UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

INSTITUTO DE FÍSICA

CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

ISABELLA GERDE MENEGON

DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA CONFERÊNCIA DO CÁLCULO DE DOSE DE TRATAMENTOS DE CÂNCER GINECOLÓGICO COM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

RIO DE JANEIRO

2019

ISABELLA GERDE MENEGON

DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA CONFERÊNCIA DO CÁLCULO DE DOSE DE TRATAMENTOS DE CÂNCER GINECOLÓGICO COM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Delano Valdivino Santos Batista

RIO DE JANEIRO

2019

CIP - Catalogação na Publicação

Mengon, Isabella Gerde
M534d DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA CONFERÊNCIA DO CÁLCULO DE DOSE DE TRATAMENTOS DE CÂNCER GINECOLÓGICO COM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE / Isabella Gerde Mengon. -- Rio de Janeiro, 2019.
75 f.

Orientador: Delano Valdivino Santos Batista.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, Bacharel em Física Médica, 2019.

1. Braquiterapia. 2. Dose. 3. Câncer de Colo do Útero. I. Batista, Delano Valdivino Santos , orient. II. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

ISABELLA GERDE MENEGON

DESENVOLVIMENTO DE UM PROGRAMA COMPUTACIONAL PARA CONFERÊNCIA DO CÁLCULO DE DOSE DE TRATAMENTOS DE CÂNCER GINECOLÓGICO COM BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em _____ de _____ de _____.

_____
Isabella Gerde Menegon, aluna (UFRJ)

BANCA EXAMINADORA:

_____
Delano Valdivino Santos Batista, pesquisador (IRD)

_____
Luiz Antonio Ribeiro Da Rosa, pesquisador titular (IRD)

_____
Simone Coutinho Cardoso, professora associada (UFRJ)

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que foi fundamental para que eu pudesse chegar até o final do curso, permitindo cada aprovação nas matérias e colocando cada pessoa que me foi suporte essencial, durante esse período, no meu caminho.

Agradeço aos meus pais, Sandra e Azet, que mesmo distantes se faziam diariamente presentes, orando por mim, me incentivando a não desistir e investindo seu tempo e finanças em mim, durante todo o período da graduação. Eu jamais poderia retribuir tudo o que fizeram por mim para que eu concluísse esse curso.

Agradeço ao meu marido Davi, quem Deus colocou no meu caminho para me dar forças e amor. Agradeço a minha irmã Daniela, que foi fundamental me trazendo refrigério e alegria. Agradeço ao meu amigo Heitor, que foi quem me ajudou durante quase toda a faculdade, sendo paciente comigo e sendo minha companhia no dia a dia da universidade. Agradeço a minha prima Lívia, que me recebeu na casa dela durante quatro anos para que eu pudesse cursar Física Médica. Agradeço à Bárbara e Márcio, Laura e Victor, Samira, que foram meus amigos-irmãos da igreja com quem pude contar nos anos longe de casa.

Agradeço ao Delano, meu orientador, por toda paciência e carinho durante o período de desenvolvimento deste projeto. Agradeço também aos meus amigos Hanna, Lucas, Joel e João que estiveram próximos a mim durante essa jornada que foi a UFRJ.

Por último, agradeço aos hospitais INCA e Quinta D´or por permitirem observar seus procedimentos e por cederem material para o desenvolvimento do software deste trabalho.

RESUMO

O câncer do colo de útero é uma lesão intrauterina associada à infecção persistente por alguns subtipos oncogênicos do vírus Papilomavírus Humano (HPV). Em alguns casos a infecção persiste podendo evoluir para o câncer. Registrou-se 16.370 novos casos no ano de 2018 (INCA, 2018) e 6.385 mortes em 2017 (Sistema de Informação sobre Mortalidade).

O tratamento para cada caso deve ser avaliado por um médico, dependendo da localização e extensão do tumor, podendo ser feito, em parte, através de radioterapia interna (braquiterapia), em que a fonte é colocada em contato com a região a ser tratada.

A braquiterapia pode ser classificada de acordo com a taxa de dose (baixa, média, alta taxa de dose e pulsada), o tipo de carregamento empregado, o local de posicionamento das fontes radioativas e o tempo de permanência das fontes na paciente. O procedimento do tratamento por braquiterapia abrange as etapas: inserção dos aplicadores, simulação, planejamento do tratamento e aplicação da dose prescrita. O planejamento do tratamento envolve o cálculo da dose através de sistema computacional e verificação do plano de tratamento.

Este trabalho apresenta um programa computacional capaz de fazer a verificação independente do cálculo da dose, ou seja, calcular a dose que será depositada em determinados pontos anatômicos ou de prescrição da paciente de braquiterapia de alta taxa de dose, a partir das informações de seu relatório de prescrição médica, a fim de corroborar o cálculo desta dose realizado pelo físico médico com o sistema de planejamento Brachyvision/Eclipse v.13.5 desenvolvido pela Varian.

O programa foi construído através da linguagem computacional MATLAB e teve como base para o desenvolvimento do código o formalismo do Grupo Tarefa TG-43 da Associação Americana de Física Médica, que forneceu a equação geral para o cálculo da taxa de dose e informações relevantes da fonte de Irídio-192 usada no equipamento GammaMed HDR Plus da empresa Varian Medical Systems.

As conferências são realizadas junto ao planejamento, ou seja, a paciente se apresenta anestesiada e adequadamente posicionada para o tratamento, contudo,

de modo desconfortável, exigindo-se que o tratamento e a verificação das doses levem o menor tempo possível.

O programa apresentou discrepâncias inferiores a 5% entre o seu cálculo de dose e a dose calculada pelo sistema de planejamento da Varian, o que demonstrou sua precisão e confiança como sistema verificador, adicionando uma maior segurança aos tratamentos de braquiterapia.

Palavras-chave: Braquiterapia, Alta taxa de dose, Câncer de colo de útero.

ABSTRACT

Cervical cancer is an intrauterine lesion associated with persistent infection by some (oncogenic) Human Papillomavirus (HPV) subtypes. In some cases, the infection persists and may progress to cancer. 16,370 new cases were registered in 2018 (INCA) and 6,385 deaths in 2017 (Mortality Information System).

The treatment planning, for each case should be evaluated by a doctor. Depending on the location and extent of the tumor, it may be necessary to be carried out possibly associated with other procedures, namely, an internal radiotherapy (brachytherapy), where the source are placed in contact with the region to be treated.

Brachytherapy can be classified according to the dose rate (low, medium, high dose rate and pulsed), the type of loading employed, the location of the radioactive sources and the duration of stay of the sources in the patient. The brachytherapy treatment procedure comprises the steps: insertion of the applicators, simulation, treatment planning and application of the prescribed dose. Treatment planning involves dose calculation through a computational system and verification of the treatment plan.

This work presents a computational program capable of independent verification of the dose calculation, that is, suitable for calculating the dose that will be deposited in certain anatomical or prescription points of the high dose rate brachytherapy patient, based on the information from their own record, to corroborate the calculation of this dose by the medical physicist with the Brachyvision / Eclipse v.13.5 planning system developed by Varian.

The program was developed using the MATLAB computational language and the development of the code was based on the formalism of the task group TG-43 of the American Association of Medical Physics, which provided the general equation for dose rate calculation and relevant information about the Iridium-192 source used by GammaMed HDR Plus equipment from Varian Medical Systems.

The conferences are carried out after the planning, that is, the patient is anesthetized and positioned adequately for treatment, however in an uncomfortable way, requiring treatment and dose verification to be performed in the shortest possible time.

The program showed discrepancies of less than 5% between its dose calculation and the dose calculated by Varian's planning system, demonstrating its accuracy and reliability as a verifying system, adding a greater safety to brachytherapy treatments.

Palavras-chave: Brachytherapy, High Dose Rate, Cervical Cancer.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 12

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 14
2.1 MATLAB 14
2.2 Sistema de Planejamento Brachyvision/Eclipse 14
2.3 Princípios Físicos da Braquiterapia 15
2.3.1 Emissão β^- 16
2.3.2 Captura Eletrônica (EC) 16
2.3.3 Interação da Radiação Ionizante com a Matéria 17
2.4 Grandezas Físicas 18
2.5 Método de Manchester 20
2.6 Câncer do Colo do Útero 20
2.7 Fontes na Braquiterapia 23
2.8 Radioterapia: Teleterapia x Braquiterapia 27
2.9 Braquiterapia 28
2.9.1 Tipos de Braquiterapia 28
2.9.1.1 Braquiterapia HDR 31
2.9.2 Equipe de Braquiterapia 32
2.9.3 Etapas do Procedimento de Braquiterapia HDR 34
2.9.3.1 Inserção dos Aplicadores 34
2.9.3.2 Obtenção das Imagens 36
2.9.3.3 Planejamento Computacional e Cálculo da Dose 38
2.9.3.4 Verificação do Plano de Tratamento 40
2.9.3.5 Entrega da Dose 40
2.10 Cálculo da Dose 40
2.10.1 Formalismo TG-43 41
2.10.1.1Dados Detalhados para Dosimetria de Fontes de Braquiterapia Emissoras de Fótons de Alta Energia 43

3 MATERIAIS E MÉTODOS 47
3.1Programa de Conferência do Cálculo da Dose em um Ponto de Interesse . 47

4 RESULTADOS 54

5 CONCLUSÃO 57

6 REFERÊNCIAS 59

APÊNDICE A 62

APÊNDICE B 73

APÊNDICE C 74

ANEXO A 75

ANEXO B 76

ANEXO C 78

ANEXO D 80

1 INTRODUÇÃO

A braquiterapia é um tipo de radioterapia que consiste na aplicação da fonte de radiação ionizante em contato ou próxima à superfície do corpo a ser tratada, podendo também ser inserida intersticialmente ou no interior da cavidade corporal na qual está presente o tumor maligno. Portanto, a ação da fonte se limita principalmente à área adjacente ao volume a ser tratado, minimizando o efeito das doses nas estruturas vizinhas.

As etapas de um tratamento por braquiterapia são a inserção dos aplicadores, obtenção de imagens da simulação do tratamento, planejamento e a aplicação da dose prescrita.

Cada área a ser tratada exige um aplicador especial para posicionamento da fonte de radiação durante o tratamento. Posteriormente à inserção dos aplicadores, é necessário obter imagens, usualmente radiografias, que servirão para verificação do posicionamento adequado desses aplicadores e auxiliarão nos cálculos computadorizados da dose a ser administrada.

Com as radiografias prontas, os pontos anatômicos de interesse para o tratamento são digitalizados e é possível saber se as estruturas sadias próximas à área de tratamento receberão doses compatíveis com sua tolerância tecidual. Caso contrário, é possível corrigir o posicionamento dos aplicadores e/ou otimizar a dose.

A braquiterapia de alta taxa de dose (high dose rate - HDR) entrega à paciente uma dose numa taxa superior a 1200 cGy/h. O elemento radioativo possui uma alta atividade, liberando uma elevada dose em um curto espaço de tempo, com isso, as aplicações são rápidas (5-45min). Geralmente, o tratamento com alta taxa de dose é fracionado (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

O cálculo de dose para a braquiterapia HDR é feito normalmente em programas fornecidos pelo mesmo fabricante do aparelho de braquiterapia. Na sua maioria, os programas utilizam a metodologia condensada no relatório 229 da AAPM/ESTRO (High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD) Working Group, 2012) ou do seu antecessor, o relatório do Grupo Tarefa 43 da AAPM (NATH, *et al*., 1995). Os programas não são abertos, não permitindo ao físico avaliar diretamente se o formalismo foi implementado corretamente.

O cálculo se baseia nas características físicas dos isótopos usados, tais como meia-vida, constante de taxa de dose, etc., e em funções e tabelas ajustadas para

vários parâmetros (anisotropia, função radial, função geométrica, etc.) das fontes fornecidas pelos fabricantes existentes atualmente no mercado. O cálculo específico para uma paciente é feito após a obtenção das imagens do aplicador inserido na mesma. Com estas informações, o físico médico consegue estabelecer os pontos de parada da fonte e determinar o tempo necessário para fornecer a dose solicitada pelo radioterapeuta para o ponto de prescrição, além de calcular a dose que será entregue nas outras estruturas marcadas nas imagens.

Décadas atrás, este cálculo era feito manualmente de maneira simplificada. Atualmente, com o alto número de pontos de parada da fonte e sofisticação do modelamento físico da braquiterapia, o uso do computador tornou-se inevitável. Contudo, a verificação independente do cálculo, um procedimento de segurança importantíssimo em radioterapia, passou a ser raramente realizada para a braquiterapia HDR. Esta verificação pode evitar acidentes por erro de cálculo, mas, para ser prática, deve ser feita de maneira rápida, pois a paciente está desconfortável com a inserção dos aplicadores e, às vezes, anestesiada.

Este trabalho visa elaborar e executar um programa computacional que seja capaz de fazer essa verificação independente, ou seja, calcular a dose que será depositada na paciente de braquiterapia de alta taxa de dose, a partir das informações do relatório de prescrição médica, a fim de ratificar o cálculo desta dose realizado pelo físico médico.

A priori, este programa será direcionado para pacientes diagnosticadas com câncer de útero e, com prescrição médica para tratamento ginecológico de braquiterapia de alta taxa de dose com fonte de Irídio-192, com sistema de carregamento postergado remotamente controlado, intracavitária e com tempo de permanência da fonte radioativa temporário. Potencialmente ele pode ser usado para tratamentos em outros sítios, desde que utilize o mesmo modelo de fonte.

O programa será otimizado para o equipamento Gammamed fabricado pela Varian e verificará o cálculo realizado pelo software Brachyvision/Eclipse v.13.5 desenvolvido pelo mesmo fabricante.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 MATLAB

A linguagem computacional MATLAB foi escolhida para construção do programa computacional, capaz de calcular a dose de radiação ionizante entregue em um ponto de interesse para um determinado paciente, desenvolvido neste trabalho. Os dados dos pacientes estão inseridos dentro do sistema de planejamento Brachyvision/Eclipse e podem ser exportados em um arquivo no formato DICOM (formato no qual o MATLAB é capaz de ler e resgatar dados) e, impressos em um relatório.

O MATLAB é um software destinado a fazer cálculos com matrizes (MATLAB = *MATrix LABoratory*). O MATLAB é voltado para o cálculo numérico e integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos.

O MATLAB consiste em uma linguagem de programação na qual todos os dados são armazenados como matrizes, além disso, oferece álgebra matricial e operações de matriz que permitem manipular rapidamente conjuntos de dados de várias maneiras.

A combinação de estruturas de dados de matriz, recursos de programação e ferramentas de interface gráfica de usuário (GUI) torna o MATLAB uma ferramenta extremamente poderosa para resolver problemas em muitos campos (HANSELMAN, LITTLEFIELD, 2011).

2.2 Sistema de Planejamento Brachyvision/Eclipse

O sistema de planejamento da Varian Brachyvision/Eclipse v.13.5 é um software de cálculo de dose para braquiterapia otimizado para operar em conjunto com o sistema Gammamed da Varian. Ele tem dois algorítmos de cálculo, o Acuros BV e o TG-43 (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2017).

O Acuros BV foi criado para levar em consideração nos cálculos da dose as heterogeneidades dos tecidos. Por isso pressupõe o uso de tomografia computadorizada para localizar espacialmente as diferentes densidades do tecido humano em torno da fonte.

O Acuros BV calcula a distribuição de doses através da resolução da Equação de Transporte Linear de Boltzmann (Linear Boltzmann Transport Equation - LBTE). A LBTE é a equação governante que descreve o comportamento macroscópico das partículas de radiação (nêutrons, raios gama, elétrons etc.) à medida que elas viajam e interagem com a matéria. Para um determinado volume da matéria, sujeito a uma fonte de radiação, a solução para o LBTE daria uma descrição exata da dose dentro do volume (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2017).

O algorítmo padrão do sistema de planejamento Brachyvision/Eclipse é o TG-43. Ele é baseado em cálculo em meio homogêneo – água – e utiliza os parâmetros especificados no documento do TG-43 da AAPM (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

O sistema de planejamento Eclipse/Brachyvision conta com módulos de otimização (geométrica e volumétrica) que permitem determinar o melhor padrão de tempos de parada das fontes para que os pontos de prescrição recebam uma dose próxima da desejada pelo radioterapeuta e que os pontos referentes aos órgãos de risco recebam a dose dentro dos limites pré-estabelecidos (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2017).

O sistema de planejamento, após finalizado o plano da paciente, permite exportar o plano no formato do console para tratamento e no formato DICOM para intercâmbio com outros sistemas e plataformas. Relatórios incluindo a distribuição de dose e os parâmetros de cálculo também podem ser impressos.

2.3 Princípios Físicos da Braquiterapia

O Irídio-192 é a principal fonte de radiação utilizada nos dias de hoje em um tratamento de braquiterapia de alta taxa de dose do colo do útero. As pacientes que tiveram seu planejamento do tratamento submetido a uma verificação, do cálculo da dose, por meio do programa computacional desenvolvido neste trabalho, foram tratadas com esta fonte. Por isso é importante levar em consideração o tipo de decaimento da mesma.

O Irídio-192 decai para vários estados excitados de Platina-192 via β^- (95,1%) e Ósmio-192 via captura de elétrons (EC) (4,9%) (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

2.3.1 Emissão β^-

Núcleos que possuem excesso de nêutrons tendem a emitir um elétron (partícula β^-), deixando o núcleo com um nêutron a menos e um próton a mais, ou seja, o número atômico Z é aumentado em 1. O número total de nucleons (prótons + nêutrons) permanece constante, de modo que o produto núcleo filho e o núcleo pai são isóbaros (apresentam mesmo número de massa, A) (${}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z+1}Y$).

A emissão de raios β^- deixa núcleos atômicos em estado excitado, então um ou mais raios gama são emitidos para alcançar o estado fundamental.

A transformação do nêutron (${}^{0}_{1}n$) em um próton (${}^{+}_{1}p$) pelo processo da emissão β^- (${}^{-}_{0}e$) pode ser representada por: ${}^{0}_{1}n \rightarrow {}^{+}_{1}p + {}^{-}_{0}e + \overline{{}^{0}_{0}v}$. Sendo $\overline{{}^{0}_{0}v}$ o anti-neutrino, uma partícula sem carga, de massa muito pequena em relação ao elétron, emitida com cada partícula β^- conservando a energia do processo de desintegração. A diferença de energia cinética entre β^- e a energia cinética máxima em cada desintegração é carregada pelo anti-neutrino associado, ou seja, este último divide com o elétron emitido, a distribuição da energia liberada pelo núcleo no processo de decaimento, conservando, assim, a energia do sistema. (ATTIX, 1986) (TAUHATA *et al.,* 2014).

2.3.2 Captura Eletrônica (EC)

Outro processo possível de ocorrer em núcleos instáveis é a Captura Eletrônica (EC), que consiste na neutralização da carga do próton através da captura de um elétron das camadas mais próximas ao núcleo.

No processo de captura eletrônica, o núcleo pai captura um dos seus próprios elétrons atômicos e emite um neutrino monoenergético. Os elétrons com maior probabilidade de serem capturados são os da camada K (aproximadamente, 90%), com elétrons da camada L fornecendo praticamente todo o restante (aproximadamente, 10%).

A captura do elétron da camada interna cria uma vacância que são prontamente preenchidas por um elétron de uma órbita mais alta (camada mais externa), provocando a emissão de raios-x característicos.

Quando o elétron passa de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar mais interno na estrutura eletrônica), seu excesso de energia é liberado por meio de uma radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença entre as energias do estado inicial e do final. Os raios-x característicos são, portanto, dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e, dessa forma, seu espectro de distribuição em energia é discreto (TAUHATA *et al*., 2014).

2.3.3 Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

No processo de decaimento do Irídio-192 há emissão de elétrons (β^-) e fótons (raios gama e raios-x) e, portanto, são observadas interações com a matéria de partículas carregadas (diretamente ionizantes, ou seja, atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo) e não carregadas (indiretamente ionizantes, ou seja, interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons, que irão provocar novas ionizações).

Devido ao caráter ondulatório das partículas não carregadas, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações eletromagnéticas ionizantes podem penetrar um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Os principais modos de interação dos fótons com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares. O poder de penetração dos fótons depende da probabilidade de interação (que depende muito do valor de sua energia) ou secção de choque para cada tipo de evento (interação) e é muito maior que a das partículas carregadas (TAUHATA *et al*., 2014).

- O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia dos raios-x ou gama a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética bem definida (TAUHATA *et al*., 2014).
- O efeito Compton consiste em um fóton que é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação (que recebe somente parte de sua energia), continuando sua trajetória dentro do material em outra direção e com menor energia. A energia do fóton espalhado depende da energia do fóton incidente e do ângulo de espalhamento, em relação à direção do fóton incidente (TAUHATA *et al*., 2014).

- A produção de pares ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2$= 1,022 MeV), por meio da reação (TAUHATA *et al*., 2014).

As radiações denominadas “diretamente ionizantes” incluem todas as partículas carregadas, leves ou pesadas, emitidas durante as transformações nucleares e, transferem a energia interagindo com os elétrons orbitais ou, eventualmente, com os núcleos dos átomos do material, por meio de processos de excitação, ionização, freamento e, para altas energias, de ativação (TAUHATA *et al.*, 2014).

- A excitação atômica consiste em uma interação em que elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio e, ao retornarem, emitem a energia excedente sob a forma de raios-x característicos (TAUHATA *et al.*, 2014).
- A ionização é um efeito caracterizado por elétrons removidos dos orbitais pelas radiações, resultando em elétrons livres de alta energia e formação de íons (TAUHATA *et al*., 2014).
- A ativação do núcleo é uma interação da radiação (com energia superior à energia de ligação dos nucleons) com um material, provocando reações nucleares e, resultando em um núcleo residual e emissão de radiação (TAUHATA *et a*l., 2014).
- O freamento é caracterizado por radiações constituídas de partículas carregadas, que ao interagir com a matéria podem converter uma parte de sua energia de movimento, cerca de 5%, em radiação eletromagnética. Esta radiação, denominada de raios-x de freamento, é o resultado da interação entre os campos elétricos da partícula incidente, do núcleo e dos elétrons atômicos (TAUHATA *et al*., 2014).

2.4 Grandezas Físicas

Para entendimento deste trabalho é necessário serem apresentadas as definições de algumas grandezas físicas utilizadas como base de seu desenvolvimento. Entre elas:

- Dose absorvida: É o valor esperado para a energia média depositada em um meio em um ponto de interesse por unidade de massa, expressa em Gy ($J.Kg^{-1}$) (ATTIX, 1986).
- Taxa de dose: É a energia depositada pela radiação na matéria em um ponto de interesse por unidade de massa e por unidade de tempo ($Gy.s^{-1}$) (ATTIX, 1986).
- Kerma: Consiste no valor esperado de energia transferida por uma partícula não carregada para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a energia radiativa perdida, mas excluindo a enrgia transferida de uma partícula carregada para outra (ATTIX, 1986).
- Taxa de kerma: Quantidade de Kerma durante determinado período de tempo (ATTIX, 1986).
- S_k representa a intensidade de kerma no ar, expressa pela unidade U ($uGy.m^2.h^{-1}$) e é dada pelo produto da no ar e o quadrado da distância entre o ponto de interesse e o centro da fonte no seu plano transversal. Ela substitui a atividade da fonte nos antigos formalismos de cálculo da dose. (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).
- Λ é uma constante que representa a taxa de dose na água por unidade de intensidade de kerma no ar. Λ é dada pela unidade $uGy.h^{-1}.U^{-1}$ e definida como a taxa de dose em um ponto $P(r_0,\theta_0)$ por unidade de S_k. O valor de consenso determinado pela AAPM de Λ é igual a 1,117 $cGy.\ h^{-1}.U^{-1}$, para o modelo de fonte utilizado neste trabalho (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).
- $G_L(r,\theta)$ é a função geometria da fonte. Ela expressa a influência da distribuição espacial do radionuclídeo na variação da taxa de dose em torno da fonte.
- $g_L(r)$ é a função dose radial, determinada a partir da suposição de que a fonte pode ser representada linearmente. Ela exprime a influência do espalhamento e absorção do meio ao longo do eixo transverso da fonte.

- F(r,θ) é a função anisotropia (2D) que descreve o valor relativo da taxa de dose em um raio r e um ângulo em torno da fonte, removendo os efeitos da geometria. Basicamente ela leva em conta o efeito que o encapsulamento da fonte produz na distribuição de dose.

2.5 Método de Manchester

Em um serviço de braquiterapia, para o planejamento da paciente é utilizado o método de Manchester, que consiste na especificação e padronização de pontos de referência onde a dose será calculada. A ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) 38 padronizou a especificação de dose em braquiterapia ginecológica, com este método, e é seguido por várias instituições.

Foi determinado, então que o ponto de prescrição de dose para uma braquiterapia ginecológica seria os pontos A, situado 2 cm acima da entrada do útero e 2 cm lateralmente ao *tandem* (objeto inserido na paciente para realização do tratamento) e, B, localizado anatomicamente a 3 cm do ponto A (figura 1) (LEIBEL, PHILLIPS,1998).

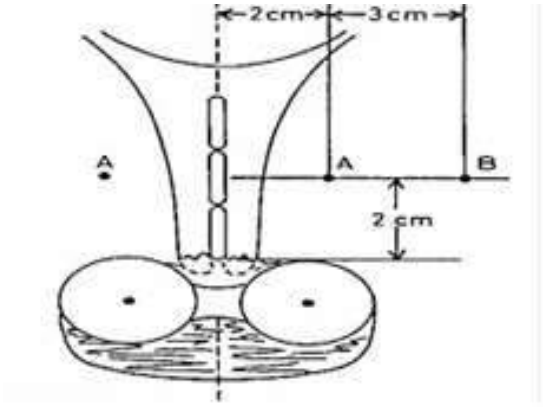


Figura 1. Esquema sinalizando os pontos A e B de prescrição de dose para um tratamento de braquiterapia ginecológica.

2.6 Câncer do Colo do Útero

O câncer do colo do útero, também conhecido como câncer cervical, é o terceiro tumor maligno mais frequente na população feminina (atrás do câncer de mama e do colorretal), e a quarta causa de morte de mulheres por câncer no Brasil

(SOCIEDADE BENEFICENTE ISRAELITA BRASILEIRA, 2016). Estimando-se 16.000 novos casos para esse ano de 2019 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

O câncer cervical é uma lesão intrauterina associada à infecção persistente por alguns subtipos (oncogênicos) do vírus Papilomavírus Humano (HPV), principalmente os tipos HPV-16 e HPV-18, presentes em 70% dos casos (INCA, 2019).

A infecção cervical por este vírus é muito frequente (estima-se que 90% das mulheres entrarão em contato com o HPV ao longo de sua vida) e não causa doença na maioria das vezes, sendo transitória e regredindo espontaneamente, entre seis meses a dois anos após a infecção. Entretanto, em alguns casos a infecção persiste, podendo ocorrer alterações celulares, mutação genética nas células da região que começam a se multiplicar de forma descontrolada, podendo evoluir para o câncer (INCA, 2019).

No organismo, verificam-se formas de crescimento celular controlada, como a hiperplasia e a metaplasia, e não controladas, as neoplasias (conhecidas como “tumores”). A neoplasia é uma proliferação anormal do tecido, que foge parcial ou totalmente ao controle do organismo e tende à autonomia e à perpetuação, com efeitos agressivos sobre o hospedeiro (Pérez-Tamayo, 1987; Robbins, 1984; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011). A replicação desordenada do epitélio de revestimento do órgão, comprometendo o tecido subjacente (estroma) e podendo invadir outras estruturas, caracteriza o câncer.

O estadiamento, determinação da extensão da doença e a identificação dos órgãos por ela acometidos, do câncer cervical é dividido da seguinte maneira: Estágio 0 ou carcinoma *in situ*: quando as células cancerígenas ainda estão na superfície do colo do útero; Estágio I: quando o câncer invade o colo do útero, mas se mantêm nessa região, sem ir para fora do útero (invasão local inicial); Estágio II: o câncer já cresceu para fora do útero, mas ainda não se espalhou para as paredes da pelve ou para a vagina (tumor primário limitado ou invasão linfática regional mínima); Estágio III: o câncer atingiu a vagina e a parede da pelve e pode estar bloqueando a uretra (tumor local extenso ou invasão linfática regional extensa); Estágio IV: o câncer já se espalhou para outras regiões do organismo como a bexiga, reto, pulmões ou fígado (tumor localmente avançado ou presença de metástases) (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011).

A detecção desta doença pode ser feita com o uso de exames periódicos em pessoas sem sinais ou sintomas (rastreamento através do exame preventivo Papanicolau, que deve ser realizado por toda mulher que tem ou já teve vida sexual e que está entre 25 e 64 anos de idade) ou, por meio da investigação com exames clínicos, laboratoriais (como por exemplo, uma biópsia, retirada de pequena amostra de tecido para análise no microscópio) ou radiológicos, de pessoas com sinais e sintomas sugestivos da doença (diagnóstico precoce). Além disso, alguns exames podem ser feitos para identificar a extensão do tumor, como tomografia computadorizada (INCA, 2019).

O Brasil já apresentou um avanço na sua capacidade de realizar diagnóstico precoce. Na década de 1990, 70% dos casos diagnosticados eram da doença invasiva, ou seja, o estágio mais agressivo da doença. Atualmente, 44% dos casos detectados são da lesão precursora do câncer (*in situ*), que ainda estão restritas ao colo e não desenvolveram características de malignidade. Quando diagnosticado nessa fase não invasiva, ou em estágio I, tem altas chances de cura (entre 80 e 90%). No entanto, as chances diminuem conforme o quadro estiver mais avançado (SOCIEDADE BENEFICENTE ISRAELITA BRASILEIRA, 2016).

Os casos em que o câncer cervical progrediu muito costumam causar sangramento vaginal, corrimento vaginal anormal e com coloração e odores diferentes do normal e, dor na pelve ou durante a relação sexual. A doença em estágios ainda mais graves pode levar a anemia devido ao sangramento anormal, dores nas pernas ou nas costas, problemas urinários ou intestinais e perda de peso não intencional (SOCIEDADE BENEFICENTE ISRAELITA BRASILEIRA, 2016) (INCA, 2019).

A prevenção primária do câncer do colo do útero está relacionada à diminuição do risco de contágio pelo Papilomavírus Humano. A transmissão da infecção ocorre por via sexual. Consequentemente, o uso de preservativos (camisinha masculina ou feminina) durante a relação sexual com penetração protege parcialmente do contágio pelo HPV, que também pode ocorrer pelo contato com a pele da vulva, região perineal, perianal e bolsa escrotal.

A vacinação contra o HPV e a realização do exame preventivo (Papanicolau) se complementam como ações de prevenção desse tipo de câncer. Mesmo as mulheres vacinadas, quando alcançarem a idade preconizada (a partir dos 25 anos),

deverão fazer o exame preventivo, pois a vacina não protege contra todos os tipos oncogênicos do HPV.

As opções de tratamento para o câncer do colo do útero variam conforme o estadiamento da doença, tamanho do tumor e fatores pessoais, como idade da paciente e desejo de ter filhos. O tratamento para cada caso deve ser avaliado e orientado por um médico, podendo ser feito através de cirurgia, em que é possível retirar o tecido atacado pelo câncer, radioterapia, na qual faz uso de radiação ionizante para matar as células cancerígenas, podendo ser feita externamente e/ou internamente à paciente e, quimioterapia, que pode ser realizada como um complemento à radioterapia ou para reduzir o tumor antes da cirurgia. No caso de ser confirmada a presença de lesão precursora, ela poderá ser tratada a nível ambulatorial, por meio de uma eletrocirurgia (INCA, 2019) (SOCIEDADE BENEFICENTE ISRAELITA BRASILEIRA, 2016).

A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, empregando feixe de radiações ionizantes. Uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor, podendo tratar lesões superficiais, semiprofundas ou profundas.

Como a radioterapia é um método de tratamento local, pode ser indicada de forma exclusiva ou associada a outros métodos terapêuticos (como cirurgia, podendo ser pré-, per- ou pós-operatória e, quimioterapia, podendo ser indicada antes, durante ou logo após a quimioterapia).

As fontes de radiação utilizadas na radioterapia podem ser externas (teleterapia) e podem gerar radiação a partir da energia elétrica, liberando raios-x e elétrons, ou através de isótopos radioativos (cobalto, césio, irídio etc.) instalados no interior de blindagens de aparelhos de tratamento. Estes mesmos isótopos radioativos e outros, como sais de rádio, podem ser utilizados sob a forma de tubos, agulhas, fios, sementes ou placas e geram radiações, habitualmente gama, de diferentes energias dependendo do elemento radioativo empregado. Eles são aplicados, na maior parte das vezes, de forma intersticial ou intracavitária, caracterizando a técnica de braquiterapia (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1993.).

2.7 Fontes na Braquiterapia

No começo dos anos 1950 a braquiterapia era uma modalidade de tratamento bem estabelecida e madura, apesar da falta de segurança devido à exposição radiológica.

Os tubos e agulhas de Rádio-226 foram as fontes intracavitárias majoritariamente utilizadas até o final dos anos 1960. As agulhas de rádio clássicas eram estruturas rígidas com diâmetros externos de 1,65 mm ou mais. Eram necessários níveis elevados de habilidade cirúrgica a fim de posicionar tais agulhas com precisão e regularidade suficientes para alcançar bons resultados clínicos. Os braquiterapeutas tinham que trabalhar rapidamente para evitar doses excessivas no seu pessoal de apoio (WILLIAMSON, 2006).

O Césio-137 teve maior permanência na radioterapia, sendo utilizado como substituto para as fontes de Rádio-226 usadas em braquiterapia e também como uma fonte de teleterapia no início da década de 1950 (WILLIAMSON, 2006). O Césio-137 possui meia-vida de 30,07 anos, o que permite sua utilização por um longo período e, sua atividade de baixa especificidade torna prático seu uso para implantes de braquiterapia de baixa taxa de dose. As fontes de Césio-137 são duplamente encapsuladas com 0,5 mm de espessura de aço inoxidável. Os modelos de fonte cilíndrica disponíveis comercialmente são fabricados com 3 mm de diâmetro e comprimentos externos de até 21 milímetros e, fontes esféricas são feitas para uso em dispositivos de braquiterapia intracavitária (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

Do final dos anos 1970 até recentemente, os tubos de Césio-137 foram utilizados quase que exclusivamente para a braquiterapia intracavitária de baixa taxa de dose devido ao seu baixo custo de descarte e alta segurança radiológica das fontes seladas (WILLIAMSON, 2006).

O Tântalo-182 (meia-vida de 110 dias e energia média do fóton de 1,1 MeV) e o Irídio-192 são radionuclídeos artificiais que tiveram bastante impacto na expansão das aplicações clínicas da braquiterapia. Fios de Tântalo-182 foram inseridos intersticialmente substituindo as agulhas de rádio em implantes temporários, por serem mais flexíveis e versáteis, porém o Irídio-192 apresentou uma atividade específica maior, e foi introduzido em meados da década de 1950 para implantes permanentes em tumores de pulmão e próstata (WILLIAMSON, 2006).

No início dos anos 1960, sementes de Irídio-192, encapsuladas em fitas de nylon, foram utilizadas em implante temporário associado a um sistema de controle

remoto. O resultado era uma fonte radioativa flexível, de baixo custo e diâmetro reduzido. Em comparação com as agulhas de Rádio-226, a flexibilidade dos aplicadores e o comprimento ativo das fontes podiam ser muito mais fácil e confortavelmente adaptados à anatomia da paciente (WILLIAMSON, 2006).

Uma inovação relacionada à braquiterapia foi a tecnologia de pós-carregamento remoto, na qual as fontes são transportadas roboticamente de um cofre blindado para sua posição de tratamento nos aplicadores implantados na paciente. Inicialmente, esta tecnologia foi introduzida em meados da década de 1960 com o objetivo de reduzir a exposição dos profissionais envolvidos no procedimento de braquiterapia intracavitária de baixa e média taxa de dose usando fontes de Césio-137 ou Rádio-226. Logo em seguida, começaram a ser realizados procedimentos com altas doses (HDR), nos quais os tratamentos eram fracionados e realizados com duração de poucos minutos (WILLIAMSON, 2006).

O Cobalto-60, com meia vida de 5,27 anos, é uma fonte recém-projetada e introduzida no mercado para utilização em sistemas de pós-carregamento remoto. Sua atividade específica alta torna prático seu uso para implantes de braquiterapia HDR. As fontes de Cobalto-60 têm dimensões semelhantes às da fonte de Irídio-192, cilindros de 1 mm de diâmetro por 3,5 mm de comprimento (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

O Irídio-192 ainda é a fonte mais utilizada nos dias de hoje para tratamento de braquiterapia HDR. Na década de 1970, o primeiro sistema de pós-carregamento remoto de fonte única foi introduzido usando uma fonte pequena de Irídio-192 soldada na extremidade de um cabo do equipamento de pós-carregamento remoto (WILLIAMSON, 2006).

A meia vida do Irídio-192 é de 73,81 dias, o que permite ser uma fonte facilmente utilizada para implantes temporários porque é uma meia vida longa em comparação com o tempo médio de tratamento e, sua atividade específica (341 GBq mg^{-1}), que varia minimamente durante o implante, é bastante alta (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012) (KHAN, GIBBONS, 2014).

O Irídio-192 decai para vários estados excitados de Platina-192, emitindo em média 2,3 raios gama por desintegração com uma faixa de energias entre 0,061 e 1,378 MeV e uma energia média de 0,355 MeV (devido a essa energia mais baixa dos fótons, essas fontes requerem menos blindagem) (KHAN, GIBBONS, 2014). Os raios β^- emitidos têm uma energia máxima de aproximadamente 0,675 MeV (48%),

0,538 MeV (41,43%), 0,238 MeV (5,6%) e 0,081 (0,103%) e, uma energia média de 0,1807 MeV (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

O Irídio-192 (^{192}Ir) (liga de 30% de irídio e 70% de platina) é produzido a partir de alvos de Irídio-191 enriquecidos (37% de abundância natural) em um reator criando fontes de ^{192}Ir para HDR (tipicamente, cilindros com 1 mm de diâmetro por 3,5 mm de comprimento) com atividades superiores a 4,4 TBq. Fontes de ^{192}Ir usadas em HDR são encapsuladas em uma cápsula fina de titânio ou aço inoxidável e soldada a laser no final de um fio. A emissão de β^- é praticamente totalmente atenuada pela cápsula e pelo próprio ^{192}Ir (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A tabela 1, retirada do protocolo clínico para dosimetria de fontes de braquiterapia publicado pela Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM-AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE) do Grupo Tarefa Número 43 (TG-43), apresenta as propriedades físicas dos radionuclídeos Irídio-192, Césio-137 e Cobalto-60. Os valores da energia média dos fótons foram calculados com corte de δ= 10 keV.

	^{192}Ir	**^{137}Cs**	**^{60}Co**
Meia-vida	73,81 dias	30,07 anos	5,27 anos
Tipo de desintegração	β^- (95,1%), EC (4,9%)	β^- (100%)	β^- (100%)
Energia máxima dos raios-x (keV)	78,6	37,5	8,3
Faixa de energia dos raios gama (keV)	110,4 a 1378,2	661,6	1173,2 a 1332,5
Energia média dos raios-x e gama (keV)	350,0	613,0	1252,9
Energias máximas dos raios β^- (keV)	81,7 (0,103%) 258,7 (5,6%) 538,8 (41,43%) 675,1 (48,0%)	514,0 (94,4%) 1175,6 (5,6%)	318,2 (99,88%) 1491,4 (0,12%)
Energia média dos raios β^- (keV)	180,7	188,4	96,5
Constante de taxa de kerma no ar, $\Gamma_{\delta=10\ keV}$ (uGy m^2 h^{-1} MBq^{-1})	0,1091	0,0771	0,3059

Tabela 1. Propriedades físicas das fontes de Irídio-192, Césio-137 e Cobalto-60. Dados retirados do NNDC (National Nuclear Data Center).

2.8 Radioterapia: Teleterapia X Braquiterapia

A radioterapia consiste em um método de tratamento local do câncer, que utiliza equipamentos e técnicas variadas para irradiar áreas do organismo humano, previamente demarcadas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011). É caracterizada por fazer uso de radiação ionizante, capaz de excitar e ionizar átomos da matéria com a qual interage (ATTIX, 1986), a fim de matar células cancerígenas.

O tratamento pode ser curativo, que geralmente faz uso da dose máxima que pode ser aplicada na área de interesse, visando extinguir o tumor e alcançar a cura do doente; ou paliativo, que objetiva o tratamento local do tumor primário ou de metástases, sem influenciar a taxa da sobrevida global do doente, buscando diminuir o tamanho do tumor e, consequentemente, reduzir hemorragias e dores, de forma que contribua para a melhoria da qualidade de vida do indivíduo. Geralmente, a dose aplicada na região a ser tratada é menor do que a dose máxima permitida para a área (INCA, 2019) (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011).

A radioterapia funciona, basicamente, através de aplicações de feixes de fótons de alta energia que interagem com as células do campo de tratamento, objetivando que as células tumorais sejam destruídas e parem de se reproduzir, enquanto as células saudáveis se recuperem (RODRIGUES, 2017). Outros tipos de radiação podem, ainda, ser utilizados, como feixes de partículas pesadas, feixe de prótons e feixe de elétrons.

Dependendo da localização e extensão do tumor, a radioterapia pode ser feita de duas maneiras: com a fonte radioativa afastada da paciente, é a chamada de teleterapia ou radioterapia externa, ou com a fonte em contato com a região a ser tratada, chamada de braquiterapia ou radioterapia de contato (INCA, 2019).

A radioterapia externa ou teleterapia consiste na aplicação diária de uma dose de radiação, durante um intervalo de tempo pré-determinado, a partir de uma fonte de radiação localizada longe do organismo.

Em geral, a radioterapia externa é aplicada de maneira fracionada, com cinco aplicações semanais, dose diária de 180 a 200 cGy/dia e tempo médio de tratamento de 4 a 5 semanas, o que perfaz uma dose total de 4.500 a 5.000 cGy. É possível utilizar-se doses totais menores (200 a 2.000 cGy) ou maiores (7.000 a 8.000 cGy). As doses diárias podem alcançar valores bem elevados (superiores a 1000 cGy) em modalidades denominadas hipofracionadas. A variação da dose está

relacionada com a finalidade do tratamento, com a localização e o tipo histológico do tumor (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011).

Quando a fonte de radiação fica em contato com o corpo por um período pré-determinado de tempo, a radioterapia é interna (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2011).

2.9 Braquiterapia

A braquiterapia consiste em um tratamento radioterápico cuja fonte de radiação ionizante é aplicada bem próxima à superfície do corpo que será tratada ou, inserida no interior do tumor maligno, de maneira que sua ação se limita à área adjacente ao volume de interesse, minimizando, assim, o efeito das doses nas estruturas vizinhas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

Pode-se aplicar a braquiterapia para tratar desde cavidades muito pequenas e órgãos oco-musculares, até interstícios (estrutura que preenche os espaços entre os diferentes tecidos do corpo e está localizado abaixo da superfície da pele) (BENIAS, *et al*., 2018) com lesões presentes ou com risco de reincidência (HAERTEL, 2007).

Neste método de tratamento, fontes radioativas são usadas para fornecer radiação a uma curta distância, em que uma alta dose de radiação pode ser administrada ao tumor com rápida queda da dose no tecido normal circunvizinho.

No passado, a braquiterapia foi realizada principalmente com fontes de rádio. Atualmente, o uso de radionuclídeos produzidos artificialmente, tais como ^{137}Cs, ^{192}Ir, ^{198}Au, ^{125}I e ^{103}Pd são mais comuns (KHAN, GIBBONS, 2014).

Dependendo do volume, tipo e localização do tumor esta terapia pode ser exclusiva ou associada a outras formas de tratamento, como radioterapia externa (reforçando a dose local), cirurgia, quimioterapia ou hormonioterapia.

Por ser caracterizada como uma terapia muito local, a braquiterapia não costuma ser indicada para tumores muito volumosos que exigem uma irradiação de área muito extensa. Nesses casos, a teleterapia apresenta melhores resultados e a braquiterapia é feita como reforço de tratamento se for necessário (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

2.9.1 Tipos de Braquiterapia

A braquiterapia pode ser classificada de acordo com a taxa de dose, o tipo de carregamento empregado, o local de posicionamento das fontes radioativas e o tempo de permanência das fontes na paciente.

A braquiterapia pode ser de baixa taxa de dose (*low dose rate* - LDR), que consiste em tratamentos com taxas de dose inferiores a 200 cGy/h, média taxa de dose (*medium dose rate* - MDR), que abrange tratamentos na faixa entre 200 e 1200 cGy/h e, alta taxa de dose (HDR), que compreende tratamentos com taxa de dose acima de 1200 cGy/h. Além disso, a braquiterapia pode ser feita com taxa de dose pulsada, em que a radiação é emitida em pequenos "pulsos" ao longo de várias horas, por exemplo, a cada 1 hora, durante um período total de até 24 horas, caracterizando uma braquiterapia PDR (*pulsed dose rate*).

Os tratamentos por PDR utilizam-se de um equipamento com uma fonte de HDR que sai e retorna ao paciente em intervalos de tempo regulares. Esse tipo de tratamento é aplicado em doentes internados e necessitam de uma sala de tratamento onde o paciente possa permanecer por até um dia. Para permitir que os visitantes e a equipe interajam com o doente, o equipamento de PDR tem uma função de interrupção que permite devolver a fonte ao dispositivo pós-carga enquanto as enfermeiras, funcionários do hospital e visitantes entram na sala.

A braquiterapia LDR costuma ser feita em uma única aplicação com liberação de dose ao longo de horas ou dias e requer internação da paciente. Já a HDR, geralmente fracionada, é caracterizada pelo uso de um elemento radioativo de alta atividade que libera uma elevada dose em um curto espaço de tempo, de maneira que o tempo total de tratamento (alguns minutos) é muito menor do que o da braquiterapia de baixa taxa de dose. A braquiterapia de alta taxa de dose pode ser realizada de forma ambulatorial, evitando a internação e isolamento prolongado da paciente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

A maior parte da experiência clínica em braquiterapia tem sido usando-se implantes de baixa taxa de dose (LDR). Com a introdução da tecnologia de carregamento postergado remotamente controlado é possível entregar uma dose de braquiterapia HDR de forma segura e mais precisa do que a braquiterapia clássica LDR. Embora a braquiterapia LDR também possa ser administrada usando pós-carregamento, problemas logísticos de tratamento prolongado e hospitalização da paciente torna a LDR menos atraente que o HDR, sendo a principal vantagem, deste último, permitir tratamentos em ambulatório. Por essa razão, é bem adequado para

tratar grandes populações de pacientes. Além disso, a braquiterapia HDR possibilita maior controle sobre a distribuição da dose (KHAN, GIBBONS, 2014).

O tipo de carregamento da fonte radioativa até os aplicadores podem ser pré-carga manual, em que a fonte radioativa é colocada manualmente no aplicador e, este é posteriormente inserido na região de interesse, carregamento postergado (*afterloading*) manual, que consiste em primeiro inserir o aplicador na paciente e depois colocar manualmente o material radioativo no aplicador, e carregamento postergado remotamente controlado (*remote afterloading*), em que após a colocação dos cateteres ou aplicadores, o elemento radioativo é inserido nos mesmos mecanicamente através de controle remoto (figura 2). Todos os tratamentos de HDR utilizam deste último tipo de carregamento mencionado (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008). Os dispositivos de pós-carregamento reduzem a exposição à radiacão dos profissionais envolvidos, e por serem remotamente controlados garantem uma exposição controlada à radiação de fontes de alta atividade (KHAN, GIBBONS, 2014).



Figura 2. Aparelho GammaMed de braquiterapia de alta taxa de dose, remotamente controlado.

O local de posicionamento da fonte radioativa também pode variar de acordo com o tipo de câncer a ser tratado, influenciando diretamente na escolha do modelo de aplicador que será utilizado. O elemento radioativo pode ser inserido no interior de uma cavidade não tubular, caracterizando uma braquiterapia intracavitária (por

exemplo tratamentos ginecológicos como de câncer do colo do útero, do endométrio e da vagina); no interstício tumoral, definindo uma braquiterapia intersticial (para, por exemplo, tratamentos realizados em tumores de mama, língua e próstata); em contato com a pele a ser tratada (por exemplo para tratamento de tumores de pele), na qual utilizam-se moldes ou placas onde os cateteres do tratamento são inseridos, o que consiste em uma braquiterapia superficial (ou de contato ou de moldagem); e pode ser inserido na luz de um órgão (espaço interno entre as paredes de um vaso sanguíneo ou do interior de um órgão) ou estrutura tubular, determinando uma braquiterapia endolumial (para tratamentos de câncer de brônquios, esôfago e ductos biliares, por exemplo).

Além disso, o tempo de permanência das fontes radioativas pode variar de uma terapia para outra, podendo ser permanente ou temporário. No primeiro, normalmente utilizado para braquiterapia de baixa taxa de dose intersticial, a fonte é implantada na paciente e nele decai. É comum isótopos de meia vida curta, como I-125 (em tratamento de câncer de próstata, por exemplo), serem empregados neste tipo de terapia. Já quando a permanência da fonte é temporária, podendo ser empregado em braquiterapias HDR, MDR e LDR, o material radioativo é retirado após o tratamento (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

Para o planejamento da braquiterapia, o físico médico determina as posições da fonte que otimizam a distribuição de dose (respeitando os limites de dose dos tecidos críticos do entorno), a partir das informações, como o tipo de tratamento (temporário ou permanente, altas ou baixas taxas de dose, etc.), o volume a ser tratado e a dose a ser administrada, especificadas pelo médico (HAERTEL, 2007).

2.9.1.1 Braquiterapia HDR

A unidade de tratamento por braquiterapia HDR é equipada com um aparelho remotamente controlado através do qual a fonte é levada e inserida, mecanimente, nos aplicadores que já estão implantados e posicionados na paciente. Este equipamento possui vários canais e um sistema indexador para direcionar a fonte para cada canal. Os aplicadores ou cateteres são conectados aos canais por tubos (ou guias) de transferência, por onde a fonte passa.

O tratamento de braquiterapia HDR por pós-carregamento remoto (*remote afterloading)* faz uso de uma única fonte de alta atividade (~ 10 Ci ou 370 GBq). O

Irídio-192 é o radioisótopo mais utilizado neste tipo de terapia e, consiste em uma linha soldada ao final de um cabo flexível. As dimensões da fonte variam entre 0,3 e 0,6 mm de diâmetro e 3,5 e 10 mm de comprimento, dependendo do modelo do equipamento de carregamento. O fio da fonte, quando não estendido, é armazenado em um cofre blindado do aparelho de pós-carregamento remoto. Antes do fio da fonte ativa ser estendido para tratamento, um fio falso é estendido para verificar se o caminho do material radioativo está livre de qualquer obstrução. O cabo com a fonte conectada no final é chamado de fio de origem, que é avançado ou recolhido através de canais individuais, tubos de transferência e aplicadores por um mecanismo de acionamento remoto controlado por computador. A incerteza de posicionamento da fonte é especificada em 1 mm e a precisão da dose é fornecida por uma incerteza de tempo de permanência de 0,1 segundo.

Alguns dos aplicadores mais comumente usados, para uma variedade de aplicações HDR, são Fletcher-Suit ou Fletcher-Suit-Delclos. Estes aplicadores são utilizados para o tratamento de malignidades ginecológicas das paredes laterais do útero, do colo do útero e da pelve.

Alguns sistemas de segurança são fornecidos para a braquiterapia HDR como os intertravamentos que impedem a iniciação tratamento se a porta estiver aberta, se o aplicador não estiver conectado ao sistema de pós carremento, ou as conexões entre um canal programado, o tubo de transferência e o aplicador não são seguros. Além disso, baterias são fornecidas para assumir a operação em caso de falha de energia e, há um mecanismo disponível de retração da fonte manual, a fim de levá-la até o cofre de armazenamento se ficar presa e não puder ser recolhida pelo interruptor de emergência. O tratamento é abortado se o sistema detectar bloqueio no trânsito da fonte (KHAN, GIBBONS, 2014).

2.9.2 Equipe de Braquiterapia

Os tratamentos por braquiterapia de alta taxa de dose são realizados por uma equipe multiprofissional formada por radioterapeutas, físicos médicos, enfermeiros e técnicos em radioterapia.

De maneira geral, o papel do médico radioterapeuta consiste em avaliar a indicação de braquiterapia, as condições clínicas da paciente e a região anatômica a ser tratada. Além disso, é de responsabilidade deste selecionar e inserir

adequadamente os aplicadores, cateteres e sondas, indicados para cada caso, detalhar para o físico a proposta de tratamento, informando a dose prescrita e a extensão das posições de parada da fonte que devem ser programadas, avaliar a posição dos aplicadores através do filme radiográfico e acompanhar todo o tratamento para pronta intervenção se necessário.

O enfermeiro é o profissional que faz o exame físico na paciente pré-procedimento, orienta o preparo que a paciente deve realizar para o dia da aplicação, registra os dados do mesmo, fornece assistência no preparo do material específico e arrumação da sala para o procedimento e, garante assistência à paciente após o procedimento.

O papel do técnico consiste em realizar as radiografias de verificação para o planejamento do tratamento, a fim de que se possa identificar corretamente as estruturas e aplicadores e, conectar e desconectar os tubos de tranferência aos aplicadores de tratamento, supervisionado pelo médico e pelo físico.

O físico médico é responsável pela radioproteção, dosimetria, controle de qualidade, planejamento do tratamento e administração do tratamento.

A radioproteção envolve supervisionar e garantir o cumprimento das normas vigentes de radioproteção (NN 6.10 da CNEN e a portaria RDC 20 (2006) da Anvisa), desde a adequação da blindagem da sala de tratamento até a execução de todas as medidas para assegurar a proteção da equipe e dos pacientes, e observar, durante os procedimentos, quaisquer eventos que possam interferir na realização do tratamento tal como planejado, bem como na segurança dos pacientes e da equipe.

É fundamental que o físico médico realize os testes diários de controle de qualidade (TECDOC 1151) e segurança antes da liberação do equipamento para os tratamentos, além de verificar a integridade física dos aplicadores periodicamente, inserir os fios radiopacos no interior dos aplicadores antes da realização dos filmes radiográficos, através dos quais é simulada a posição de parada da fonte, conectar e desconectar os aplicadores ao equipamento de braquiterapia HDR nos tempos corretos e, confirmar o recolhimento da fonte de tratamento ao cofre no final do tratamento. Outros testes devem ser feitos após a troca da fonte e em periodicidade mensal como a dosimetria com câmara poço calibrada e a checagem com filme da posição de parada da fonte.

O planejamento do tratamento é feito por meio de sistema computacional, denominado sistema de planejamento de braquiterapia, utilizando ferramentas de

otimização das doses, visando atingir os objetivos do tratamento indicado pelo médico. É fundamental que o físico verifique com o médico os possíveis pontos de cálculo para prescrição ou restrição de dose, informe ao mesmo, a cada aplicação, os percentuais de dose nos órgãos de interesse e o tempo de duração do tratamento e, documente todas as doses solicitadas e ministradas.

O físico médico deve manter a equipe informada a respeito da atividade da fonte para que, quando necessário, novas fontes de tratamento sejam importadas a tempo por tratar-se de um processo burocrático bastante demorado (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

2.9.3 Etapas do Procedimento de Braquiterapia

O procedimento do tratamento por braquiterapia abrange a inserção dos aplicadores, a obtenção das imagens da paciente, o planejamento do tratamento e a aplicação da dose prescrita.

2.9.3.1 Inserção dos aplicadores

Os aplicadores são utilizados para posicionar a fonte de radiação durante o tratamento. No caso dos aplicadores ginecológicos, a colocação é realizada através de apalpação e de inspeção visual. Cada área a ser tratada exige uma conformação específica para o aplicador, de maneira que este possa envolver os sítios críticos e tenha recursos de afastamento ou blindagem para a proteção de estruturas sadias, permitindo que o tumor receba doses significativamente maiores que a região vizinha e, consequentemente possibilite maior controle tumoral (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

Para o tratamento de câncer no endométrio a sonda (*tandem*) (figura 3) é o aplicador utilizado para tratar a cavidade intrauterina. Seu comprimento e angulação dependem da anatomia da paciente, avaliada pelo radioterapeuta no início do procedimento de braquiaterapia. O anel (figura 4) ou colpostato (ovóide) são utilizados para o tratamento do colo do útero, sendo o segundo destinado à pacientes com tamanho vaginal pequeno. O cilindro (figura 5) trata o canal vaginal, sendo o seu diâmetro variável e escolhido de acordo com o tamanho do canal vaginal da paciente. Esses aplicadores são associados ou não, dependendo do

estadiamento (extensão) da doença. É possível que haja, também, uma blindagem adicional, anterior e posterior ao tubo dos ovóides para reduzir as doses no reto e na bexiga. Um afastador do reto (figura 6) pode ser adicionado aos aplicadores para distanciar o reto das posições de parada da fonte no *tandem* e colpostato/anel (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).



Figura 3. Aplicadores ginecológicos: Sondas intrauterinas de diferentes comprimentos e angulações



Figura 4. Aplicadores ginecológicos: Anel (esquerda) e afastador retal (direita).



Figura 5. Aplicador ginecológico do tipo cilindro com diferentes diâmetros e comprimentos.



Figura 6. Aplicador com sonda, anel (com capa) e afastador retal associados.

De acordo com a acessibilidade da área a ser tratada torna-se necessário, em alguns casos, o uso de anestesia para o posicionamento dos aplicadores, pois pode ser desconfortável ou doloroso, como no caso do câncer do colo do útero.

2.9.3.2 Obtenção das Imagens

Depois dos aplicadores inseridos pelo médico, é realizada a imagem e o planejamento do tratamento através da obtenção radiografias da paciente (figura 7). A tomografia computadoriza e a ressonância magnética também podem ser usadas para obtenção de imagens para braquiterapia. A introdução de imagens tridimensionais por tomografia computadorizada ou ressonância magnética (com aplicadores compatíveis com a ressonância) e o desenvolvimento dos softwares de

planejamento, tornou possível a demarcação de volumes, aplicadores e órgãos de risco fatia por fatia, permitindo que as estruturas pudessem ser reconstruídas tridimensionalmente e, visualizadas em qualquer plano com as curvas de isodose sobrepostas. Contudo tornam o processo bem mais complexo e por isso o par de radiografias ortogonais continua sendo o principal método de simulação. Apesar disso, o uso de planejamento 3-D tem crescido devido ao acesso mais fácil à tomografia computadorizada (TC) (KHAN, GIBBONS, 2014).

A partir das radiografias é possível determinar os locais de parada da fonte em relação à extremidade distal do aplicador, obter os pontos anatômicos de interesse para o tratamento, permitindo verificar o posicionamento adequado dos aplicadores, fazer os cálculos de dose computadorizados e, saber se as estruturas vizinhas sadias estarão recebendo doses compatíveis com sua tolerância tecidual. Caso seja necessário, é possível corrigir o posicionamento dos aplicadores, além de poder otimizar a dose administrada. Além disso, o software de planejamento é capaz de reconstruir em 3D estes pontos de parada e de cálculo a partir das imagens obtidas (KHAN, GIBBONS, 2014).



Figura 7. Paciente do INCA com câncer de colo de útero, em posição ginecológica, para obtenção da radiografia AP.

A paciente é simulada usando algum equipamento de imagem, sendo o mais comum um aparelho de raios-x isocêntrico, com um braço em C ou um simulador. Fios de marcação simulando a posição de parada das fontes são inseridos nos

aplicadores em todo o caminho até suas extremidades fechadas. Duas radiografias são então obtidas para localizar os aplicadores e os fios marcadores (figura 8). As radiografias podem ser obtidas em uma geometria perfeitamente ortogonal, quase (ou semi) ortogonal, quando um acessório de reconstrução é colocado em torno da paciente e, em uma geometria isocêntrica, normalmente usada para aplicações intersticiais com muitos cateteres (KHAN, GIBBONS, 2014).

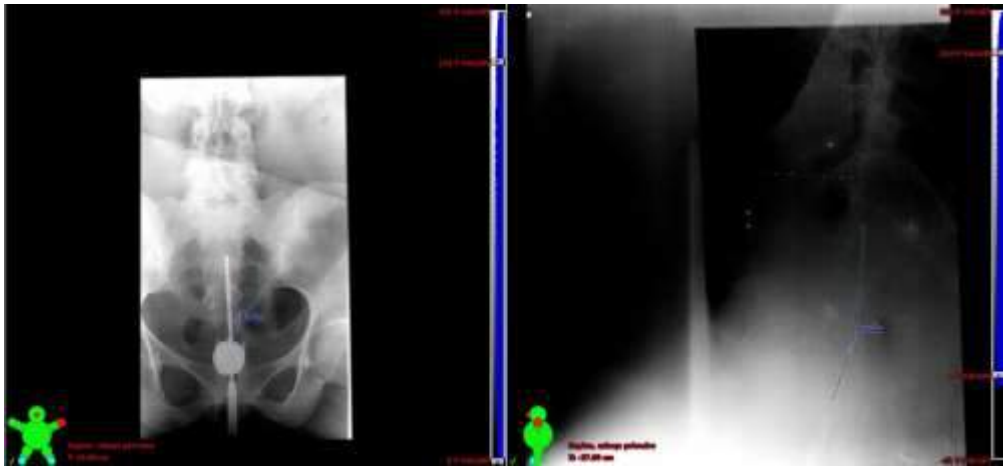


Figura 8. Radiografias ortogonais anterior e lateral, de uma paciente com câncer de colo de útero, para demarcação dos pontos de parada fonte. É possível ver na imagem o aplicador tipo sonda e um cateter contraste inserido na bexiga.

Em seguida, o aplicador é ligado ao equipamento de HDR através de um cateter de transferência de tamanho específico para o aplicador. A soma das dimensões do aplicador e cateter de transferência deve corresponder ao tamanho do cabo da fonte para segurança do procedimento.

Os filmes de simulação são rotulados com nome da paciente, data, identificação e comprimento do cateter. As regiões de interesse incluindo as estruturas anatômicas onde a contribuição da dose será calculada são desenhadas nos filmes (KHAN, GIBBONS, 2014).

2.9.3.3 Planejamento Computacional e Cálculo da Dose

O planejamento do tratamento pode ser baseado nas radiografias ou imagem tridimensional (3-D). Tradicionalmente o planejamento computacional de braquiterapia é baseado em radiografia ortogonal, porém a distribuição de dose é calculada em três dimensões.

O planejamento computacional com imagens radiográficas se inicia com a entrada dos dados da paciente no sistema, digitalização dos filmes e demarcação de pontos dos volumes alvo e dos órgãos de risco nas imagens. Fiduciais dos acessórios de reconstrução, caso estes tenham sido usados, também são marcados nessa fase. Pontos de especificação de dose são selecionados e marcados, podendo ser usados para otimizar a distribuição da dose de acordo com as restrições (KHAN, GIBBONS, 2014).

A maioria dos métodos de otimização consiste em obter as doses desejadas em um número de pontos designados pelo planejador. As doses dos pontos de prescrição funcionam como valores objetivos da otimização enquanto as doses dos pontos dos órgãos de risco funcionam como restrições. Os códigos dos softwares para o cálculo das doses são escritos a fim de encontrar tempos ótimos de permanência da fonte em cada ponto de parada selecionado, resultando em doses mais próximas possíveis dos valores desejados para cada região (KHAN, GIBBONS, 2014).

Após a revisão e aprovação do médico, o plano é impresso com toda a entrada e saída de dados incluindo posições de origem planejadas e tempos de espera da fonte (KHAN, GIBBONS, 2014).

A distribuição de dose em torno de uma fonte linear de Irídio-192, usada em pós-carregadores HDR, pode ser calculada através de alguns métodos, entre eles formalismo TG-43 e Monte Carlo. O formalismo do TG-43 é bastante adequado para fontes de design complexo ou fontes em que os efeitos do seu encapsulamento não podem ser modelados com precisão analiticamente (KHAN, GIBBONS, 2014).

Dados básicos para fontes comerciais de HDR foram medidos ou calculados com Monte Carlo e, podem ser usados como base de um algoritmo de computação da dose ou como garantia de qualidade de sistemas de planejamento de tratamento para afterloaders que usam essas fontes e, em alternativa, a fórmula geral do TG-43 pode ser utilizada (KHAN, GIBBONS, 2014).

No entanto, um sistema de planejamento de tratamento HDR pode ou não incorporar esses dados. Alguns sistemas baseiam-se em uma aproximação de fonte pontual, ignorando, por exemplo, a filtragem oblíqua através da fonte ou sua anisotropia, então o usuário desses sistemas deve estar ciente das limitações da precisão desses algoritmos (KHAN, GIBBONS, 2014).

Este trabalho se caracteriza por construir um programa computacional que calcule a taxa de dose nos pontos desejados baseado no formalismo do TG-43, incluindo todos os dados das fontes tabelados nele.

2.9.3.4 Verificação do Plano de Tratamento

A verificação independente de um planejamento computacional é uma parte essencial da garantia de qualidade em radioterapia. Em particular, na braquiterapia, algumas destas verificações consistem em conferir os dados de entrada, tais como prescrição de dose, comprimento do cateter, tempos de espera e atividade (ou intensidade de kerma no ar) da fonte atual. Verificações pontuais independentes de cálculo de dose, manualmente ou por um segundo programa de computador são fortemente recomendadas.

Uma verificação da dose no ponto de prescrição (ou outro ponto adequado) dentro de ± 5% é dada como razoável, considerando os severos gradientes de dose encontrados na braquiterapia (KHAN, GIBBONS, 2014).

2.9.3.5 Entrega da Dose

Por último, o físico importa os dados da paciente que estão no sistema de planejamento para o console do equipamento de HDR. Este converte os tempos de tratamento considerando a atividade da fonte neste dia. O físico conecta os cabos e trata a paciente, observando-a e comunicando-se, se necessário, pelo sistema de áudio e vídeo externo. Ao final do tratamento deve ser realizado um levantamento radiométrico em torno da paciente e do cofre da fonte, além de desconectar os cateteres dos aplicadores e retirar estes últimos da paciente.

2.10 Cálculo da Dose

Existem alguns métodos para calcular a dose em um ponto de interesse. Antigamente utilizavam-se métodos mais clássicos que consideravam valores tabelados para combinações diversas de comprimento das fontes, área tratada e distância do ponto de prescrição. Dois destes métodos mais famosos foram o de Paterson-Parker, que objetivava uma distribuição de dose mais uniforme através da

colocação de fontes de maneira não-uniforme (com maior atividade na periferia), e o de Quimby que preconizava um espaçamento uniforme de fontes gerando uma distribuição de dose com um pico de intensidade na região central (LEIBEL, PHILLIPS,1998). Estes métodos ao longo dos anos foram perdendo espaço para sistemas computacionais que permitiam cálculos mais rápidos e em um maior número de pontos. Após medições experimentais mais precisas e simulações de Monte Carlo foi possível aprimorar o algoritmo de cálculo de braquiterapia organizando-o no Formalismo do Grupo Tarefa Número 43, que atualmente é implementado na maioria dos sistemas de planejamento computadorizado para braquiterapia.

2.10.1 Formalismo TG-43

Em 1995, o Grupo Tarefa Número 43 (TG-43) da Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE) publicou um protocolo clínico para dosimetria de fontes de braquiterapia intersticial, coloquialmente conhecido como “Formalismo TG-43”, e providenciou dados de referência de dosimetria para vários modelos de fontes de Irídio-192, Iodo-125 e Paládio-103, disponíveis comercialmente naquele momento. Este relatório foi fundamental para aumentar a precisão do cálculo da dose e uniformizar práticas clínicas de dosimetria para fontes emissoras de fótons de baixa energia, após aceitação geral e implementação do Formalismo TG-43 pelos vendedores na braquiterapia, pelos sistemas de planejamento do tratamento (TPS) e pela comunidade de usuários. O desenvolvimento dos métodos do TG-43 na área de dosimetria de fontes de braquiterapia de baixa energia (fontes emissoras de fótons com energia média menor ou igual a 50 keV) foi realizado pelo Grupo Tarefa de Dosimetria da Fonte de Braquiterapia de Baixa Energia da AAPM (AAPM *Low Energy Brachytherapy Source Dosimetry* (LEBD) *Working Group*) (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

As fontes tradicionais de baixa taxa de dose (LDR), como sementes e fios de Irídio-192 e, tubos e esferas de Césio-137 eram a base para uma série de aplicações de braquiterapia, mas muitos modelos novos de fontes de alta taxa de dose (HDR) foram projetados para uso em máquinas de pós-carregamento remoto, como por exemplo fontes de Cobalto-60. Posteriormente, para aplicações

intracavitárias e intersticiais de braquiterapia, as unidades HDR de pós-carregamento remoto passaram a substituir as fontes tradicionais de LDR. As fontes específicas de braquiterapia de alta energia (definidas como fontes emissoras de fótons com energia média superior a 50 keV) passaram a incluir fontes Irídio-192, Césio-137, Cobalto-60 e Ouro-198 (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A AAPM revisou e publicou conjuntos de dados de referência e qualidade para dosimetria de fontes de braquiterapia de baixa taxa de dose nos relatórios do LEBD (TG-43, TG-43U1, e TG-43U1S1). Para fontes de alta energia, a AAPM ou a Sociedade Europeia de Radioterapia e Oncologia (ESTRO- *European Society for Radiotherapy and Oncology*) não fizeram recomendações sobre os métodos apropriados para a aquisição e formação desses conjuntos de dados, então o Subcomitê de Braquiterapia (BTSC) da AAPM formou o Grupo Tarefa de Dosimetria das Fontes de Braquiterapia de Alta Energia (HEBD- High Energy Brachytherapy Source Dosimetry Working Group) para focar em fontes de braquiterapia emissoras de fótons com energia média superior a 50 keV (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A HEBD tem as seguintes obrigações: 1. Compilar uma lista de fontes de braquiterapia de alta energia comumente usadas na América do Norte e Europa, para as quais os conjuntos de dados e diretrizes de dosimetria recomendados pelo HEBD serão aplicados, ou seja, revisar a construção e os dados de dosimetria publicados disponíveis para Irídio-192, Césio-137 e Cobalto-60, fontes que continuam em uso clínico na América do Norte ou na Europa e satisfazem os pré-requisitos dosimétricos da AAPM; 2. Desenvolver pré-requisitos dosimétricos para uso clínico rotineiro de fontes de braquiterapia de alta energia, semelhantemente ao desenvolvimento dos pré-requisitos de dosimetria de braquiterapia de baixa energia; 3. Desenvolver uma extensão do formalismo de cálculo da dose do TG-43 aplicável a fontes alongadas, ou seja, com dimensões lineares máximas que sejam grandes ou comparáveis às típicas distâncias de cálculo; 4. Fornecer um consenso dos conjuntos de dados para as fontes definidas no tópico 1 acima, usando os formalismos aceitáveis para o cálculo da dose, ou seja, analisar criticamente os dados dosimétricos publicados para cada fonte compatível com os pré-requisitos dos modelos listados no tópico 1 e, desenvolver um consenso para um conjunto completo de dados a fim de apoiar o planejamento clínico para cada modelo de

fonte; 5. Realizar uma revisão dos requisitos existentes de calibração da fonte clínica e recomendações para fontes de alta energia (LDR / HDR / PDR); 6. Fornecer um Registro de Fonte de Braquiterapia (BSR) para acesso baseado na Web à dados de dosimetria de fonte de braquiterapia de alta energia que atendam aos pré-requisitos definidos no tópico 2. Além disso, a HEBD deve desenvolver diretrizes para os pesquisadores sobre o uso de dosimetria computacional e experimental para determinação de parâmetros de dosimetria de fonte de braquiterapia de alta energia (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A metodologia seguida para obter o consenso dos dados para dosimetria de fontes de alta energia consistiu em pré revisar a literatura examinando dados que foram obtidos, para cada fonte, por meio de medições experimentais e estudos de Monte Carlo (MC) (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

2.10.1.1 Dados Detalhados para Dosimetria de Fontes de Braquiterapia Emissoras de Fótons de Alta Energia

Na prática clínica, uma fonte HDR é fixada a um cabo, de modo que sua posição e orientação sejam facilmente identificadas. Assim, escolhem-se como eixos longitudinal e transversal os eixos Z e Y, respectivamente, e a origem é tomada como o centro da parte ativa, com o eixo Z positivo direcionado através da fonte (figura 9).

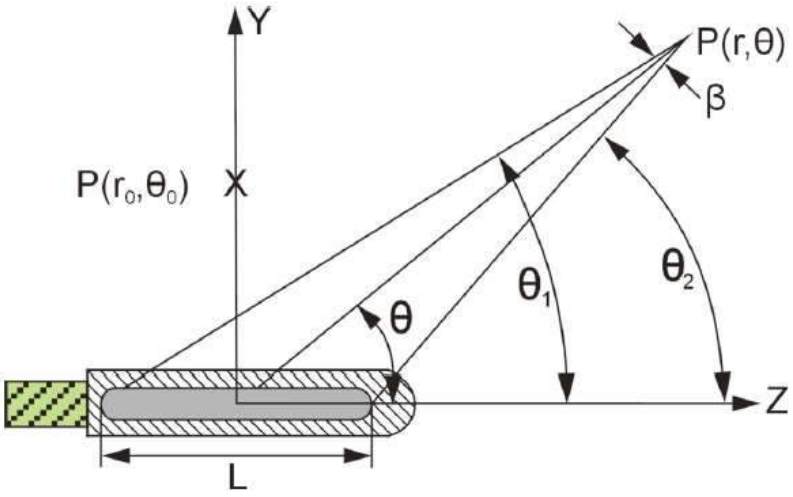


Figura 9. Sistema de coordenada polar de referência para fontes que emitem fótons de alta energia. Imagem retirada do Formalismo TG-43.

A equação geral para o cálculo da taxa de dose presente no Formalismo TG-43 (1995) consiste em:

$$\dot{D}(r,\theta) = S_K \Lambda \frac{G_L(r,\theta)}{G_L(r_0,\theta_0)} g_L(r) F(r,\theta) \qquad (1)$$

Em que r é a distância do centro da fonte ativa até o ponto de interesse, r_0 consiste na distância de referência que é especificada para ser igual a 1 cm neste protocolo, e θ denota o ângulo polar especificando o ponto de interesse, P(r,θ), relativo ao eixo longitudinal da fonte. O ângulo de referência, θ_0, define o plano transversal à fonte, e é especificado como sendo igual a 90º. L consiste no comprimento, em centímetros, da fonte ativa (comprimento da parte radioativa da fonte), que para a fonte de Irídio-192 do modelo GammaMed HDR Plus (Sistema Médico Varian) utilizado neste trabalho é igual a 0,35 cm (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

S_k representa a intensidade de kerma no ar, expressa pela unidade U ($uGy.m^2.h^{-1}$) e é dada pelo produto da taxa de kerma no ar e o quadrado da distância entre o ponto de interesse e o centro da fonte no seu plano transversal. Ela substitui a atividade da fonte nos antigos formalismos de cálculo da dose. (HEBD Working Group, 2012).

∧ é uma constante que representa a taxa de dose na água por unidade de intensidade de kerma no ar. ∧ é dada pela unidade $uGy.h^{-1}.U^{-1}$ e definida como a taxa de dose em um ponto $P(r_0,\theta_0)$ por unidade de S_k. O valor de consenso determinado pela AAPM de ∧ é igual a 1,117 $cGy.\ h^{-1}.U^{-1}$, para o modelo de fonte utilizado neste trabalho (HEBD Working Group, 2012).

A função geometria da fonte, $G_L(r,\theta)$, é dada pela fórmula:

$$G_L(r,\theta)=\frac{\cos^{-1}\left(\frac{r\cos\theta-\frac{L}{2}}{\sqrt{r^2+\left(\frac{L}{2}\right)^2-Lr\cos\theta}}\right)-\cos^{-1}\left(\frac{r\cos\theta+\frac{L}{2}}{\sqrt{r^2+\left(\frac{L}{2}\right)^2+Lr\cos\theta}}\right)}{Lr\sin\theta}, \quad (2)$$

$G_L(r_0,\theta_0)$ é obtido pela fórmula acima com valores de r_0 igual a 1 cm, θ_0 igual a 90 graus e, L=0,35 cm.

$g_L(r)$ assume valores que variam dependendo de r (cm) de acordo com a tabela (para um modelo de fonte GammaMed HDR Plus), retirada do formalismo TG-43, abaixo:

g(r)	
r (cm)	Varian GammaMed HDR Plus L=0,35 cm
0,00	*0,998*
0,20	0,998
0,25	**0,997**
0,50	**0,996**
0,75	**0,998**
1	1
1,5	1,003
2	1,006
3	1,006
4	1,004
5	0,999
6	0,993
8	0,968
10	0,935

Tabela 2. Valores da função da dose radial para fontes de braquiterapia HDR. Dados interpolados/ extrapolados estão em negrito/ sublinhados e, valores dentro da fonte estão em itálico.

A função anisotropia F(r,θ), em relação à taxa de dose em r_0= 1 cm e θ_0= 90º, é obtida através da tabela apresentada no Anexo A.

O modelo de fonte de Irídio-192 (esquematizado na imagem abaixo) utilizado neste trabalho para desenvolvimento do programa computacional e cálculo da dose é o GammaMed HDR Plus compatível com o Varian Medical Systems. Este modelo possui um núcleo ativo de 3.5 mm de comprimento e 0.7 mm de diâmetro, a fonte física apresenta 4.52 mm de comprimento e 0.9 mm de diâmetro. A distância da ponta da fonte física até a extremidade da face distal do núcleo da fonte ativa é de 0,62 mm (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

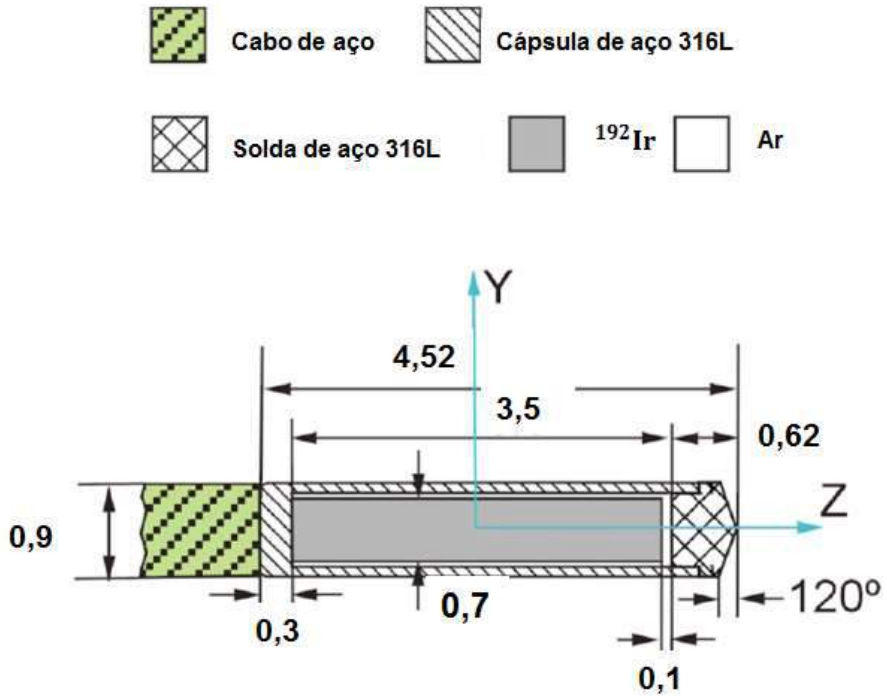


Figura 10. Materiais e dimensões (mm) da fonte de ^{192}Ir do HDR GammaMed Plus da Varian Medical Systems. Imagem retirada do Formalismo TG-43.

O formalismo TG-43 aplica-se para fontes com distribuições de dose cilindricamente simétricas em relação ao eixo longitudinal da fonte. As fontes de HDR discutidas neste relatório podem ser representadas por uma cápsula e um cabo e, consequentemente, são assimétricas em relação ao plano transversal. O consenso dos conjuntos de dados apresentados neste formalismo supõe que as distribuições de dose sejam simétricas em relação ao plano transversal, ou seja, que as distribuições de radioatividade para ambos os lados do plano transversal são imagens espelhadas uma da outra. Para as fontes incluídas neste relatório, apenas a aproximação de fonte linear é usada na função da geometria aplicada (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Programa de Conferência do Cálculo da Dose em um Ponto de Interesse

Na braquiterapia o físico médico faz o planejamento da paciente no momento em que a mesma será tratada. A partir das doses prescritas, do aplicador escolhido pelo médico e das imagens de raios-x (realizadas na hora do tratamento), o físico é capaz de calcular as doses em cada ponto de referência através do sistema de planejamento. Este último pode gerar um relatório com algumas informações da fonte, da paciente e do planejamento, incluindo as doses (cGy) em cada ponto e suas coordenadas (cm). Esses relatórios/arquivos são padronizados e só alteram os valores específicos para cada paciente.

Por meio da prescrição do médico para a dose total a ser recebida pela paciente em uma sessão de braquiterapia, o físico estabelece o tempo de permanência da fonte nos pontos de parada de cada aplicador e qual canal do sistema de pós-carregamento está associado a este aplicador, garantido que a dose prescrita seja entregue nos pontos de referência e que os limites de dose nos órgãos de risco sejam respeitados.

Os pontos de parada e de referência são, respectivamente, os pontos em que a fonte permanece um tempo entregando dose e os pontos de interesse do físico onde a dose é calculada. A dose obtida em um ponto de referência consiste na soma da contribuição de dose dada pela fonte em cada ponto de parada. O relatório da paciente apresenta as coordenadas x, y e z dos pontos de parada e dos pontos de referência.

Na figura 11 é possível visualizar o relatório de uma paciente com câncer de colo do útero inserido manualmente no programa do MATLAB (este arquivo no formato DICOM está no Anexo B). Nesta imagem é possível visualizar em “Applicators” duas tabelas com as coordenadas dos pontos de parada para o canal 1 e 2 e, em “Reference Points” observam-se as coordenadas dos pontos de referência da bexiga, do reto e do sigmoide. Em “Reference Lines” encontram-se as coordenadas e doses fração para os demais pontos de referência. No Anexo C é possível encontrar como exemplo outro relatório que foi utilizado neste trabalho.

TREATMENT PLAN REPORT

PATIENT

Name:	**Paciente1**	Colo Uterino	365403, BRADESCO
Birthdate:	Friday, August 26, 1977	**Sex:**	Female
Primary Oncologist:		**Primary Oncologist ID:**	
Primary Physician:	-	**Primary Physician ID:**	-

PLAN

General

Plan ID:	1 Apl
Course ID:	Braq
Course Intent:	
Plan Created:	Thursday, April 11, 2019 4:02:06 PM by
Plan Last Modified:	Thursday, April 11, 2019 4:10:57 PM by
Technique:	INTRACAVITARY
Application Setup Type:	OTHER
Applicators:	2
Active sources:	16 (of 26)

Radioactive source

Treatment Time:	334.00 s
Total Air Kerma Strength:	3776.06 cGy cm² (nominal)
Total Curie Seconds:	3340.00 (nominal)
Source Model:	GMP Ir-192 HDR (Approved)
Source Model Last Modified:	Wednesday, February 10, 2016 6:58:08 PM
Half Life:	73.83 d
Treatment Unit:	GammaMed
Treatment Unit Last Modified:	Thursday, July 06, 2017 10:19:38 AM
Wire Serial Number:	24-05-7303-003-121918-14119-89
Nominal Activity Date:	Thursday, January 24, 2019 12:00:00 AM
Nominal Activity:	10000.00 mCi
Nominal Strength:	40700.00 cGy cm² / h
Treatment Activity:	10000.00 mCi (nominal)
Treatment Strength:	40700.00 cGy cm² / h (nominal)
Treatment Date:	Thursday, April 11, 2019 12:00:00 AM

Dose Prescription

Target Volume:	-
Prescribed Dose:	700.0 cGy (700.0 cGy / fraction)
Number of Fractions:	1
Prescribed Dose Percentage:	100.0 %
Primary Reference Point:	None
Dose at primary reference point:	700.0 cGy (700.0 cGy / fraction)
Relative Dose at Primary Reference Point:	100.0 %
Dose Calculation Medium:	Homogeneous
Dose Calculation Method:	Algorithm: TG-43
	Creation time: Thursday, April 11, 2019 4:10:06 PM

Dosimetric Quality Parameters

Structure	ID	Value

Image

Image ID: Water phantom
Image Name: BV water phantom
Image Series ID: Water phantom
Series Comment:
Water phantom
Image Modality: CT
Imaging Device: **Def_CTScanner**
Model: CTScanner
Manufacturer: Varian Medical Systems
Serial Number:
Patient Imaging Orientation: Head First-Supine
Patient Treatment Orientation: Head First-Supine
Planning Coordinate System: Standard
Image Origin: User origin DICOM offset = (0.00cm, 0.00cm, 0.00cm)
Image Approval: Thursday, April 11, 2019 4:10:21 PM by

Structures

Structure Set ID: Water phantom

ID	Type	CT Value	Approval Status
Water	Control region	0.0 HU	Approved

Applicators

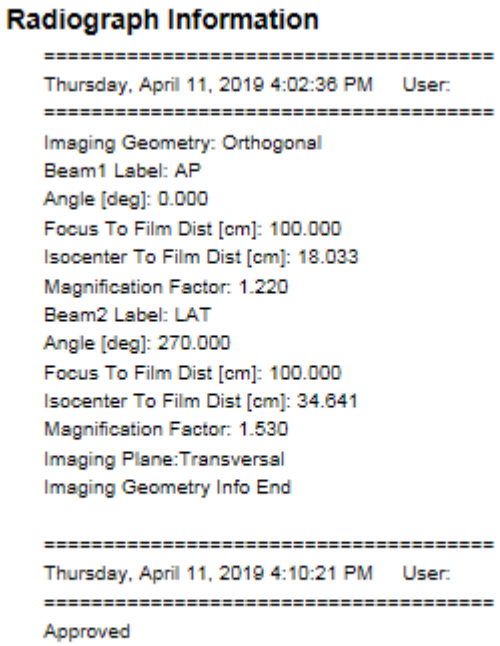
Dwell times are displayed for a single fraction

Applicator ID: Applicator1
Channel: 1
Origin: 0.00 cm
Step Size: 0.50 cm
Length: 130.00 cm
Channel Total Dwell Time: 175.20 s
Treatment AKR: 40700.00 cGy cm² / h (nominal)
Treatment Activity: 10000.00 mCi (nominal)
Treatment Unit: GammaMed
Source ID: Janeiro2019
Source Model: GMP Ir-192 HDR
Dose Calculation Model: Linear source

Index	Dwell Time [s]	Coordinates [cm] (x,y,z)
1	40.80	-0.02 -1.03 3.42
2	17.90	-0.00 -0.86 2.95
3	20.90	0.01 -0.69 2.48
4	19.60	0.02 -0.52 2.01
5	18.70	0.03 -0.36 1.54
6	17.50	0.04 -0.19 1.07
7	16.50	0.03 -0.06 0.59
8	23.30	0.00 0.05 0.10

Solid Applicator ID: 60deg ring 5mm c
Applicator ID: ring
Channel: 2
Origin: 0.00 cm
Step Size: 0.50 cm
Length: 130.00 cm
Channel Total Dwell Time: 158.80 s
Solid Applicator Part No: AL07364000
Treatment AKR: 40700.00 cGy cm² / h (nominal)
Treatment Activity: 10000.00 mCi (nominal)
Treatment Unit: GammaMed
Source ID: Janeiro2019
Source Model: GMP Ir-192 HDR
Dose Calculation Model: Linear source

Index	Dwell Time [s]	Coordinates [cm] (x,y,z)
1	0.00	-0.78 -1.47 -0.22
2	0.00	-1.18 -1.19 -0.10
3	20.20	-1.46 -0.81 0.06
4	19.90	-1.60 -0.38 0.25
5	19.80	-1.59 0.08 0.44
6	19.70	-1.43 0.52 0.62
7	0.00	-1.13 0.86 0.78
8	0.00	-0.73 1.15 0.89
9	0.00	-0.25 1.29 0.94
10	0.00	0.25 1.28 0.94
11	0.00	0.72 1.14 0.87



Radiograph Information

==========

Thursday, April 11, 2019 4:02:36 PM User:

==========

Imaging Geometry: Orthogonal
Beam1 Label: AP
Angle [deg]: 0.000
Focus To Film Dist [cm]: 100.000
Isocenter To Film Dist [cm]: 18.033
Magnification Factor: 1.220
Beam2 Label: LAT
Angle [deg]: 270.000
Focus To Film Dist [cm]: 100.000
Isocenter To Film Dist [cm]: 34.641
Magnification Factor: 1.530
Imaging Plane:Transversal
Imaging Geometry Info End

==========

Thursday, April 11, 2019 4:10:21 PM User:

==========

Approved

Figura 11. Relatório de planejamento de braquiterapia de alta taxa de dose do sistema de planejamento Brachyvision/Eclipse.

Alguns dados entram no programa (inputs) para a realização de todos os cálculos que ele se propõe a fazer. O fluxograma da figura 12 explicita os dados inseridos automaticamente provenientes do arquivo DICOM e manualmente provenientes do relatório.



Figura 12. Fluxograma apresentando os dados de entrada (inputs) do programa, retirados do arquivo DICOM e do relatório.

Através do programa computacional desenvolvido neste trabalho, o físico pode calcular a dose no ponto desejado através da fórmula (1), dependente de r e θ. Posteriormente o programa fornece a discrepância entre as doses calculadas pelo programa e pelo sistema de planejamento (dose presente no relatório gerado pelo físico e denominada na mesma como “dose fração”), contribuindo para que ele tenha uma maneira de verificar a dose no momento do tratamento como forma de segurança à paciente.

A discrepância deve estar dentro de um limite aceitável de ± 5% (KHAN, GIBBONS, 2014) e é calculada pela fórmula: Discrepância (%) = $(|(D_1 – D_2)/D_2|)x100$; em que D_1 é a dose calculada pelo programa e D_2 consiste na dose retirada do relatório da paciente, que foi calculada pelo físico no sistema de planejamento e precisa ser inserida manualmente no programa.

Para o cálculo da dose nos pontos de referência o programa retira do arquivo DICOM da paciente as coordenadas dos pontos de parada (representados na figura 13 por F_{i-1}, F_i e F_{i+1}), para cada canal, da fonte, enquanto as coordenadas dos pontos de referência (representados na figura 13 por P_A) são inseridas manualmente pelo físico, exceto para alguns pontos de referência principais, por exemplo, os pontos referentes ao reto, à bexiga e ao sigmóide, que são inseridos automaticamente. A esses pontos pode ser dada maior atenção por parte do físico, por serem os pontos de referência correspondentes aos órgãos de risco para o tratamento do colo do útero, cujos valores de dose não podem exceder 70% da dose total prescrita, para a bexiga, 65% para o reto e, 55% para o sigmóide (valores utilizados na rotina do INCA, e que podem variar para outros serviços, dependendo dos protocolos utilizados) (HANSE, ROACH, 2018).

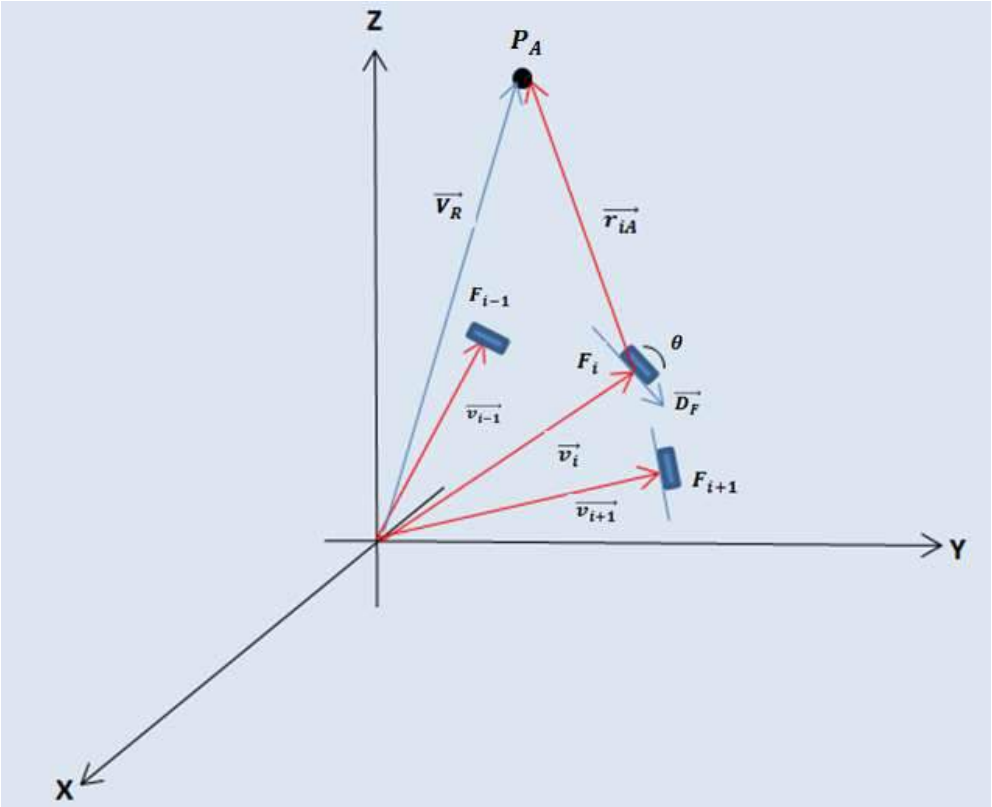


Figura 13. Representação de 3 posições sequenciais de parada da fonte (F_{i-1}, F_i e F_{i+1}) e um ponto de cálculo P_A.

As coordenadas dos pontos de parada e de referência são utilizadas para obtenção de r e θ. r é o módulo do vetor da direção do ponto de referência ($\mathbf{r}_{iA}$). θ é o ângulo entre o vetor da direção do ponto de referência ($\mathbf{r}_{iA}$) e o vetor da direção da fonte ($\mathbf{D}_F$) (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A partir de r e θ, então, é possível obter $G_L(r,\theta)$ pela equação 2, $g_L(r)$ através da tabela 2 e $F(r,\theta)$ pela tabela apresentada no Anexo A. Para os valores de anisotropia, se r e θ não coincidirem exatamente com os valores tabelados é feito um arredondamento e para obtenção da função radial, caso r não coincida com os valores tabelados, é feita uma interpolação linear (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2012).

A fonte entrega uma taxa de dose nos pontos de referência durante o tempo que está em cada ponto de parada. Portanto, a taxa de dose obtida em um ponto de referência em relação a um ponto de parada deve ser multiplicada pelo tempo em que a fonte ficou naquele ponto. Esses tempos foram obtidos por meio de uma subtração entre os tempos de chegada e saída (obtidos no arquivo DICOM) da fonte em cada ponto de parada. A dose (cGy) em um único ponto de referência é, então, a

soma de todas as taxas de dose referente a cada ponto de parada da fonte, multiplicadas pelo tempo em que permanece em cada ponto.

Esse programa também é capaz de ler o valor da constante de intensidade de kerma no ar (S_k) presente no relatório da paciente e compará-lo com o valor dessa constante que foi inserido e é fixo no código do programa (que devem ser iguais), de forma que se os valores forem diferentes aparece um aviso alertando a incompatibilidade entre os mesmos e, a discrepância entre eles. A fonte de Irídio-192 do modelo GammaMed HDR Plus usada neste trabalho possui S_k igual a 40700.00 cGy cm² h^{-1}(equivalente a 10 Ci – padrão de cálculo dos sistemas de planejamento), portanto se o aviso aparecer para o físico há algo de inconsistente no relatório e deve ser averiguado.

Por último, o programa entrega o tempo total de tratamento atualizado para o dia do cálculo e a atividade atualizada da fonte, permitindo ao físico comparar, rapidamente, esses valores com os mesmos correspondentes que estarão expostos em sua tela de computador de controle do equipamento de braquiterapia, de maneira a submeter o processo de planejamento a mais uma etapa de verificação evitando possíveis erros e aumentando a segurança no momento do tratamento.

O tempo total consiste na soma dos tempos de permanência da fonte em cada canal do sistema de pós-carregamento remoto, portanto o programa apresenta os tempos da fonte, retirados do relatório, em cada canal e, a soma deles (tempo total do tratamento).

Para verificação da atividade (A) da fonte para o dia do tratamento o programa é capaz de calculá-la através da fórmula: $A=A_0e^{-\lambda t}$; em que t é o tempo decorrido entre a data de fabricação da fonte e a data do tratamento. A data de fabricação da fonte é denominada, de forma padronizada, nos relatórios como data da atividade nominal da fonte.

O código do programa computacional desenvolvido neste trabalho encontra-se no Apêndice A.

4 RESULTADOS

A resposta do programa para a conferência das doses de 10 pacientes diferentes é mostrada na figura 14. É possível observar que as discrepâncias obtidas entre a dose calculada pelo programa e pelo sistema de planejamento da Varian estão abaixo de 5%, o que evidencia a boa performance do programa verificador. Em uma rotina de conferência de cálculo, esta baixa discrepância seria um sinalizador para que o físico concluísse o tratamento na sequência. Caso o valor da discrepância fosse muito alto, caberia ao físico averiguar que parâmetros estariam acarretando esta diferença, como o posicionamento da fonte (que alteraria as coordenadas) ou os tempos de parada da fonte em cada canal. Depois disso ele deveria corrigir e recalcular.

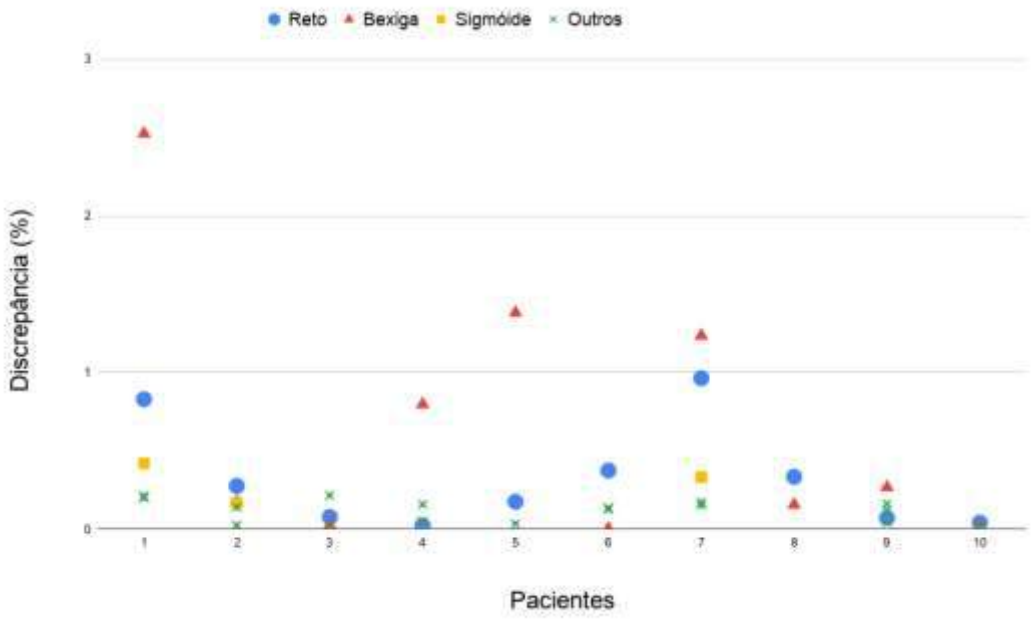


Figura 14. Gráfico apresentando as diferenças percentuais encontradas para as doses no reto, bexiga, sigmoide e outros pontos para cada uma das pacientes.

Além disso, o programa fornece o tempo de permanência da fonte nos canais 1 e 2, o tempo total de tratamento e a atividade da fonte no dia, parâmetros que devem ser comparados com os valores dos mesmos expostos na tela do computador controlador do equipamento de braquiterapia. Esta comparação não foi feita pois o programa não fez o cálculo no dia do tratamento e sim retrospectivo.

Contudo uma verificação manual permitiu examinar a exatidão deste cálculo de decaimento.

Na figura 15 é mostrada a resposta do programa computacional para a paciente 1 do gráfico acima, com todos os dados para conferência fornecidos (inclusive as doses calculadas pelo programa em cada ponto solicitado, e suas respectivas discrepâncias). No Anexo D é possível encontrar a resposta do programa para mais algumas pacientes.

```
Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema
GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo
tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos
de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.

O tempo do canal 1 do tratamento e (em segundos): 175.2
O tempo do canal 2 do tratamento e (em segundos): 158.8
O tempo total do tratamento e (em segundos): 334

Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: 24
Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: 1
Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: 2019
Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): 4.8534

Digite a dose fracao (cGy) calculada para Bex1 :
350
Digite a dose fracao (cGy) calculada para Sig1 :
179.2
Digite a dose fracao (cGy) calculada para Reto1 :
466.2
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A dir1 :
701.5
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A esq1 :
700.5


Dose no ponto Bex1 : 348.954   Discrepancia: 2.5268
Dose no ponto Sig1 : 179.9531   Discrepancia: 0.42027
Dose no ponto Reto1 : 462.3264   Discrepancia: 0.8309
Dose no ponto A dir1 : 702.9095   Discrepancia: 0.20092
Dose no ponto A esq1 : 702.0006   Discrepancia: 0.21422



Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 1
-2
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 1
-0.68
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 1
2.27
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 1
706.8
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 2
2.04
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 2
-0.67
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 2
2.24
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 2
693.5
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: nao
Dose no Ponto 1: 708.1974    Discrepancia: 0.1977
Dose no Ponto 2: 696.6837    Discrepancia: 0.45907
```

Figura 15. Resposta do programa desenvolvido em MATLAB para o relatório da figura 11, referente à paciente 1.

A discrepância encontrada entre as doses pode ter sido causada pelos arredondamentos dos valores da anisotropia e da dose radial e, pelo cálculo aproximado do vetor direção da fonte. Além de que, a dose radial foi calculada de

maneiras diferentes no sistema de planejamento da Varian e no programa (que usou valores tabelados de $g_L(r)$ do Formalismo TG-43).

O sistema de planejamento faz uma simplificação na implementação da função radial $g_L(r)$. Ao invés de utilizar os valores tabelados, ele utiliza funções ajustadas a esses valores. As funções utilizadas por ele são os polinômios de Meisberg (grau 3) (Apêndice B) e a função espalhamento de Van Kleffens (Apêndice C) (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2017). A escolha destas funções é feita pelo físico no ambiente de configuração do sistema.

A incerteza do cálculo de dose do TG-43 é bastante complexa. DeWerd e colegas (DEWERD, 2011) analisaram as incertezas em várias etapas do processo da braquiterapia, desde a produção da fonte pelos fabricantes, à determinação da intensidade de kerma no ar nos serviços até o cálculo de dose no paciente pelo sistema de planejamento. A incerteza acumulada para este último passo foi estimada em 3,4% (k=1) para fontes de alta energia. Pela semelhança da metodologia aplicada nos cálculos feitos pelo programa desenvolvido neste trabalho, estima-se uma incerteza de valor similar a este último.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido um programa computacional de verificação do cálculo da dose na braquiterapia ginecológica. Ele utiliza parâmetros oriundos do sistema de planejamento e calcula (baseado no formalismo do Grupo Tarefa TG-43 da Associação Americana de Física Médica) doses em pontos de referência, tempo total de aplicação e atividade da fonte no dia do tratamento. As diferenças entre esses valores calculados pelo programa verificador e os calculados pelo sistema de planejamento ficaram abaixo de 5% para um teste em 10 tratamentos.

Na rotina, o programa acrescentaria um pequeno tempo ao procedimento, mas insignificante perto de outras etapas (colocação de aplicadores, simulação, otimização e cálculo de dose, etc.).

As conferências são realizadas junto ao planejamento, ou seja, a paciente se apresenta anestesiada e, apesar de adequadamente posicionada para o tratamento, em posição incômoda, exigindo-se que o tratamento e a verificação das doses levem o menor tempo possível.

Existem informações do relatório que não estão presentes no arquivo DICOM (formato lido pelo MATLAB), portanto não puderam ser inseridas automaticamente no programa, necessitando ser introduzidas manualmente, o que exige mais algum tempo, como por exemplo, a data da atividade nominal da fonte e as doses calculadas pelo físico pelo sistema de planejamento da Varian (doses presentes no relatório da paciente e denominadas como “dose fração”) que precisam ser inseridas manualmente para calcular a discrepância entre as doses.

Devido à necessidade de inserção das doses presentes no relatório da paciente manualmente para o cálculo da discrepância, o programa não calcula as doses em todos os pontos automaticamente, pois tomaria muito tempo do físico ter que inserir valores de dose para todos os pontos, portanto o programa só calcula automaticamente, sem inserção de coordenadas, as doses em alguns pontos de referência principais, mas dando liberdade para o físico calcular as doses em demais pontos se achar conveniente.

Como perspectivas futuras para esse trabalho, seria interessante que o programa pudesse importar o relatório final do sistema de planejamento Eclipse, pois este é mais completo do que o arquivo DICOM, o que permitiria uma aceleração no processo de obtenção de parâmetros diretamente do sistema de planejamento.

Além disso, é possível considerar para o desenvolvimento futuro deste trabalho:

- A extensão do cálculo a sistemas de braquiterapia de outros fabricantes, inclusive com fontes diferentes do ^{192}Ir;
- A verificação do formato dos aplicadores de braquiterapia e,
- Permitir ao programa gerar uma distribuição de isodoses em planos pré-determinados dos pacientes.

Finalizando, o programa desenvolvido demonstrou ser uma forte ferramenta de controle da qualidade do planejamento de braquiterapia, com um potencial aumento da segurança deste procedimento.

6 REFERÊNCIAS

- ABLE, Charles M.; BRIGHT, Megan; FRIZZELL, Bart. **Quality control of high-dose-rate brachytherapy: treatment delivery analysis using statistical process control**. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2013.
- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD) Working Group. **Report No. 229: Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO**. EUROPEAN SOCIETY FOR RADIOTHERAPY & ONCOLOGY. 2012.
- ATTIX, Frank Herbert. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. John Wiley & Sons. 1986.
- BENIAS, Petros C. *et al*. **Structure and Distribution of an Unrecognized Interstitium in Human Tissues**. Scientific Reports. 2018.
- DEWERD, L. A. *et al*. **A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO.** Med. Phys. 38, p. 782-801. 2011.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Controle do Câncer: uma proposta de integração ensino-serviço.** 2 ed. rev. atual. Rio de Janeiro: Pro-Onco. 1993.
- HAERTEL, Maryah. **Estudo do protocolo de cálculos dosimétricos em braquiterapia com sementes implantáveis**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2007.
- HANSE, Eric K.; ROACH, Mack. **Handbook of Evidence-Based Radiation Oncology**. *3rd Edition.* Springer International Publishing AG, part of Springer Nature. 2018.
- HANSELMAN, Duane; LITTLEFIELD, Bruce. **Mastering Matlab**. Upper Saddle River, NJ: Pearson. 2011.
- INCA. **INCA solta estimativa de números de câncer no Brasil em 2018/2019. 2018**. Disponível em: https://cbdl.org.br/inca.
- INCA. Ministério da Saúde. **Câncer do Colo do Útero**. 2019. Disponível em: https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-do-colo-do-utero.

- INCA. Ministério da Saúde. **Fatores de Risco**. 2019. Disponível em: https://www.inca.gov.br/controle-do-cancer-do-colo-do-utero/fatores-de-risco.
- INCA. Ministério da Saúde. **Radioterapia**. 2019. Disponível em: https://www.inca.gov.br/tratamento/radioterapia.
- KHAN, Faiz; GIBBONS, John. **The Physics of Radiation Therapy**. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, a WOLTERS KLUWER business. 2014.
- LEIBEL, S. A.; PHILLIPS, T. L. **Textbook of Radiation Oncology**. W.B. Saunders Company. Pensilvânia, Filadélfia. 1998.
- MARTÍNEZ-MONGE, Rafael *et al*. **Perioperative high-dose-rate brachytherapy in locally advanced and recurrent gynecological cancer: Final results of a Phase II trial**. Brachytherapy. 2018.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. Instituto Internacional de Câncer (INCA). **Braquiterapia de Alta Taxa de Dose para Físicos: Fundamentos, Calibração e Controle de Qualidade**. RJ, 2008.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Manual De Bases Técnicas Da Oncologia – Sia/Sus - Sistema De Informações Ambulatoriais**. Brasília-DF, 2011.
- NATH, Ravinder *et al*. **Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43**. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE And John Wiley & Sons Ltd. 1995.
- OCHOA, Ricardo *et al*. **Design of a phantom for the quality control of high dose rate ^{192}Ir source used in brachytherapy**. Radiotherapy and oncology. 2007.
- ORTON, Colin G. **High dose rate versus low dose rate brachytherapy for gynecological cancer**. In: Seminars in radiation oncology. WB Saunders, 1993.
- PALMER, Antony L.; NISBET, Andrew; BRADLEY, David. **Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques**. Physics in medicine & biology. 2013.
- PODGORSAK, Ervin B. *et al*. **Radiation oncology physics**. International Atomic Energy Agency. Vienna, 2005.
- RESNICK, Robert; EISBERG, Robert. **Física quântica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas**. Editora Campus. 1979.

- ROCKEY, William M. *et al*. **The dosimetric impact of vaginal balloon-packing on intracavitary high-dose-rate brachytherapy for gynecological cancer**. Journal of contemporary brachytherapy. 2013.
- RODRIGUES, Paulo Marcelo. **RADIOTERAPIA: O QUE É?**. 2017. Disponível em: https://www.acbgbrasil.org/radioterapia-o-que-e/.
- SOCIEDADE BENEFICENTE ISRAELITA BRASILEIRA. **Câncer de Colo de Útero**. 2016. Disponível em: https://www.einstein.br/doencas-sintomas/cancer-colo-utero.
- TAUHATA, Luiz *et al*. **RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA: FUNDAMENTOS**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Rio de Janeiro, 2014.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **BrachyVision Algorithms Reference Guide**. 2017.
- WADI-RAMAHI, Shada *et al*. **Failure modes and effects analysis in image-guided high-dose-rate brachytherapy: Quality control optimization to reduce errors in treatment volume**. Brachytherapy. 2016.
- WILLIAMSON, Jeffrey F. **Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress**. Institute Of Physics Publishing, Physics In Medicine And Biology. 2006.
- YOSHIDA, Ken *et al*. **Longitudinal analysis of late vaginal mucosal reactions after high-dose-rate brachytherapy in patients with gynecological cancer**. Anticancer research. 2014.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Código do programa computacional desenvolvido neste trabalho através da linguagem MATLAB.

```
function Dose()
display('Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema')
disp('GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo')
disp('tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos')
disp('de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.')

disp(' ')

TempoTotal = info4();
numerodecanais=size(TempoTotal);
total=0;
for i=1:numerodecanais(1)
   disp(['O tempo do canal ',num2str(i),' do tratamento e (em segundos): ', num2str(TempoTotal(i))]);
   total = total +TempoTotal(i);
end

disp(['O tempo total do tratamento e (em segundos): ', num2str(total)]);
disp(' ')

DataHoje = clock;

Ano = DataHoje(1);
Mes = DataHoje(2);
Dia = DataHoje(3);


Ao=10;
meiavidaIridio= 73.83;
lambda=log(2)/(meiavidaIridio);

D1 = input('Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: ');
M1 = input('Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: ');
A1 = input('Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: ');

DeltaT = datenum(Ano,Mes,Dia)-datenum(A1,M1,D1);

Atividade = Ao*exp(-lambda*DeltaT);

disp(['Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): ',num2str(Atividade)]);
```

```
disp(' ')

NomesFicha = NomesNaFicha();

TabelaDoseFracao=zeros(length(NomesFicha),1);

for i=1:length(NomesNaFicha)
    display(['Digite a dose fracao (cGy) calculada para ',NomesFicha{i} ,' :'])
    TabelaDoseFracao(i)=input('');
end
disp(' ')
disp(' ')



PontosParada =info();
PontosReferencia = info1();

DoseTotalPonto = zeros(1,43);
Discrepancia = zeros(1,43);

TabelaAnisotropia = xlsread('TabelaAnisotropia.xlsx','Plan1','A1:CX182');
sz = size(PontosReferencia);
sz2 = size(PontosParada);

for i=1:sz(1)

  for j=1:(sz2(1)-1)

      vetorR = R(PontosReferencia(i,1:3),PontosParada(j,1:3));
      anguloT                                                                    =
t(PontosReferencia(i,1:3),PontosParada(j,1:4),DF(PontosParada,j,sz2(1)));
      DoseTotalPonto(i) = DoseTotalPonto(i) + D(norm(vetorR), anguloT,
TabelaAnisotropia)*PontosParada(j,4);
  end
  Discrepancia(i)                    =                    abs((DoseTotalPonto(i)-
TabelaDoseFracao(i))/TabelaDoseFracao(i))*100;

  if ~isinf(Discrepancia(i))
     disp(['Dose no ponto ',NomesFicha{i},' : ', num2str(DoseTotalPonto(i)),'  ','
Discrepancia: ', num2str(Discrepancia(i))]);
  end
end

disp(' ')
disp(' ')
disp(' ')


str = 'nao';
```

```
pontoi=1;

str2 = input('Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: ', 's');

Discrepanciaintensidadekerma = info2();
if Discrepanciaintensidadekerma~=0
   disp(['A intensidade kerma-ar da ficha nao e compativel com o valor utilizado neste programa computacional, apresentando uma discrepancia de '; Discrepanciaintensidadekerma*100;'%'])
end

TabelaDoseFracao =[];
PontosReferencia=[];
while ~strcmp(str,str2)
        disp(['Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse ',num2str(pontoi),''])
        x = input('');
        disp(['Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse ',num2str(pontoi),''])
        y = input('');
        disp(['Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse ',num2str(pontoi),''])
        z = input('');
        disp(['Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto ',num2str(pontoi),''])
        Novadose = input('');
        Matrizauxiliar = [x,y,z];
        TabelaDoseFracao = [TabelaDoseFracao; Novadose];
        PontosReferencia = [PontosReferencia; Matrizauxiliar];

        pontoi = pontoi +1;
   str2 = input('Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: ', 's');
end

DoseTotalPonto = zeros(1,43);
Discrepancia = zeros(1,43);

sz = size(PontosReferencia);
sz2 = size(PontosParada);
for i=1:sz(1)
  for j=1:(sz2(1)-1)
      vetorR = R(PontosReferencia(i,1:3),PontosParada(j,1:3));
      anguloT = t(PontosReferencia(i,1:3),PontosParada(j,1:4),DF(PontosParada,j,sz2(1)));
      DoseTotalPonto(i) = DoseTotalPonto(i) + D(norm(vetorR), anguloT, TabelaAnisotropia)*PontosParada(j,4);
  end
  Discrepancia(i) = abs((DoseTotalPonto(i)-TabelaDoseFracao(i))/TabelaDoseFracao(i))*100;

  disp(['Dose no Ponto ', num2str(i),': ', num2str(DoseTotalPonto(i)),' ','Discrepancia: ', num2str(Discrepancia(i))]);
```

```
end
end

function Nomes = NomesNaFicha()

Arq = dicominfo('teste.dcm');

fields=fieldnames(Arq);


for idx = 1:length(fields)
   if strcmp(fields{idx},'DoseReferenceSequence')
      fields2=fieldnames(Arq.(fields{idx}));
      aux = cell(fields2);
      aux2 = zeros(length(fields2));
      break
   end
end

contador=0;

for idx = 1:length(fields)
   if strcmp(fields{idx},'DoseReferenceSequence')
      fields2=fieldnames(Arq.(fields{idx}));

      for idx2=1:length(fields2)
         fields3=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}));

         for idx3=1:length(fields3)
            if strcmp(fields3{idx3},'DoseReferenceDescription')
               if ~strcmp(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}),'None')
                  aux2(idx2)=1;
                  aux{idx2}=Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3});
                  contador=contador+1;

               end
            end
         end
      end
   end
end

pontosdeinteresse=cell(contador);

contador2=0;
for i=1:length(aux)
   if eq(aux2(i),0)
      contador2=contador2+1;
   end
   if ~eq(aux2(i),0)
```

```
        pontosdeinteresse(i-contador2,1)=aux(i);
    end
end
Nomes = (pontosdeinteresse);
end

function TaxaDeDose = D(r, teta,table)
r0=1; %constante pag469 PodCap13
teta0=90; %constante pag469 PodCap13
gamao=0.00031028; % (cGY/s.U) constante pag469 PodCap13 -- 1.117 cGy/h.U dividido por 3600 pra passar pra s^-1

IntensidadeKerma= 40700.0;
TaxaDeDose = IntensidadeKerma*gamao*(G(r,teta)/G(r0,teta0))*g(r)*F(r,teta,table);
end

function Geometria = G(r,teta)
L=0.35;
if teta~=180
    Geometria = (acosd((r*cosd(teta)-L/2)/sqrt((r^2)+((L/2)^2)-(L*r*cosd(teta))))-acosd((r*cosd(teta)+L/2)/sqrt((r^2)+((L/2)^2)+(L*r*cosd(teta)))))/(L*r*sind(teta));
end
if teta==180
    Geometria = 1;
end
end

function Anisotropia = F(r,teta,table)
tabelaAnisotropia = table;
k=0;
j=0;

for n = 2:182
    if teta == tabelaAnisotropia(n,1)
        j=0;
        break
    end
    if teta < tabelaAnisotropia(n,1)
        if abs(tabelaAnisotropia(n,1)-r) < abs(tabelaAnisotropia(n-1,1)-r)
            j=1;
            break
        end
        if abs(tabelaAnisotropia(n,1)-r) > abs(tabelaAnisotropia(n-1,1)-r)
            j=2;
            break
        end
        if abs(tabelaAnisotropia(n,1)-r) == abs(tabelaAnisotropia(n-1,1)-r)
            j=3;
            break
        end
```

```
  end
end
for m = 2:102
    if r == tabelaAnisotropia (1,m)
        k=0;
        break
    end
    if r < tabelaAnisotropia(1,m)
        if abs(tabelaAnisotropia(1,m)-r) < abs(tabelaAnisotropia(1,m-1)-r)
            k=1;
            break
        end
        if abs(tabelaAnisotropia(1,m)-r) > abs(tabelaAnisotropia(1,m-1)-r)
            k=2;
            break
        end
        if abs(tabelaAnisotropia(1,m)-r) == abs(tabelaAnisotropia(1,m-1)-r)
            k=3;
            break
        end
        break
    end
end

if j==0
    if k==0
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m);

    end
    if k==1
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m);

    end
    if k==2 || k==3
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m-1);

    end
end

if j==1
    if k==0
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m);

    end
    if k==1
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m);

    end
    if k==2 || k==3
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n,m-1)
```

```
    end
end

if j==2 || j==3
    if k==0
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n-1,m);

    end
    if k==1
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n-1,m);

    end
    if k==2 || k==3
        Anisotropia = tabelaAnisotropia(n-1,m-1);

    end
end
if r>=tabelaAnisotropia(1,101)
    Anisotropia=0;
    disp('Ponto nao contabilizado (distancia entre ponto de referencia e ponto de
parada excede os valores da tabela F(r,teta))');
end
if teta>=tabelaAnisotropia(182,1)
    Anisotropia=1;
    disp('Ponto nao contabilizado (angulo teta excede os valores da tabela F(r,teta))');
end

end

function DoseRadial = g(r)
tabelaDoseRadial = [[0 0.998];[0.2 0.998];[0.25 0.997];[0.50 0.996];[0.75 0.998];[1
1];[1.5 1.003];[2 1.006];[4 1.004];[5 0.999];[6 0.993];[8 0.968];[10 0.935]];
for a = 1:13
    if r == tabelaDoseRadial(a,1)
        DoseRadial = tabelaDoseRadial(a,2);
        break
    end
    if r < tabelaDoseRadial(a,1)
        B = [[tabelaDoseRadial(a-1,1) 1];[tabelaDoseRadial(a,1) 1]];
        C = [tabelaDoseRadial(a-1,2); tabelaDoseRadial(a,2)];
        coeficiente = linsolve(B,C);
        DoseRadial = [r,1]*coeficiente;
        break
    end
end
if r > tabelaDoseRadial(13,1)
    DoseRadial = 0.9;

end
end
```

```
function VetorResultante = R(G,H)
x = G(1,1)-H(1,1);
y = G(1,2)-H(1,2);
z = G(1,3)-H(1,3);
VetorResultante = [x y z];
end

function DirecaoFonte = DF (Direcao, j,size)
if j>1 && j<size
   DirecaoFonte = Direcao(j-1,1:3)-Direcao(j+1,1:3);
end
if j ==1
   DirecaoFonte = Direcao(j,1:3)-Direcao(j+1,1:3);
end
if j==size
   DirecaoFonte = Direcao(j-1,1:3)-Direcao(j,1:3);
end
end

function teta = t(Aux,Aux2,Dir)
teta = acosd(dot((R(Aux,Aux2)),(Dir))/(norm(R(Aux,Aux2))*norm(Dir)));
end


function Pontosdereferencia =info1()
Arq = dicominfo('teste.dcm');

fields=fieldnames(Arq);

for idx = 1:length(fields)
   if strcmp(fields{idx},'DoseReferenceSequence')
      fields2=fieldnames(Arq.(fields{idx}));
      aux=zeros(4:length(fields2));
      number= length(fields2);
   end
end

contador=0;

for idx = 1:length(fields)
   if strcmp(fields{idx},'DoseReferenceSequence')
      fields2=fieldnames(Arq.(fields{idx}));
      for idx2=1:length(fields2)
         fields3=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}));
         for idx3=1:length(fields3)
            if strcmp(fields3{idx3},'DoseReferenceDescription')
               if ~strcmp(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}),'None')


vetordospontos=Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).DoseReferencePointCoordinates;
```

```
                    aux(idx2,1)=vetordospontos(1,1)/10.;
                    aux(idx2,2)=vetordospontos(2,1)/10.;
                    aux(idx2,3)=vetordospontos(3,1)/10.;
                    aux(idx2,4)=1;
                    contador=contador+1;
                end
            end
        end
    end
end

pontosdeinteresse=zeros(contador,3);

contador2=0;

for i=1:number
    if eq(aux(i,4),0)
        contador2=contador2+1;
    end
    if ~eq(aux(i,4),0)
        pontosdeinteresse(i-contador2,1)=aux(i,1);
        pontosdeinteresse(i-contador2,2)=aux(i,2);
        pontosdeinteresse(i-contador2,3)=aux(i,3);
    end
end
Pontosdereferencia = (pontosdeinteresse);
end


function Pontosdeparadaetempo = info()


Arq = dicominfo('teste.dcm');
fields=fieldnames(Arq);
pontosetempo=zeros(20,4);


for idx = 1:length(fields)

   if strcmp(fields{idx},'ApplicationSetupSequence')
      fields2=fieldnames(Arq.(fields{idx}));

      for idx2 = 1:length(Arq.(fields{idx}))

         if strcmp(fields2{idx2},'Item_1')
            fields3=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}));

            for idx3 = 1:6
```

```
            if strcmp(fields3{idx3},'ChannelSequence')

fieldsintermed=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}));
                tamanho=size(fieldsintermed);


                pontoscanais=zeros(1,4);

                for i=1:tamanho(1)

fields4=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}).(fieldsintermed{i}));

                   for idx4=1:15


                      if strcmp(fields4{idx4},'BrachyControlPointSequence')

fields5=fieldnames(Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}).(fieldsintermed{i}).(fi
elds4{idx4}));
                         tamanho2=size(fields5);

                         pontosetempo=zeros(tamanho2(1)/2,4);
                         for idx5=0:((tamanho2/2)-1)
                            aux=2*idx5+1;

pontosdeparada=Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}).(fieldsintermed{i}).(field
s4{idx4}).(fields5{aux}).ControlPoint3DPosition;


t1=Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}).(fieldsintermed{i}).(fields4{idx4}).(field
s5{aux}).CumulativeTimeWeight;

t2=Arq.(fields{idx}).(fields2{idx2}).(fields3{idx3}).(fieldsintermed{i}).(fields4{idx4}).(field
s5{aux+1}).CumulativeTimeWeight;

                            pontosetempo(idx5+1,1)=pontosdeparada(1,1)/10.;
                            pontosetempo(idx5+1,2)=pontosdeparada(2,1)/10.;
                            pontosetempo(idx5+1,3)=pontosdeparada(3,1)/10.;
                            pontosetempo(idx5+1,4)=t2-t1;
                         end
                      end

                   end
                   pontoscanais = [pontoscanais;pontosetempo];
                end
             end
          end
       end
```

```
      end
   end
end

Pontosdeparadaetempo = pontoscanais;

end


function Intensidadekerma = info2()
Arq = dicominfo('teste.dcm');
Intensidadekerma    =    abs((Arq.SourceSequence.Item_1.ReferenceAirKermaRate)-
40700)/40700;
end

function TempoDoTratamento = info4()
Arq = dicominfo('teste.dcm');

for idx3=1:15


fieldsintermed=fieldnames(Arq.ApplicationSetupSequence.Item_1.ChannelSequence
);
    tamanho=size(fieldsintermed);

    FinalCumulativeTimeWeight=zeros(tamanho(1),1);

    for i=1:tamanho(1)


fields4=fieldnames(Arq.ApplicationSetupSequence.Item_1.ChannelSequence.(fieldsi
ntermed{i}));

        for idx4=1:15

            if strcmp(fields4{idx4},'FinalCumulativeTimeWeight')

FinalCumulativeTimeWeight(i)=Arq.ApplicationSetupSequence.Item_1.ChannelSequ
ence.(fieldsintermed{i}).('FinalCumulativeTimeWeight');
            end
        end
    end
end

TempoDoTratamento =FinalCumulativeTimeWeight;
End
```

APÊNDICE B – Polinômio de Meisberg (grau 3) (Informações retiradas do livro “BrachyVision Algorithms Reference Guide” da Varian Medical Systems – 2017).

A absorção e o espalhamento da radiação no tecido são levados em consideração com a função polinomial g (r).

$$g(r) = a_0 + a_1.r + a_2.r^2 + a_3.r^3 + ...$$

Os coeficientes de Meisberger podem ser utilizados para obter a função de espalhamento e normalizá-la para a unidade de 1 cm.

Os coeficientes de Meisberger para o Irídio 192 são: a_0 = 1,012; a_1= 5.019e-3 cm^{-1}; a_2 = −1.178e-3 cm^{-2}; a_3= −2.008e-5 cm^{-3}. Estes coeficientes normalizados para o irídio são obtidos dividindo-os por 1,0166, que é o valor do polinômio de Meisberger em 1 cm. Isso fornece os coeficientes modificados usados no BrachyVision: a_0 = 0.9962; a_1= 4.941e-3 cm^{-1}; a_2 = −1.160e-3 cm^{-2}; a_3= −1.977e-5 cm^{-3}.

APÊNDICE C – Função espalhamento de Van Kleffens (Informações retiradas do livro “BrachyVision Algorithms Reference Guide” da Varian Medical Systems – 2017).

A função de espalhamento de Van Kleffens é útil pois para vários isótopos pode ser usada até distâncias de 10 a 20 cm sem reduzir significativamente a precisão.

A função Van Kleffens é usada para determinar a função de espalhamento da seguinte maneira:

$$g(r) = \frac{1 + A \cdot r^2}{1 + B \cdot r^2}$$

Com A e B determinados especificamente para cada tipo de radionuclídeo.

ANEXOS

ANEXO A – Tabela da anisotropia. F(r,θ) para uma fonte GammaMed HDR Plus. Dados extrapolados estão sublinhados e valores dentro da fonte estão em itálico.Tabela retirada do Formalismo TG-43.

	r (cm)																		
θ (deg)	0	0.2	0.4	0.6	0.8	1	1.25	1.5	1.75	2	2.5	3	3.5	4	5	6	8	10
0	*0.695*	*0.695*	0.666	0.636	0.630	0.608	0.615	0.634	0.625	0.629	0.648	0.654	0.660	0.683	0.702	0.716	0.758	0.789
1	*0.711*	*0.711*	0.677	0.643	0.632	0.609	0.614	0.632	0.626	0.633	0.656	0.667	0.676	0.698	0.716	0.727	0.762	0.786
2	*0.715*	*0.715*	0.684	0.653	0.640	0.620	0.624	0.638	0.634	0.641	0.661	0.671	0.679	0.697	0.717	0.730	0.764	0.794
3	*0.708*	*0.708*	0.684	0.660	0.650	0.634	0.637	0.647	0.646	0.653	0.671	0.682	0.691	0.705	0.726	0.739	0.771	0.798
4	*0.716*	*0.716*	0.701	0.666	0.654	0.645	0.652	0.662	0.663	0.668	0.680	0.690	0.697	0.711	0.736	0.750	0.779	0.805
5	*0.728*	*0.728*	0.706	0.684	0.673	0.664	0.668	0.674	0.676	0.682	0.693	0.704	0.712	0.724	0.748	0.762	0.788	0.811
6	*0.722*	*0.722*	0.709	0.696	0.688	0.681	0.683	0.686	0.691	0.697	0.707	0.718	0.725	0.734	0.757	0.770	0.795	0.817
7	*0.736*	*0.736*	0.720	0.705	0.697	0.692	0.697	0.700	0.707	0.712	0.719	0.729	0.736	0.745	0.769	0.780	0.802	0.823
8	*0.732*	*0.732*	0.726	0.720	0.715	0.712	0.713	0.713	0.719	0.724	0.731	0.743	0.751	0.758	0.779	0.789	0.810	0.830
9	*0.744*	*0.744*	0.738	0.733	0.729	0.726	0.728	0.727	0.734	0.738	0.743	0.754	0.762	0.769	0.790	0.799	0.818	0.837
10	*0.762*	*0.762*	0.753	0.743	0.738	0.738	0.741	0.740	0.748	0.752	0.755	0.765	0.772	0.778	0.799	0.808	0.826	0.844
15	*0.837*	*0.837*	0.820	0.803	0.801	0.802	0.804	0.802	0.809	0.811	0.813	0.821	0.828	0.829	0.844	0.848	0.863	0.873
20	*0.962*	0.962	0.866	0.855	0.854	0.852	0.853	0.852	0.858	0.858	0.862	0.865	0.870	0.869	0.878	0.880	0.893	0.900
30	*0.968*	0.968	0.923	0.917	0.916	0.912	0.913	0.912	0.918	0.918	0.918	0.921	0.923	0.923	0.927	0.930	0.933	0.939
40	*0.979*	0.979	0.956	0.951	0.952	0.948	0.949	0.946	0.950	0.951	0.950	0.953	0.955	0.954	0.958	0.958	0.959	0.963
50	*0.987*	0.987	0.977	0.973	0.973	0.971	0.972	0.971	0.972	0.973	0.973	0.974	0.975	0.974	0.977	0.976	0.978	0.978
60	*0.993*	0.993	0.987	0.984	0.985	0.985	0.987	0.985	0.987	0.988	0.989	0.989	0.988	0.988	0.989	0.988	0.988	0.988
70	*0.994*	0.994	0.995	0.994	0.994	0.995	0.996	0.993	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995	0.996
80	*0.998*	0.998	0.999	0.999	0.998	0.999	1.000	0.998	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999
90	*1*	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
100	*1.000*	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	0.999
110	*0.998*	0.998	0.996	0.994	0.995	0.995	0.995	0.993	0.995	0.994	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.994	0.995	0.995
120	*0.998*	0.998	0.990	0.985	0.984	0.985	0.986	0.984	0.987	0.987	0.987	0.987	0.988	0.989	0.988	0.987	0.989	0.989
130	*0.994*	0.994	0.976	0.973	0.971	0.972	0.972	0.970	0.972	0.973	0.974	0.974	0.974	0.975	0.976	0.977	0.977	0.979
140	*0.991*	0.991	0.958	0.950	0.947	0.948	0.947	0.947	0.949	0.950	0.952	0.953	0.954	0.953	0.956	0.958	0.959	0.962
150	*0.973*	0.973	0.923	0.914	0.914	0.914	0.914	0.912	0.915	0.916	0.917	0.919	0.921	0.920	0.925	0.927	0.931	0.935
160	*0.966*	0.966	0.873	0.851	0.850	0.847	0.850	0.848	0.853	0.856	0.857	0.863	0.867	0.870	0.876	0.878	0.889	0.895
165	*0.828*	*0.828*	0.814	0.801	0.798	0.796	0.798	0.801	0.802	0.806	0.809	0.818	0.822	0.829	0.838	0.843	0.860	0.870
170	*0.789*	*0.789*	0.756	0.723	0.720	0.725	0.725	0.729	0.730	0.734	0.743	0.754	0.761	0.771	0.784	0.795	0.819	0.831
171	*0.730*	*0.730*	0.715	0.700	0.699	0.706	0.706	0.710	0.712	0.716	0.725	0.735	0.744	0.755	0.768	0.782	0.809	0.822
172	*0.722*	*0.722*	0.699	0.676	0.679	0.686	0.686	0.689	0.692	0.696	0.705	0.716	0.725	0.738	0.752	0.768	0.798	0.811
173	*0.627*	*0.627*	*0.625*	0.642	0.649	0.664	0.663	0.666	0.671	0.675	0.684	0.695	0.705	0.719	0.735	0.752	0.785	0.799
174	*0.574*	*0.574*	*0.596*	0.618	0.640	0.643	0.641	0.643	0.650	0.653	0.662	0.672	0.684	0.698	0.715	0.733	0.769	0.784
175	*0.627*	*0.627*	*0.623*	*0.619*	0.615	0.611	0.615	0.616	0.625	0.627	0.636	0.646	0.659	0.674	0.692	0.713	0.752	0.769
176	*0.710*	*0.710*	*0.674*	*0.638*	*0.602*	0.566	0.568	0.585	0.597	0.598	0.608	0.618	0.632	0.645	0.666	0.688	0.731	0.750
177	*0.687*	*0.687*	*0.658*	*0.630*	*0.601*	*0.572*	0.536	0.500	0.565	0.564	0.575	0.584	0.600	0.610	0.634	0.659	0.706	0.729
178	*0.450*	*0.450*	*0.459*	*0.467*	*0.476*	*0.485*	*0.496*	*0.507*	0.518	0.529	0.521	0.533	0.553	0.560	0.591	0.620	0.672	0.702
179	*0.329*	*0.329*	*0.340*	*0.350*	*0.361*	*0.371*	*0.384*	*0.397*	*0.410*	*0.423*	*0.449*	*0.475*	0.501	0.527	0.548	0.572	0.621	0.659
180	*0.417*	*0.417*	*0.421*	*0.426*	*0.430*	*0.434*	*0.440*	*0.445*	*0.451*	*0.456*	*0.467*	*0.478*	*0.489*	*0.501*	*0.523*	*0.545*	0.589	0.633

ANEXO B – Exemplo de arquivo DICOM usado no programa computacional (referente à paciente 1).

Name	Value
RT Plan Storage	
Specific Character Set	ISO_IR 192
Instance Creation Date	20190418
Instance Creation Time	212827.448000
SOP Class UID	RT Plan Storage
SOP Instance UID	1.2.246.352.71.5.484428476090.421217.20190411160334
Study Date	20190411
Study Time	160206.703000
Accession Number	
Modality	RTPLAN
Manufacturer	Varian Medical Systems
Referring Physician's Name	
Station Name	variandb
Study Description	ARIA RadOnc Study
Series Description	ARIA RadOnc Plans
Physician(s) of Record	Pinho^Pedro
Operators' Name	lucia
Manufacturer's Model Name	ARIA RadOnc
Patient's Name	
Patient ID	365403
Patient's Birth Date	19770826
Patient's Birth Time	000000
Patient's Sex	F
Other Patient IDs	BRADESCO
Device Serial Number	484428476090
Software Version(s)	13.5.37
Study Instance UID	1.2.246.352.71.1.484428476090.79635.20190411160334
Series Instance UID	1.2.246.352.71.2.484428476090.2379117.20190411160219
Study ID	Braq
Series Number	3
Frame of Reference UID	1.2.246.352.71.8.484428476090.2379115.20190411160206
Position Reference Indicator	
RT Plan Label	1 Apl
RT Plan Description	Imaging Geometry: OrthogonalBeam1 Label: APAngle [deg]: 0.000Focus
RT Plan Date	20190418
RT Plan Time	212806.327000
Plan Intent	CURATIVE
RT Plan Geometry	PATIENT
Dose Reference Sequence	
Dose Reference 1	
Dose Reference Number	1
Dose Reference UID	1.2.246.352.71.10.484428476090.138176.20190411160334
Dose Reference Structure Type	SITE
Dose Reference Description	None
Dose Reference Type	ORGAN_AT_RISK
Delivery Maximum Dose	28.0
Organ at Risk Maximum Dose	28.0
Private Creator	Varian Medical Systems VISION 3267
Private tag data	None
Dose Reference 2	
Dose Reference 3	
Dose Reference 4	
Dose Reference 5	
Dose Reference 6	
Fraction Group Sequence	
Brachy Treatment Technique	INTRACAVITARY
Brachy Treatment Type	HDR
Treatment Machine Sequence	

- Source Sequence
  - Source 1
    - Source Number: 1
    - Source Type: LINE
    - Source Manufacturer: Varian Medical Systems
    - Active Source Diameter: 1.0
    - Active Source Length: 3.5
    - Source Isotope Name: GammaMed Plus HDR source 0.9 mm
    - Source Isotope Half Life: 73.83
    - Reference Air Kerma Rate: 40700.0
    - Source Strength Reference Date: 20190411
    - Source Strength Reference Time: 000000
- Application Setup Sequence
  - Application Setup 1
    - Application Setup Type: OTHER
    - Application Setup Number: 1
    - Application Setup Name: 1 Apl
    - Application Setup Manufacturer:
    - Total Reference Air Kerma: 3776.05555557
- Channel Sequence
  - Channel 1
    - Referenced ROI Number: 2
    - Number of Control Points: 16
    - Channel Number: 1
    - Channel Length: 1300.0
    - Channel Total Time: 175.2
    - Source Movement Type: STEPWISE
    - Source Applicator Number: 1
    - Source Applicator ID: Applicator1
    - Source Applicator Type: RIGID
    - Source Applicator Name:
    - Source Applicator Length: 1300.0
    - Source Applicator Step Size: 5.0
    - Transfer Tube Number:
    - Final Cumulative Time Weight: 175.2
    - Brachy Control Point Sequence
      - Brachy Control Point 1
        - Control Point Index: 0
        - Control Point Relative Position: 3.5
        - Control Point 3D Position: [-0.15309983999999999, -10.280946943615, 34.212064936895899]
        - Cumulative Time Weight: 0.0
        - Brachy Referenced Dose Reference Sequence
      - Brachy Control Point 2
        - Control Point Index: 1
        - Control Point Relative Position: 3.5
        - Control Point 3D Position: [-0.15309983999999999, -10.280946943615, 34.212064936895899]
        - Cumulative Time Weight: 40.7999999999
        - Brachy Referenced Dose Reference Sequence
      - Brachy Control Point 3
      - Brachy Control Point 4
      - Brachy Control Point 5
      - Brachy Control Point 6
      - Brachy Control Point 7
      - Brachy Control Point 8
      - Brachy Control Point 9
      - Brachy Control Point 10
      - Brachy Control Point 11
      - Brachy Control Point 12
      - Brachy Control Point 13
      - Brachy Control Point 14
      - Brachy Control Point 15
      - Brachy Control Point 16
    - Referenced Source Number: 1
  - Channel 2
- Referenced Structure Set Sequence
- Approval Status: APPROVED
- Review Date: 20190411
- Review Time: 161057.450000

ANEXO C – Relatório da paciente 2.

Brachytherapy Planning

Brachytherapy Planning 13.6.37 — Hospital Quinta D'or, Rio de Janeiro

Dosimetric Quality Parameters

Structure	ID	Value

Image

Image ID: Water phantom3
Image Name: BV water phantom
Image Series ID: Water phantom3
Series Comment:
Water phantom
Image Modality: CT
Imaging Device: **Def_CTScanner**
Model: CTScanner
Manufacturer: Varian Medical Systems
Serial Number:
Patient Imaging Orientation: Head First-Supine
Patient Treatment Orientation: Head First-Supine
Planning Coordinate System: Standard
Image Origin: User origin DICOM offset = (0.00cm, 0.00cm, 0.00cm)
Image Approval: Tuesday, March 26, 2019 3:15:47 PM by

Structures

Structure Set ID: Water phantom3

ID	Type	CT Value	Approval Status
Water	Control region	0.0 HU	Approved

Applicators

Dwell times are displayed for a single fraction

Applicator ID: Bonda
Channel: 1
Origin: 0.00 cm
Step Size: 0.50 cm
Length: 130.00 cm
Channel Total Dwell Time: 213.20 s
Treatment AKR: 40700.00 cGy cm² / h (nominal)
Treatment Activity: 10000.00 mCi (nominal)
Treatment Unit: GammaMed
Source ID: Janeiro2019
Source Model: GMP Ir-192 HDR
Dose Calculation Model: Linear source

Index	Dwell Time [s]	Coordinates [cm] (x,y,z)
1	40.20	0.03 2.10 5.66
2	6.50	0.04 1.94 5.19
3	0.00	0.04 1.75 4.72
4	19.10	0.04 1.61 4.24
5	19.00	0.04 1.45 3.77
6	15.70	0.04 1.29 3.30
7	18.50	0.04 1.13 2.82
8	19.80	0.04 0.97 2.35
9	18.50	0.04 0.81 1.88
10	17.50	0.04 0.65 1.41
11	15.40	0.04 0.48 0.93
12	20.00	0.03 0.25 0.49

Solid Applicator ID: 60deg ring 5mm c
Applicator ID: ring
Channel: 2
Origin: 0.00 cm
Step Size: 0.50 cm
Length: 130.00 cm
Channel Total Dwell Time: 140.60 s
Solid Applicator Part No: AL07364000
Treatment AKR: 40700.00 cGy cm² / h (nominal)
Treatment Activity: 10000.00 mCi (nominal)
Treatment Unit: GammaMed
Source ID: Janeiro2019
Source Model: GMP Ir-192 HDR
Dose Calculation Model: Linear source

Index	Dwell Time [s]	Coordinates [cm] (x,y,z)
1	0.00	-1.03 -0.91 0.75
2	0.00	-1.39 -0.61 0.60
3	17.50	-1.63 -0.21 0.41
4	15.00	-1.72 0.24 0.22
5	15.00	-1.66 0.69 0.03
6	15.00	-1.45 1.11 -0.14
7	0.00	-1.11 1.45 -0.27

Brachytherapy Planning

8	0.00	-0.68	1.69	-0.34
9	0.00	-0.19	1.79	-0.35
10	0.00	0.30	1.75	-0.31
11	0.00	0.75	1.57	-0.20
12	0.00	1.12	1.26	-0.05
13	17.70	1.36	0.87	0.13
14	17.60	1.47	0.42	0.32
15	17.60	1.41	-0.03	0.52
16	16.20	1.21	-0.45	0.68
17	0.00	0.88	-0.81	0.80
18	0.00	0.46	-1.07	0.85

Reference Points

Fractionation ID	Point ID	3D-coordinates X	Y	Z	Fraction Dose	Total Dose	Primary Point	Volume ID
F1	A Dir3	-2.00 cm	0.90 cm	2.15 cm	666.1 cGy	666.1 cGy		Água
	A Esq3	2.09 cm	0.88 cm	2.10 cm	673.6 cGy	673.6 cGy		Água
	Bex3	-1.36 cm	0.85 cm	5.15 cm	499.4 cGy	499.4 cGy		Água
	None	-	-	-	700.0 cGy	700.0 cGy	X	None
	reto3	0.15 cm	2.73 cm	-0.82 cm	357.5 cGy	357.5 cGy		Água
	Sig3	2.00 cm	2.87 cm	8.63 cm	105.1 cGy	105.1 cGy		Água

Reference Lines

Reference Line ID	3D-coordinates X	Y	Z	Fraction Dose	Total Dose	Rel. Dose	Total Mean Dose
Reference Line	-1.96 cm	0.89 cm	2.14 cm	683.7 cGy	683.7 cGy	97.7 %	677.7 cGy
	2.11 cm	0.87 cm	2.07 cm	671.6 cGy	671.6 cGy	95.9 %	

Radiograph Information

Tuesday, March 26, 2019 3:00:23 PM User:

Imaging Geometry: Orthogonal
Beam1 Label: AP
Angle [deg]: 0.000
Focus To Film Dist [cm]: 100.000
Isocenter To Film Dist [cm]: 9.091
Magnification Factor: 1.100
Beam2 Label: LAT
Angle [deg]: 270.000
Focus To Film Dist [cm]: 100.000
Isocenter To Film Dist [cm]: 33.333
Magnification Factor: 1.500
Imaging Plane:Transversal
Imaging Geometry Info End

Tuesday, March 26, 2019 3:15:47 PM User:

Approved

ANEXO D – Resposta do programa computacional para as pacientes 2, 3, 4 e 5, respectivamente.

```
>> Dose
Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema
GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo
tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos
de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.

O tempo do canal 1 do tratamento e (em segundos): 213.2
O tempo do canal 2 do tratamento e (em segundos): 140.6
O tempo total do tratamento e (em segundos): 353.8

Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: 24
Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: 1
Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: 2019
Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): 5.64

Digite a dose fracao (cGy) calculada para Bex3 :
499.4
Digite a dose fracao (cGy) calculada para Sig3 :
105.1
Digite a dose fracao (cGy) calculada para reto3 :
357.5
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A Dir3 :
666.1
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A Esq3 :
673.6


Dose no ponto Bex3 : 500.2788   Discrepancia: 0.17597
Dose no ponto Sig3 : 105.2805   Discrepancia: 0.17173
Dose no ponto reto3 : 356.5273   Discrepancia: 0.27208
Dose no ponto A Dir3 : 667.037   Discrepancia: 0.14067
Dose no ponto A Esq3 : 673.7788   Discrepancia: 0.026539



Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 1
-1.96
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 1
0.89
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 1
2.14
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 1
683.7
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 2
2.11
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 2
0.87
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 2
2.07
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 2
671.6
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: nao
Dose no Ponto 1: 684.8915    Discrepancia: 0.17428
Dose no Ponto 2: 671.3527    Discrepancia: 0.036821
```

```
Command Window
>> Dose
Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema
GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo
tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos
de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.

O tempo do canal 1 do tratamento e (em segundos): 111.6
O tempo do canal 2 do tratamento e (em segundos): 235.7
O tempo total do tratamento e (em segundos): 347.3

Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: 9
Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: 9
Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: 2019
Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): 5.1831

Digite a dose fracao (cGy) calculada para BEXIGA_1 :
726.4
Digite a dose fracao (cGy) calculada para AFASTAD RETAL :
492.7
Digite a dose fracao (cGy) calculada para RETO_1 :
367.9
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A DIR_1 :
593.0
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A ESQ_1 :
581.7


Dose no ponto BEXIGA_1 : 726.2054    Discrepancia: 0.026791
Dose no ponto AFASTAD RETAL : 493.7683    Discrepancia: 0.21682
Dose no ponto RETO_1 : 368.1916    Discrepancia: 0.079264
Dose no ponto A DIR_1 : 592.9167    Discrepancia: 0.014055
Dose no ponto A ESQ_1 : 581.8373    Discrepancia: 0.023601



Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 1
-1.99
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 1
-0.66
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 1
3.18
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 1
593
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 2
2.01
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 2
-0.64
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 2
3.16
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 2
587.7
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: nao
Dose no Ponto 1: 592.2821    Discrepancia: 0.12106
```

```
>> Dose
Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema
GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo
tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos
de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.

O tempo do canal 1 do tratamento e (em segundos): 195.4
O tempo do canal 2 do tratamento e (em segundos): 247.9
O tempo total do tratamento e (em segundos): 443.3

Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: 9
Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: 9
Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: 2019
Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): 5.6932

Digite a dose fracao (cGy) calculada para BEXIGA_APL1 :
447.6
Digite a dose fracao (cGy) calculada para AFASTADOR :
365.6
Digite a dose fracao (cGy) calculada para RETO_APL1 :
300.5
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A DIR :
688
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A ESQ :
686.8


Dose no ponto BEXIGA_APL1 : 444.0263    Discrepancia: 0.79841
Dose no ponto AFASTADOR : 365.7858    Discrepancia: 0.050828
Dose no ponto RETO_APL1 : 300.5758    Discrepancia: 0.025223
Dose no ponto A DIR : 689.0964    Discrepancia: 0.15937
Dose no ponto A ESQ : 687.1723    Discrepancia: 0.054203



Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: nao
```

```
>> Dose
Este programa visa calcular a dose depositada por uma fonte de Iridio-192 com sistema
GammaMed HDR Plus (Varian) na bexiga, no sigmoide e no reto e, em qualquer ponto de referencia desejado, obtendo
tambem a discrepancia entre esta dose e a obtida pelo fisico medico. Alem de fornecer a atividade atual da fonte e, os tempos
de permanencia da mesma em cada canal e o tempo total de tratamento.

O tempo do canal 1 do tratamento e (em segundos): 187.3
O tempo do canal 2 do tratamento e (em segundos): 277.4
O tempo total do tratamento e (em segundos): 464.7

Digite o dia da data da atividade nominal da fonte: 9
Digite o mes (em numero) da data da atividade nominal fonte: 9
Digite o ano da data da atividade nominal da fonte: 2019
Atividade da fonte no dia do tratamento (Ci): 7.6165

Digite a dose fracao (cGy) calculada para BEXIGA3 :
272.9
Digite a dose fracao (cGy) calculada para AFASTAD. RET :
499
Digite a dose fracao (cGy) calculada para RETO3 :
384.4
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A DIR3 :
702
Digite a dose fracao (cGy) calculada para A ESQ3 :
688.1


Dose no ponto BEXIGA3 : 269.1245   Discrepancia: 1.3835
Dose no ponto AFASTAD. RET : 499.1785   Discrepancia: 0.035766
Dose no ponto RETO3 : 383.7217   Discrepancia: 0.17646
Dose no ponto A DIR3 : 702.8269   Discrepancia: 0.11779
Dose no ponto A ESQ3 : 688.5185   Discrepancia: 0.060787



Deseja calcular a dose em outro ponto de referencia? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 1
-2.02
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 1
-0.23
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 1
2.62
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 1
705.7
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: sim
Digite a coordenada x (cm) do ponto de interesse 2
2.06
Digite a coordenada y (cm) do ponto de interesse 2
-0.43
Digite a coordenada z (cm) do ponto de interesse 2
2.54
Digite a dose fracao (cGy) obtida neste ponto 2
685.6
Deseja inserir as coordenadas de outro ponto de referencia e sua respectiva dose fracao? [sim/nao]: nao
Dose no Ponto 1: 706.919    Discrepancia: 0.17273
Dose no Ponto 2: 686.1539    Discrepancia: 0.080783
```