937	0,939	0,940	0,941	0,942	0,943	0,944	0,944
5.5	0,829	0,865	0,874	0,881	0,888	0,894	0,898	0,902	0,906	0,908	0,912	0,914	0,916	0,918	0,919	0,921	0,922	0,924	0,925	0,927	0,928	0,929	0,930	0,932	0,932	0,934	0,934
6.5	0,791	0,830	0,840	0,849	0,856	0,863	0,868	0,874	0,878	0,882	0,885	0,888	0,891	0,893	0,896	0,898	0,899	0,901	0,903	0,904	0,906	0,907	0,908	0,909	0,912	0,912	0,913
7.0	0,773	0,812	0,823	0,832	0,840	0,847	0,853	0,859	0,863	0,868	0,872	0,875	0,878	0,881	0,883	0,885	0,887	0,889	0,891	0,893	0,894	0,895	0,897	0,898	0,898	0,899	0,899
7.5	0,754	0,795	0,805	0,815	0,824	0,831	0,838	0,844	0,849	0,854	0,858	0,862	0,865	0,868	0,871	0,873	0,875	0,877	0,879	0,881	0,882	0,883	0,885	0,886	0,888	0,889	0,889
8.5	0,719	0,761	0,772	0,783	0,792	0,800	0,808	0,815	0,821	0,826	0,831	0,836	0,840	0,843	0,846	0,849	0,851	0,854	0,856	0,857	0,859	0,860	0,862	0,863	0,865	0,867	0,867
9.0	0,703	0,745	0,758	0,767	0,776	0,785	0,793	0,800	0,807	0,813	0,818	0,822	0,827	0,830	0,834	0,837	0,840	0,842	0,844	0,846	0,848	0,849	0,851	0,852	0,855	0,855	0,855
9.5	0,686	0,728	0,740	0,751	0,761	0,770	0,778	0,785	0,793	0,799	0,804	0,808	0,813	0,817	0,821	0,824	0,827	0,829	0,832	0,834	0,835	0,837	0,839	0,840	0,843	0,843	0,843
10.0	0,670	0,713	0,725	0,736	0,746	0,755	0,764	0,772	0,779	0,785	0,791	0,796	0,800	0,804	0,808	0,811	0,814	0,817	0,819	0,821	0,823	0,825	0,827	0,828	0,831	0,831	0,831
10.5	0,655	0,697	0,709	0,720	0,731	0,740	0,748	0,757	0,765	0,772	0,778	0,783	0,788	0,793	0,797	0,800	0,803	0,806	0,808	0,810	0,812	0,814	0,816	0,817	0,820	0,820	0,820
11.5	0,625	0,665	0,678	0,689	0,700	0,710	0,720	0,729	0,737	0,744	0,751	0,758	0,763	0,768	0,773	0,777	0,780	0,783	0,786	0,788	0,790	0,792	0,794	0,796	0,800	0,800	0,800
12.0	0,609	0,650	0,663	0,675	0,686	0,696	0,706	0,715	0,723	0,731	0,738	0,744	0,750	0,755	0,760	0,764	0,768	0,772	0,776	0,777	0,779	0,782	0,783	0,785	0,794	0,794	0,794
12.5	0,596	0,637	0,649	0,661	0,672	0,683	0,692	0,701	0,710	0,718	0,725	0,731	0,737	0,743	0,748	0,752	0,756	0,759	0,762	0,765	0,767	0,769	0,771	0,773	0,783	0,783	0,783
13.5	0,569	0,609	0,622	0,634	0,645	0,655	0,665	0,675	0,683	0,691	0,699	0,706	0,712	0,717	0,722	0,727	0,731	0,735	0,738	0,740	0,743	0,745	0,747	0,749	0,759	0,759	0,759
14.0	0,556	0,596	0,608	0,620	0,631	0,642	0,652	0,661	0,670	0,678	0,686	0,693	0,699	0,705	0,710	0,715	0,719	0,722	0,725	0,728	0,731	0,733	0,735	0,737	0,748	0,748	0,748
14.5	0,543	0,582	0,594	0,606	0,618	0,629	0,638	0,649	0,658	0,667	0,674	0,682	0,688	0,694	0,699	0,704	0,708	0,711	0,714	0,717	0,719	0,722	0,723	0,725	0,738	0,738	0,738
15.5	0,516	0,555	0,567	0,579	0,590	0,601	0,611	0,621	0,630	0,638	0,646	0,653	0,660	0,666	0,670	0,674	0,678	0,681	0,684	0,686	0,689	0,690	0,692	0,705	0,705	0,705	0,705
17.0	0,483	0,520	0,532	0,544	0,555	0,566	0,577	0,587	0,597	0,606	0,614	0,622	0,629	0,636	0,642	0,647	0,652	0,656	0,659	0,663	0,665	0,668	0,670	0,683	0,683	0,683	0,683
18.0	0,461	0,495	0,507	0,519	0,530	0,542	0,553	0,563	0,573	0,583	0,592	0,600	0,607	0,614	0,619	0,625	0,629	0,633	0,636	0,639	0,642	0,644	0,646	0,659	0,659	0,659	0,659
20.0	0,420	0,452	0,463	0,475	0,486	0,497	0,508	0,518	0,528	0,538	0,547	0,555	0,563	0,570	0,576	0,582	0,587	0,591	0,595	0,599	0,602	0,605	0,607	0,620	0,620	0,620	0,620
21.0	0,400	0,432	0,444	0,455	0,466	0,478	0,488	0,499	0,509	0,518	0,527	0,536	0,543	0,550	0,556	0,562	0,567	0,571	0,575	0,578	0,581	0,584	0,586	0,599	0,599	0,599	0,599
22.0	0,383	0,414	0,425	0,437	0,448	0,459	0,470	0,480	0,490	0,499	0,508	0,518	0,524	0,531	0,537	0,542	0,547	0,552	0,555	0,559	0,562	0,565	0,577	0,577	0,577	0,577	0,577
24.0	0,349	0,377	0,387	0,398	0,408	0,419	0,429	0,439	0,449	0,458	0,467	0,476	0,483	0,491	0,497	0,503	0,508	0,513	0,518	0,521	0,525	0,528	0,541	0,541	0,541	0,541	0,541
25.0	0,331	0,362	0,373	0,383	0,394	0,404	0,414	0,424	0,433	0,442	0,450	0,458	0,466	0,474	0,481	0,488	0,494	0,499	0,503	0,507	0,510	0,514	0,517	0,530	0,530	0,530	0,530
26.0	0,317	0,345	0,356	0,365	0,376	0,385	0,395	0,403	0,413	0,422	0,430	0,438	0,446	0,454	0,461	0,468	0,474	0,478	0,482	0,485	0,489	0,491	0,494	0,507	0,507	0,507	0,507

Fonte: Fornecida pelo Acervo do Hospital do Câncer de Uberlândia [2019]

Anexo 3: Representação dos três campos utilizados no tratamento do câncer colorretal, sendo dois campos laterais e um campo pósterio- anterior.

Nome do paciente:	[REDACTED] (1305440, Reto)			Curso:	C1	Valor de normalização do plano:	32.0 %
Hospital:	Hospital do Cancer de Uberlandia, Uberlandia			Plano:	PELVE F1	Grade de cálculo:	5.0 mm
Última modificação:	Plano: quinta-feira, 9 de agosto de 2018 12:21 por [REDACTED]			Imagem:	CT_1	Dose máxima:	119.8 %
						Dose máxima em GTV:	107.2 %
						Dose mínima em GTV:	96.3 %
						Dose média em GTV:	102.0 %

Impos no plano 'PELVE F1' do curso 'C1' do campo	Técnica	Máquina	Energia	Escala	ID de cunha	Peso	X1 [cm]	X2 [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MU [uA]
PA	STATIC-1	Clinac_600C	6X	Varian IEC		0.460	+8.0	+8.0	+9.5	+9.5	0.0	0.0	0.0	-0.1	-2.4	-1.7	90.1	10.3
LE	STATIC-1	Clinac_600C	6X	Varian IEC	W45R20	0.270	+8.0	+7.5	+9.5	+9.5	270.0	0.0	0.0	-0.1	-2.4	-1.7	80.5	16.1
LD	STATIC-1	Clinac_600C	6X	Varian IEC	W45L20	0.270	+7.5	+8.0	+9.5	+9.5	90.0	0.0	0.0	-0.1	-2.4	-1.7	79.2	16.1

Isodoses (%)

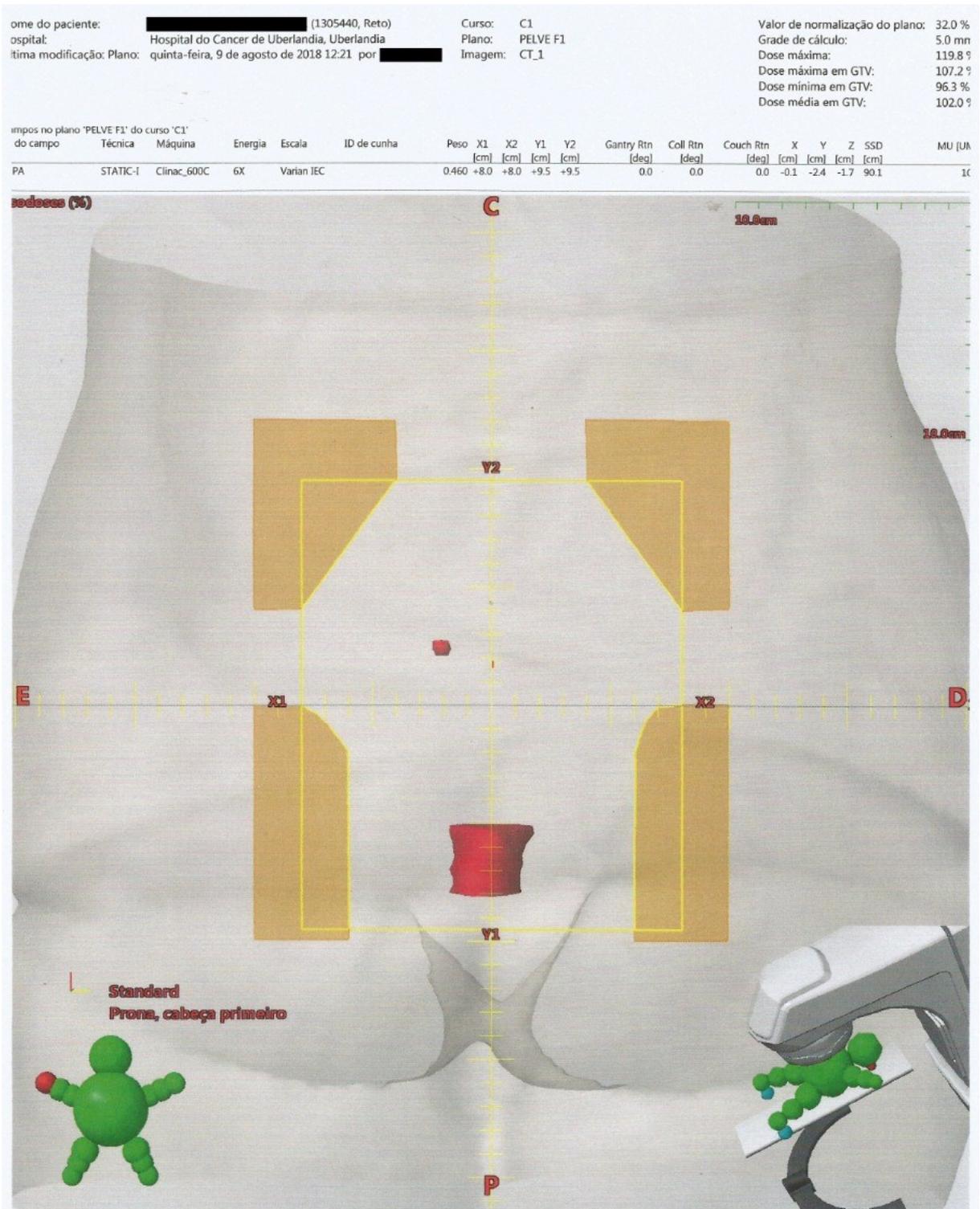
Standard Prone, cabeça primeiro

119.8 %

P

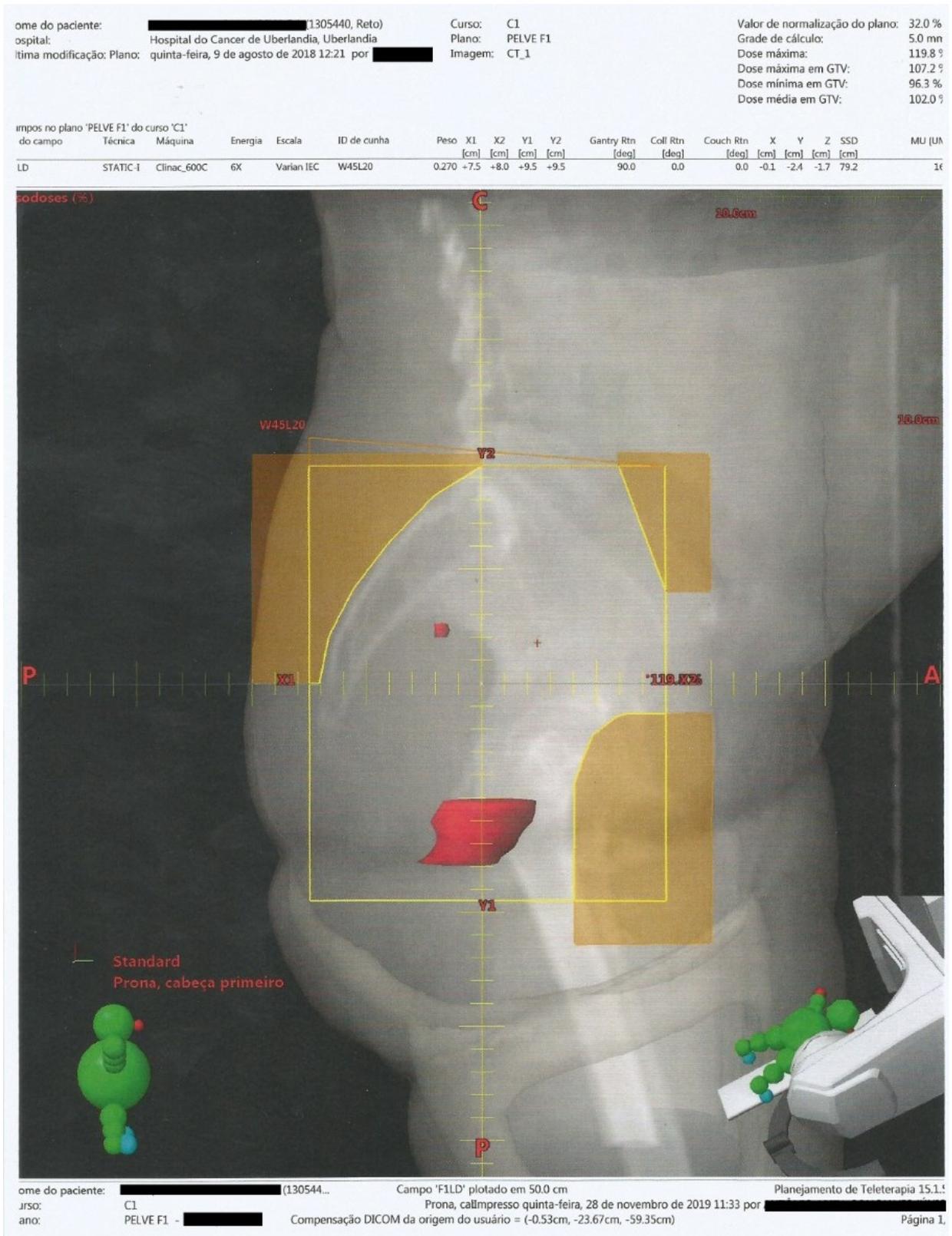
Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 4: Representação das colimações utilizados no tratamento do câncer colorretal, e uma vista pósterio-anterior.



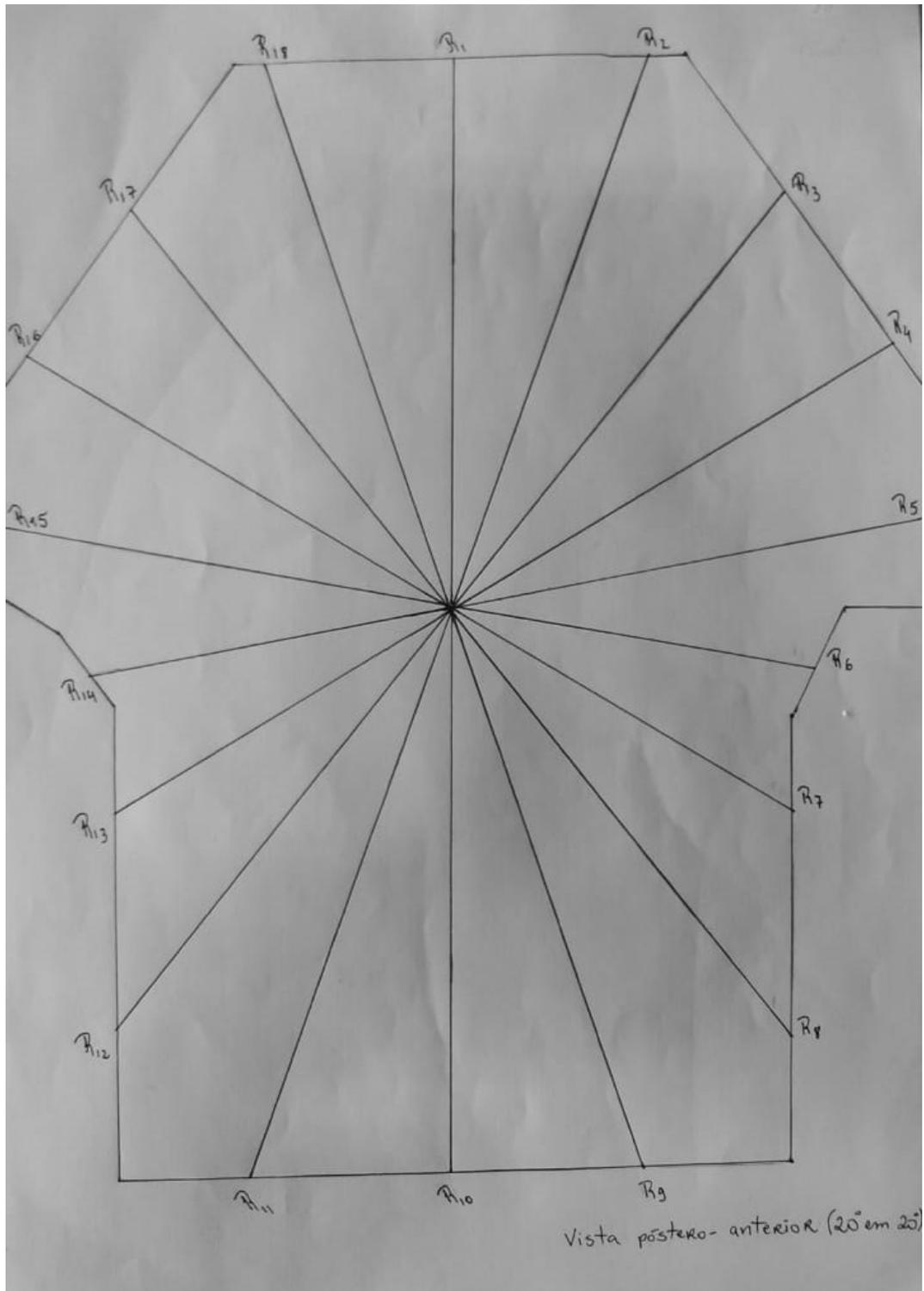
Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 5: Representação das colimações utilizados no tratamento do câncer colorretal, e uma vista lateral.



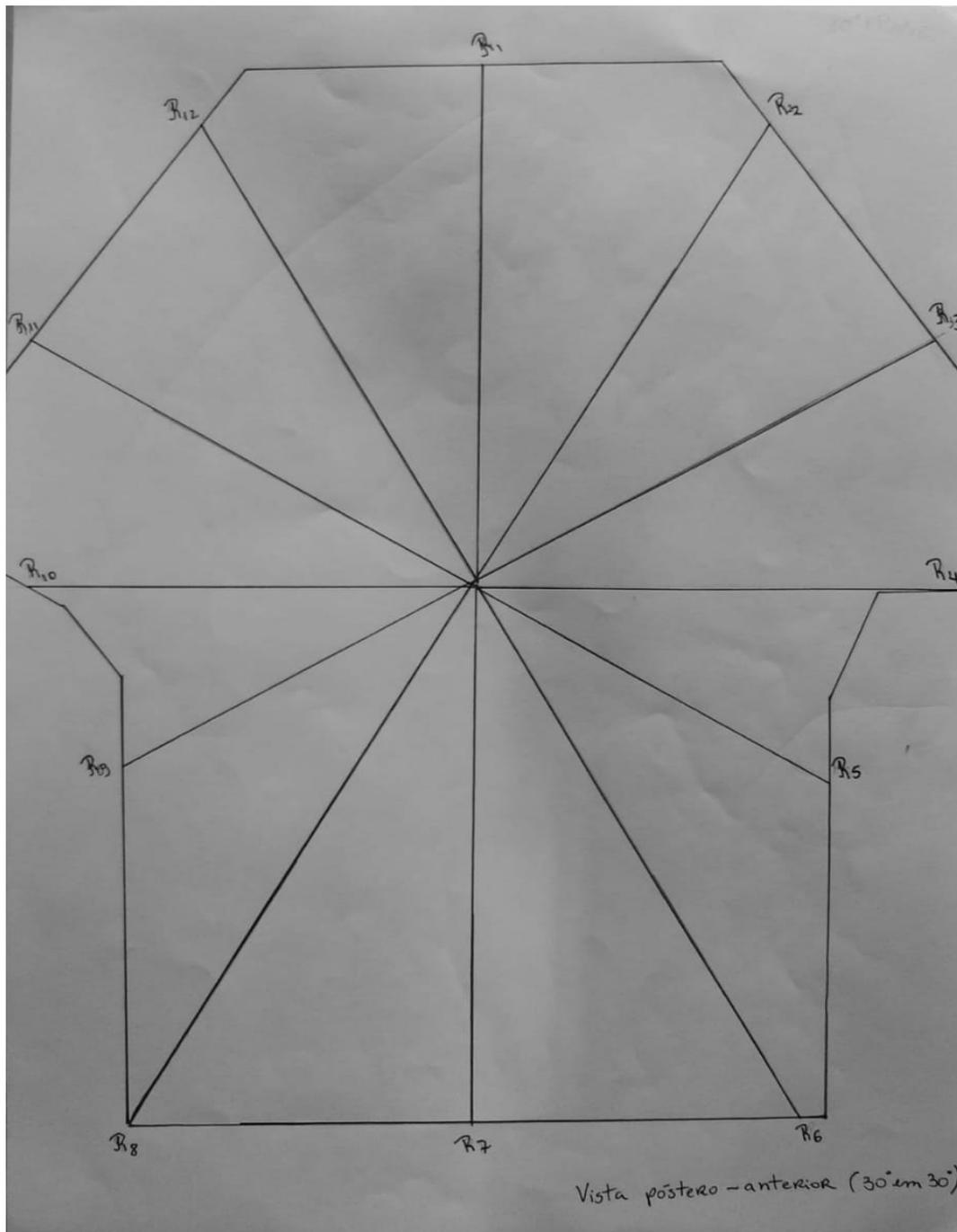
Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 6: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio- anterior, com ângulos variando de 20° em 20°.



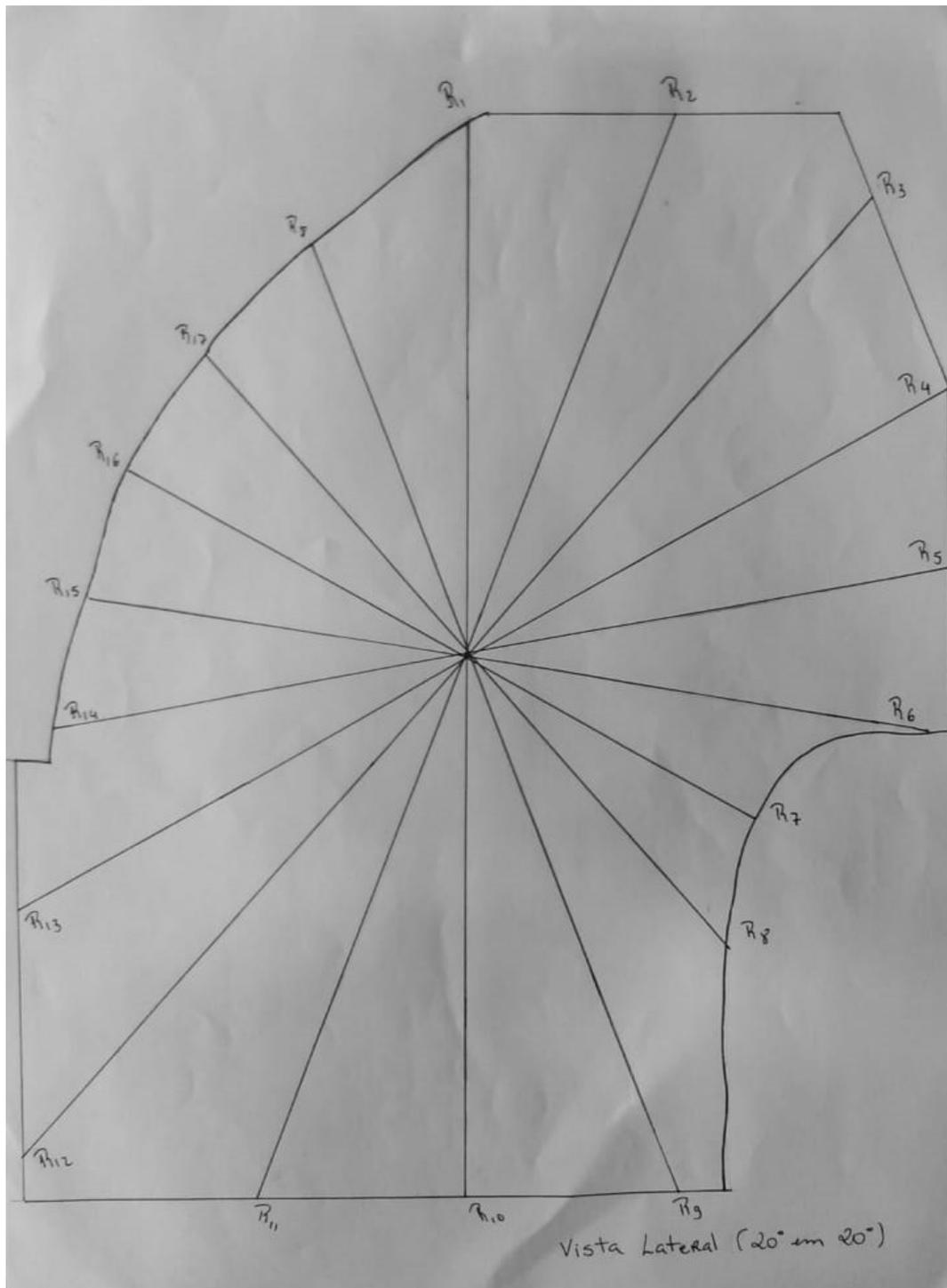
Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 7: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio-anterior, com ângulos variando de 30° em 30°.



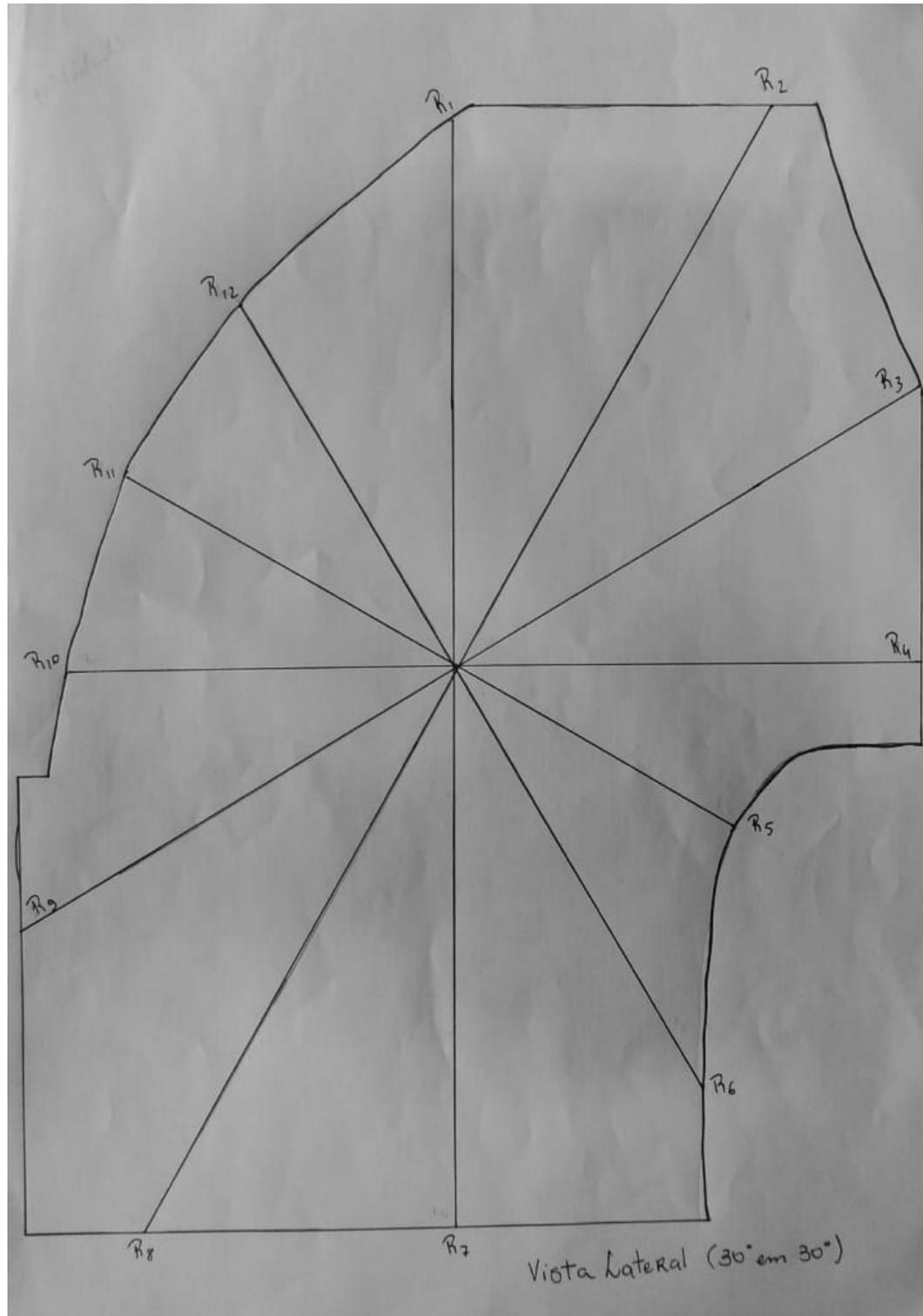
Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 8: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista lateral, com ângulos variando de 20° em 20°



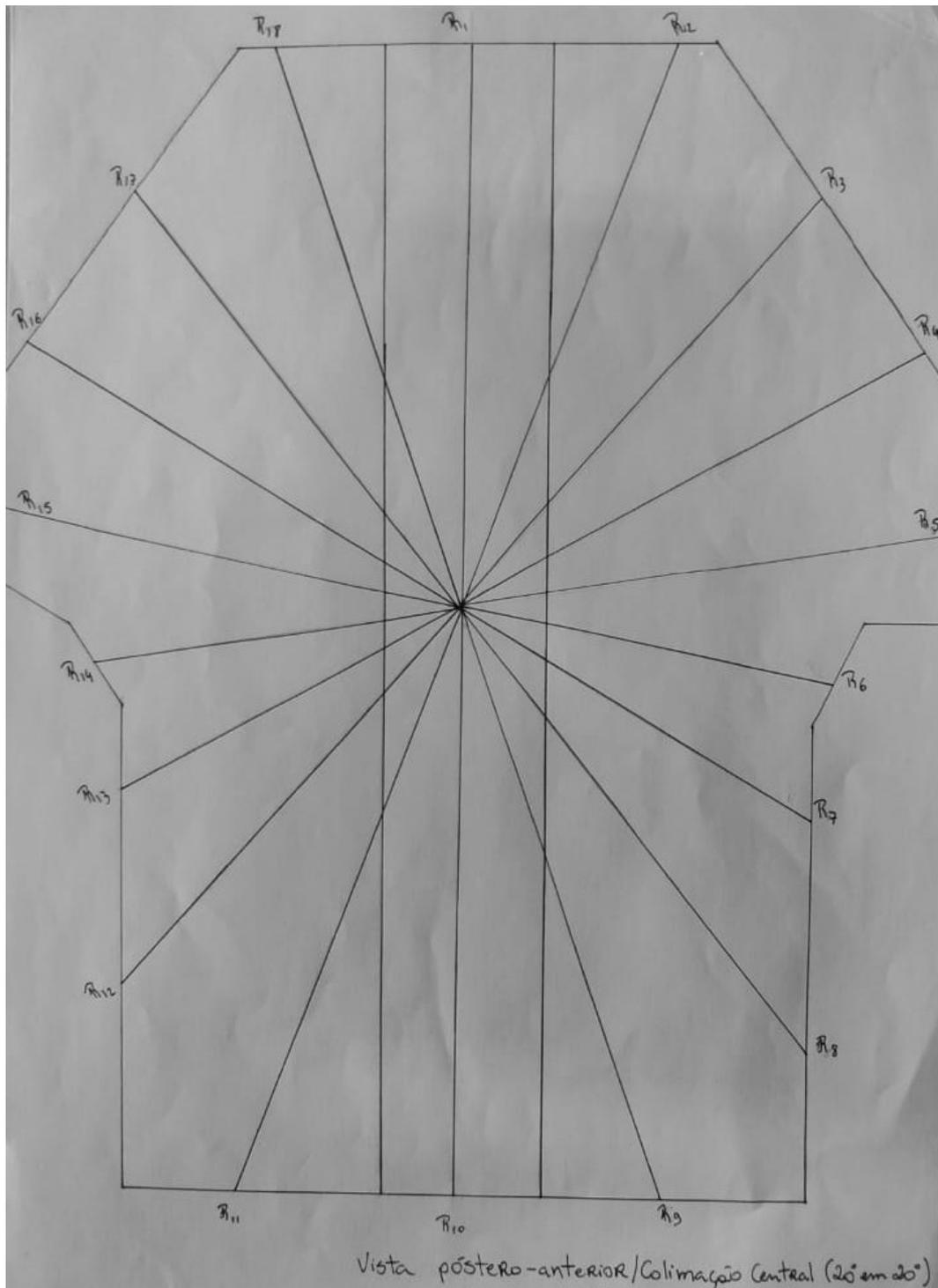
Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 9: Representação do croqui gerado para a obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista lateral, com ângulos variando de 30° em 30°.



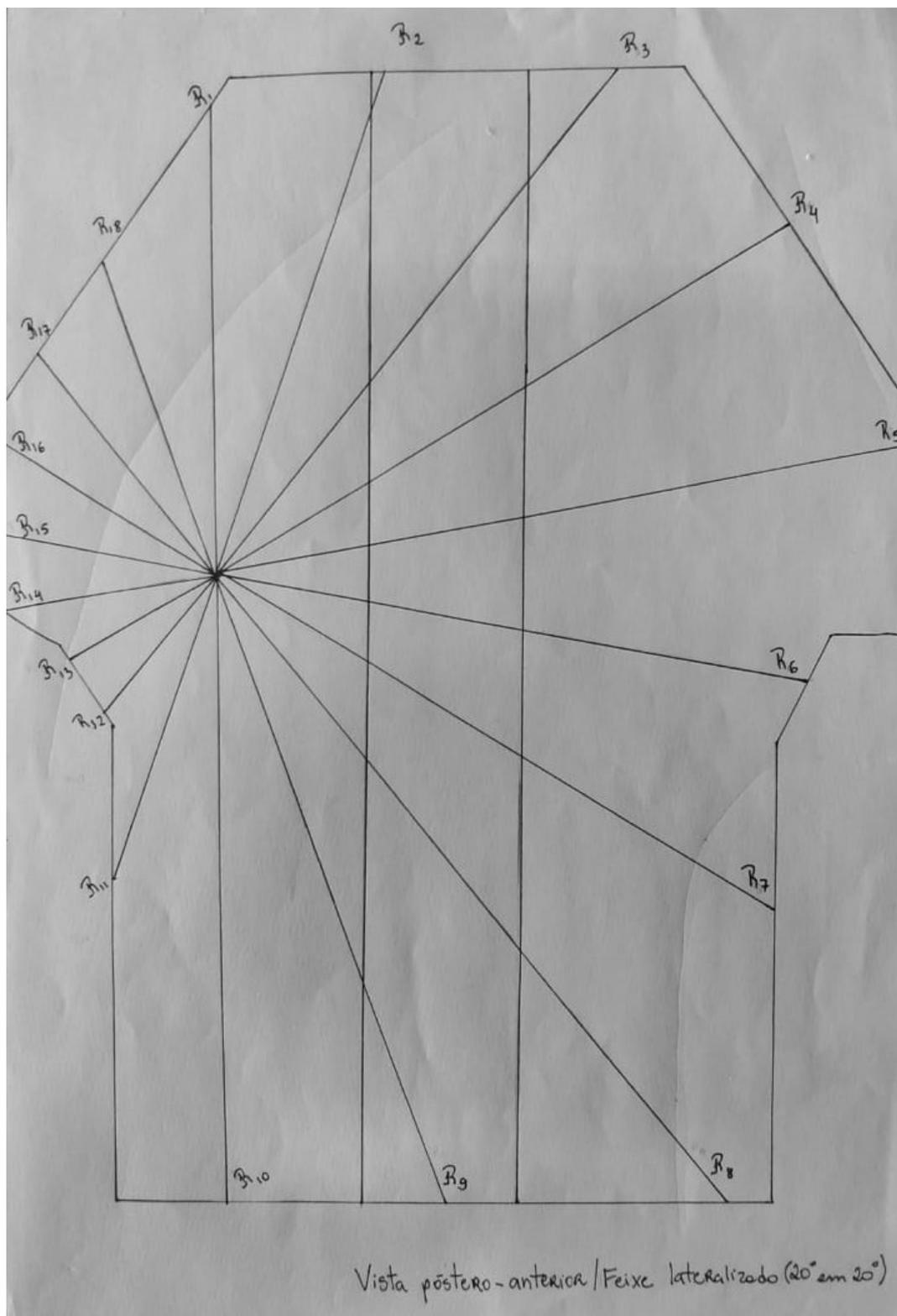
Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 10: Representação do croqui gerado para o estudo adicional de obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio-anterior e com um ponto central colimado.



Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 11: Representação do croqui gerado para o estudo adicional de obtenção de campos equivalentes, utilizando-se do método de função espalhamento. Em uma vista pósterio-anterior, com o ponto central colimado e com o feixe lateralizado.



Fonte: Desenho elaborado pela própria autora [2019].

Anexo 12: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor de campo equivalente em uma vista pósterio-anterior.

Planejamento de Teleterapia
Planejamento de Teleterapia 15.1.52 Hospital do Cancer de Uberlandia, Uberlandia

Dose Calculation Errors:
Dose Calculation Warnings:
Dose Calculation Notes:

Serviço: PBC.FieldVolumeDose.11.0.32.88619
Servo: p4436@ech191
Calculado quarta-feira, 1 de agosto de 2018 09:45:13
Estação de trabalho do cliente ECH191/4612
Versão do cliente 11.0.47.555
Horário do cliente 2018-08-01T09:45:13-03:00
Pencil Beam Convolution (Versão 11.0.32)
Usando protocolo de DCF versão 0.3
PBCCalculationOptions.ArcNormalizationType__ = Plan
PBCCalculationOptions.CalculationGridSizeInCM = 0.5
PBCCalculationOptions.FixedSSDNormalizationType__ = Standard Inverse Square Law
PBCCalculationOptions.HeterogeneityCorrection = Modified Batho
PBCCalculationOptions.IsocentricNormalizationType__ = Plan
Machine directory: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001
Treatment unit: Clinac_600C, energy: 6X, accessory: OPENFIELD
Machine code: 001, accessory code: 00
Treatment unit file: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.KIH
Source to Skin Distance (SSD): 90.1 cm
Machine Vendor: Varian Medical Systems
TAR table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.TPR
Envelope profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.prof
Boundary profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.prof
Depth dose curve: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.SYV
Phantom scatter factor table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.TZR
Pencil beam data: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.spbkern
Pencil beam data: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.spbprof
Doserate table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF\$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.M00
Block tray transmission factor: 0.968000
Equivalent field size at SSD: 14.1 cm
→ Equivalent field size at SAD: 15.6 cm
TAR/TMR at DMax: 1.000
TAR/TMR at isocenter: 0.812
Output factor: 100.805 MU/Gy

Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 13: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor da unidade monitora que foi empregada em uma vista pósterio-anterior.

Planejamento de Teleterapia
 Planejamento de Teleterapia 15.1.52 Hospital do Cancer de Uberlandia, Uberlandia

Dose Prescription

Target Volume: GTV
 Total Dose: 4500.0 cGy (180.0 cGy / fraction)
 Number of Fractions: 25
 Treatment Percentage: 100.0 %
 Plan Normalization Value: 32.0 %
 Plan Normalization Method: Valor de normalização do plano: 32.00
 Primary Reference Point: None (100.0 %)
 Planned Dose per Fraction: 180.0 cGy
 Planned Total Dose: 4500.0 cGy

Calculation Models and Options

Photon Volume Dose

Calculation Model: PBC_11032
 Option Value Option Name

Plan ArcNormalizationType__
 0.5 CalculationGridSizeInCM
 Standard Inverse Square Law FixedSSDNormalizationType__
 Modified Batho HeterogeneityCorrection
 Plan IsocentricNormalizationType__

F1PA ()

Machine ID: Clinac_600C
 Machine Model: Varian 600C
 Machine Last Modified: quarta-feira, 18 de setembro de 2019 15:03:21
 Machine Scale: Varian IEC
 Energy Mode: 6X
 Dose Rate: 320 UM/min
 Technique: STATIC
 Source-Axis-Distance (SAD): 100.0 cm
 Calculated Source-Skin-Distance (SSD): 90.1 cm
 Planned Source-Skin-Distance (SSD): -
 Field Size: 18.0 cm x 19.0 cm (X1: +8.0 cm, X2: +8.0 cm, Y1: +9.5 cm, Y2: +9.5 cm)
 Y assimétrico
 Gantry Rtn: 0.0 °
 Coll Rtn: 0.0 °
 Couch Rtn: 0.0 °
 Isocenter: X: -0.08 cm, Y: -2.45 cm, Z: -1.74 cm
 Reference Image: PA-DRR ()
 Field Normalization Method: PLAN_JSOC_NORM
 Field Normalization Factor: 33.3 %
 Field Weight Factor: 0.460
 Number of Blocks: 1
 Block: Bloco1
 Type: Proteção Corte divergente
 Material: Cerrobend (Cerrobend)
 Transmission Factor: 4.0 %
 Tray: Bandeja Lisa
 Tray Transmission Factor: 96.8 %
 Slot: 2 - Acc Mount
 Number of Trays: 1
 Tray: Bandeja Lisa
 Internal Code:
 Material: Bandeja Lisa (Bandeja Lisa)
 Tray Transmission Factor: 96.8 %
 Slot: 2 - Acc Mount
 MU:  103 MU
 Reference Dose: 126.4 cGy
 Reference Points: 1

ID	Fraction Dose	Point Type	PSSD	Depth	Eq. Path Length
None	82.8 cGy	[PRIMÁRIO]	-	-	-

Dose Calculated quarta-feira, 1 de agosto de 2018 09:45:13

Patient: [REDACTED] (1305440PR) quinta-feira, 28 de novembro de 2019 11:34:41 by [REDACTED]
 Course: C1
 Plan: PELVE F1 - [REDACTED]

Page: 2/7

Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 14: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o valor de campo equivalente em uma vista lateral.

Planejamento de Teleterapia

Planejamento de Teleterapia 15.1.52 Hospital do Cancer de Uberlandia, Uberlandia

```

PBCCalculationOptions.HeterogeneityCorrection = Modified Batho
PBCCalculationOptions.IsocentricNormalizationType__ = Plan
Machine directory: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001
Treatment unit: Clinac_600C, energy: 6X, accessory: W45L20
Machine code: 001, accessory code: 45
Treatment unit file: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.KIH
Source to Skin Distance (SSD): 79.2 cm
Machine Vendor: Varian Medical Systems
TAR table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.T45
Envelope profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.profc
Boundary profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.prof
Water effective thickness: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00145.th_eff
Envelope profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00145.profc
Boundary profiles: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00145.prof
Depth dose curve: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.S45
Depth dose curve: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.SYV
Phantom scatter factor table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.TZR
Pencil beam data: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.spbkern
Pencil beam data: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\00100.spbprof
Doserate table: \\Varia-db-5630.varian.rtx\DCF$\client\BeamData\PBC_11032\001\001.M45
Block tray transmission factor: 0.968000
Equivalent field size at SSD: 11.8 cm
➔ Equivalent field size at SAD: 14.9 cm
TAR/TMR at DMax: 1.000
TAR/TMR at isocenter: 0.591
Output factor: 203.264 MU/Gy
    
```

Reference Points

Point ID	3D-coordinates			Planned Dose per Fraction	Planned Total Dose	Primary Point	Volume ID
	X	Y	Z				
None	-	-	-	180.0 cGy	4500.0 cGy	X	None

Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).

Anexo 15: Representação do relatório gerado pelo sistema de planejamento, em que nota-se o campo equivalente e valor da unidade monitora que foi empregada em uma vista lateral.

Planejamento de Teleterapia
 Planejamento de Teleterapia 15.1.52 Hospital do Cancer de Uberlandia, Uberlandia

F1LD ()

Machine ID: Clinac_600C
 Machine Model: Varian 600C
 Machine Last Modified: quarta-feira, 18 de setembro de 2019 15:03:21
 Machine Scale: Varian IEC
 Energy Mode: 6X
 Dose Rate: 320 UM/min
 Technique: STATIC
 Source-Axis-Distance (SAD): 100.0 cm
 Calculated Source-Skin-Distance (SSD): 79.2 cm
 Planned Source-Skin-Distance (SSD): -
 Field Size: 15.5 cm x 19.0 cm (X1: +7.5 cm, X2: +8.0 cm, Y1: +9.5 cm, Y2: +9.5 cm)
 X&Y assimétrico

Gantry Rtn: 90.0 °
 Coll Rtn: 0.0 °
 Couch Rtn: 0.0 °
 Isocenter: X: -0.08 cm, Y: -2.45 cm, Z: -1.74 cm
 Reference Image: Campo 1-DRR ()
 Field Normalization Method: PLAN_ISOC_NORM
 Field Normalization Factor: 33.3 %
 Field Weight Factor: 0.270
 Number of Wedges: 1
 Wedge: W45L20
 Type: Padrão
 Angle: 45.0 °
 Direction: 270.0 °
 Wedge Factor: -
 Material: - (-)
 Slot: 1 - Int Mount

Number of Blocks: 1
 Block: Bloco1
 Type: Proteção Corte divergente
 Material: Cerrobend (Cerrobend)
 Transmission Factor: 4.0 %
 Tray: Bandeja Lisa
 Tray Transmission Factor: 96.8 %
 Slot: 2 - Acc Mount

Number of Trays: 1
 Tray: Bandeja Lisa
 Internal Code:
 Material: Bandeja Lisa (Bandeja Lisa)
 Tray Transmission Factor: 96.8 %
 Slot: 2 - Acc Mount

MU:  168 UM
 Reference Dose: 130.6 cGy
 Reference Points: 1

ID	Fraction Dose	Point Type	PSSD	Depth	Eq. Path Length
None	48.6 cGy	[PRIMÁRIO]	-	-	-

Fonte: Fornecida pelo Sistema de Planejamento da Varian (ECLIPSE,2019).