

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

CONSTRUÇÃO DE SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE
PRÓSTATA 3D PARA USO EM RADIOTERAPIA

GISELA BENACON CRUZ

ORIENTADOR: Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 099A/2018

BRASÍLIA/DF: AGOSTO – 2018

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DO GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**"CONSTRUÇÃO DE SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE
PRÓSTATA 3D PARA USO EM RADIOTERAPIA"**

GISELA BENACON CRUZ

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA
A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.**

APROVADA POR:



**PROF. DR. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE; FGA / UNB
(ORIENTADOR)**



**PROFA. DRA. ANA CLÁUDIA DE SOUZA; FACIPLAC
(EXAMINADORA EXTERNA)**



**PROFA. DRA. MARÍLIA MIRANDA FORTE GOMES; FGA / UNB
(EXAMINADORA INTERNA)**

BRASÍLIA, 31 DE AGOSTO DE 2018

BRASÍLIA/DF, 31 DE AGOSTO DE 2018.

FICHA CATALOGRÁFICA

GISELA BENACON CRUZ

MESTRA, [Distrito Federal] 2018.

90.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2018). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. SIMULADOR DE PRÓSTATA 3D

2. FANTOMA DE PRÓSTATA

3. FRICKE GEL DOSIMÉTRICO

4. RADIOTERAPIA

I. FGA UnB Gama/ UnB.

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

CRUZ, G. B. (2018). Construção de simulador antropomórfico de próstata 3D para uso em radioterapia. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 099A/2018, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 90p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: GISELA BENACON CRUZ

TÍTULO: CONTRUÇÃO DE SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE PRÓSTATA 3D PARA USO EM RADIOTERAPIA

GRAU: Mestre

ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.



2018

QE 19 BLOCO B LOJA 22 APTO 101 GUARÁ II.
CEP 71050-623 Brasília, DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

*Aos meus filhos Bella e Tom, ao meu esposo
Marcelino, aos meus pais Valdeci (in
Memorian) e Graciney, aos meus avós
maternos Fortunato e Donatila, às minhas tias
Gracélia e Arlete e aos meus tios Greyson e
Jaime, com amor.*

*Penso 99 vezes e nada descubro. Deixo de pensar,
mergulho no silêncio, e a verdade me é revelada.*

Albert Einstein.

AGRADECIMENTOS

A Deus pelo dom da vida, saúde e pelas oportunidades que me foram concedidas.

À Fundação de Apoio a Pesquisa do Distrito Federal (FAP/DF), pelo apoio financeiro concedido para a realização dessa pesquisa.

Ao meu orientador Prof. Marcelino Monteiro de Andrade, pelas valiosas orientações e pelo seu apoio e suporte em todas as fases do mestrado.

À professora Suélia Fleury Rosa, por suas contribuições, por ser prestativa sempre e por ser exemplar e dedicada ao ensino e pesquisa.

À Profa. Marília pelos conhecimentos ministrados com dedicação.

À Profa. Luiza Yoko Taneguti, pela sua prestatividade quando estivemos engajadas no Laboratório de Engenharia e Inovação (LEI) e ao apoiar minha ideia da criação do projeto de canto-coral “CoraLEI”.

Ao Prof. Ronni Geraldo Amorim, por suas contribuições tanto no LEI, quanto em suas recomendações e sugestões para este trabalho de pesquisa.

Ao Prof. Leandro Cardoso Xavier, que muito contribuiu com indicações e direcionamento para melhoria deste trabalho escrito.

Ao Prof. Adson Ferreira da Rocha, por sua paciência ao ensinar.

Ao Prof. Gerardo Antonio Idrobo Pizo, por seus ensinamentos e empatia.

À secretária do Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) Denise Martins, por seu entusiasmo e excelência em seu trabalho, em especial, por seus direcionamentos.

Ao físico médico Luis Felipe Oliveira e Silva, que desde o primeiro contato se colocou à disposição em ajudar nessa pesquisa, por seus ensinamentos, seu tempo e contribuições, inclusive em ceder os equipamentos do Hospital Universitário de Brasília (HUB), para que esse trabalho de pesquisa fosse concretizado; além de tudo isso, por ter

me apresentado o também físico médico Lucas Herbst e a farmacêutica Laura Favaro, que muito contribuíram com seus conhecimentos e com a produção do Fricke gel dosimétrico para a pesquisa, para os quais estendo meus agradecimentos.

Aos professores de graduação e especialização, que muito contribuíram compartilhando seu tempo e seus conhecimentos. Em especial, à Prof.^a Ana Cláudia de Souza, pelas suas preciosas orientações. Ao Prof. Brandão Leite, que esteve sempre me dando suporte para as pesquisas. Ao Prof. Bruno de Assis, pelos ensinamentos, por me proporcionar oportunidades valiosas para ministrar aulas na pós-graduação. Ao Prof. Clênio Rosa, pelos ensinamentos especiais. E ao Prof. José Carlos Seijo, pelas aulas maravilhosas e suas contribuições com materiais e referências.

A todos aqueles que contribuíram de alguma forma para meu aperfeiçoamento na vida acadêmica, desde os prezados colegas aos dedicados professores.

Aos meus familiares, expresso minha afeição, meu amor, meus mais profundos agradecimentos, pela dedicação e contribuição para o meu crescimento pessoal e intelectual.

Aos meus amados pais: ao meu pai Valdeci de Jesus Gonçalves Pinheiro (*in Memoriam*), que deixou um legado e exemplo de dedicação aos estudos e ao trabalho; à minha mãe Graciney de Carvalho Benacon, por me ensinar princípios de fé, caráter, excelência, e ininterruptamente tem sido minha incentivadora a continuar trilhando o caminho dos estudos, da pesquisa e a não desistir dos meus sonhos.

Aos meus avós Fortunato Benacon e Donatila de Carvalho Benacon, que sempre me nutriram com amor, carinho, segurança, determinação e o apoio físico e emocional necessário.

Aos meus lindos e amados filhos, Bella e Tom, que sempre foram e sempre serão minha maior razão de ir em frente e lutar incessantemente para alcançar o êxito.

À minha irmã Catarine Ester, por ser uma grande amiga e ajudadora. Ao meu irmão Gibran, pela amizade, proteção e cuidados. Ao meu irmão Abraão, pelas deliciosas comidas e *comfort foods* que um irmão Chef pode preparar para inspirar sua irmã.

Aos meus tios-avôs Arlete e Jaime, sempre incentivadores e apoiadores que acreditam em meu potencial.

À minha tia Gracélia, pelas consideráveis contribuições para minha vida, em meus projetos e sempre está presente.

Ao meu tio a quem chamo de “Pai Greyson”, que me acolheu com seu amor incondicional desde a infância, após a perda do meu pai biológico.

Ao meu padrasto Gestal Augusto, que também muito contribuiu com o meu crescimento educacional, sendo um pai e grande amigo.

Às minhas tias Gilda Maria, Gilcele, e aos meus tios Gylson, Gladistone e George que sempre me deram seu apoio, amor e cuidados.

E às primas Glenda e Lenara, por todo apoio e consideração.

À amiga Erigéssika Thurgood, que apesar da distância, conto com sua presença e apoio.

À amiga Fernanda Aguiar Fernandes, que sempre me deu muita força para continuar e muitas vezes me ajudou, compartilhando sua família comigo aqui em Brasília: Dona Bitá, Luana, Sr. Fernandes, Rodrigo e Maria Flor.

À amiga Isabela Virgínia Miranda de Sena, por me apoiar e me fortalecer sempre, sem medir esforços.

À amiga Shirley Rodrigues, por sua disposição de ajudar e apoiar nesses tempos desafiadores de minha vida.

À amiga Melissa Silva Monteiro, por seu apoio e sua amizade de grande valia durante o mestrado.

E a todos os amigos e amigas que estiveram ao meu lado durante essa jornada.

À minha sogra Dona Lúcia, por sua dedicação, amor, apoio, por acreditar e confiar no meu potencial.

E por fim, ao meu esposo Marcelino da Silva Cruz, por seu amor, dedicação à família, acreditar e confiar em mim e dar total apoio para que eu alcance e realize os meus objetivos.

RESUMO

CONSTRUÇÃO DE SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO DE PRÓSTATA IMPRESSO EM 3D PARA USO EM RADIOTERAPIA

Autor: Gisela Benacon Cruz

Orientador: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, Agosto de 2018.

A radioterapia é uma modalidade consolidada direcionada para o tratamento de diversos tipos de câncer; em geral, é aplicada concomitantemente com outras modalidades de tratamento, como por exemplo, a quimioterapia. Entre os vários tipos de câncer que afetam os homens, o câncer de próstata é o que apresenta maior incidência e pode ser tratado em radioterapia por: teleterapia, braquiterapia ou radiocirurgia. A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) é utilizada em tratamentos radioterápicos especialmente por contribuir ao concentrar doses altas em volumes-alvo complexos e proporcionar a redução de dose em tecidos sadios adjacentes ao órgão tratado. Fundamentando-se nisso, este trabalho de pesquisa, tem como objetivo a construção de um objeto simulador antropomórfico de próstata confeccionado em impressora 3D, associado ao Fricke gel dosimétrico para a realização de teste de dosimetria do tratamento de radioterapia no câncer de próstata para garantia do controle de qualidade dos serviços radioterápicos. Os objetos simuladores antropomórficos foram feitos em impressora 3D, em material plástico ABS, colocados em caixas de acrílico com medidas de 5x5cm preenchidas pelo Fricke gel dosimétrico. Para o teste de irradiação foram entregues a cada um dos objetos simuladores, 2 Gy de dose, de acordo com o protocolo de tratamento radioterápico do câncer de próstata, por meio de teleterapia, com acelerador linear, e em seguida, os simuladores foram levados ao equipamento de ressonância magnética, e obtidos cortes de imagens. Para a dosimetria e curva de calibração do lote do Fricke gel dosimétrico utilizado nos arranjos simuladores, foram irradiados 10 duplas de tubos de ensaio, em cada dupla foram entregues diferentes doses, e os tubos de ensaio passaram pelo mesmo processo de tomada de imagem de ressonância magnética para aquisição de imagens, das quais foram verificadas a quantidade média de pixels e a avaliação de dose absorvida nos objetos irradiados. Como resultado a pesquisa constatou que devido a alguma impureza proveniente da água triplamente destilada utilizada na produção do Fricke gel dosimétrico, o mesmo não se apresentou calibrado. O que por consequência comprometeu a dosimetria do objeto simulador antropomórfico de próstata. Esta pesquisa propõe que novos testes sejam realizados até se obter a calibração do Fricke gel dosimétrico e seja avaliada a possibilidade de implementação do objeto simulador de próstata nos serviços de radioterapia com IMRT ou 3DRCT, nos serviços que não possuem IMRT.

Palavras-chaves: Simulador de próstata 3D, radioterapia, fantoma de próstata, fricke gel dosimétrico, câncer de próstata.

ABSTRACT

SIMULATOR ANTHROPOMORPHIC PRINTED IN PROSTATE 3D FOR USE IN RADIATION THERAPY

Author: Gisela Benacon Cruz

Supervisor: Dr. Marcelino Monteiro de Andrade.

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Qualify of Master Degree
Brasília, August 2018.**

Radiotherapy is a consolidated modality aimed at the treatment of several types of cancer; in general, it is applied concomitantly with other treatment modalities, such as chemotherapy. Among the various types of cancer that affect men, prostate cancer is the one with the highest incidence and can be treated in radiotherapy by teletherapy, brachytherapy or radiosurgery. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) is used in radiotherapy treatments especially as it contributes by concentrating high doses at complex target volumes, and providing dose reduction in healthy tissues adjacent to the treated organ. Based on this, this research aims to present a study on the construction and use of an anthropomorphic simulator object made in 3D printer, associated with the Fricke gel dosimeter for the performance of dosimetry test of the treatment of radiotherapy in prostate cancer to guarantee quality control of radiotherapy services. The anthropomorphic simulating objects were made in a 3D printer, made of ABS plastic material, placed in acrylic boxes with 5x5cm measures filled by the Fricke gel dosimeter. For irradiation test were delivered to each of the phantoms, a dose of 2 Gy, according to the radiation treatment protocol of prostate cancer by means of teletherapy with linear accelerator, and then, the simulators were taken to magnetic resonance imaging equipment, and obtained image cuts. For the dosimetry and calibration curve of the Fricke dosimetric gel batch used in the simulator arrangements, 10 doubles of test tubes were irradiated, different doses were given in each pair, and the test tubes underwent the same process of magnetic resonance imaging for image acquisition, from which the average amount of pixels and the dose evaluation absorbed on the irradiated objects were verified. As a result the research found that due to some impurity from the triple distilled water used in the production of the Fricke dosimetric gel, it did not appear calibrated. This consequently compromised the dosimetry of the anthropomorphic simulator object of the prostate. This research proposes that new tests be performed until the Fricke gel dosimeter calibration is obtained and the possibility of implementing the prostate simulator in radiotherapy services with IMRT is evaluated or RCT 3D, in services that do not have IMRT.

Key-words: 3D prostate simulator, radiotherapy, prostate phantom, Fricke gel dosimeter, prostate cancer.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Contextualização e Formulação do Problema	18
1.2	Objetivos	22
1.2.1	Objetivo geral	22
1.2.2	Objetivos específicos.....	22
1.3	Revisão da Literatura	22
1.4	Organização do Trabalho	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	25
2.1	Próstata.....	25
2.2	Câncer.....	27
2.3	Radioterapia.....	32
2.3.1	Acelerador Linear.....	36
2.3.2	IMRT.....	37
2.3.3	Planejamento de Tratamento	38
2.3.4	Radioterapia no câncer de próstata	41
2.4	Controle de Qualidade	44
2.4.1	Dosimetria.....	45
2.4.2	Objeto Simulador/Fantoma.....	47
2.5	Impressão 3D	50
2.6	Ferramenta de Processamento de Imagem	52
3	METODOLOGIA.....	52
3.1	O Ambiente do Estudo	52
3.2	Delimitação do Estudo	53
4	RESULTADOS	59
4.1	Visão Geral	59
4.2	Levantamento de Requisitos	59
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	65
6	TRABALHOS FUTUROS.....	68
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69

ANEXOS	78
ANEXO 1: Adaptado de ANVISA (2005).....	79
ANEXO 2: Interação da radiação com a matéria.....	82
ANEXO 3: PUBLICAÇÕES.....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Risco de câncer de próstata ao valor do PSA.....	29
Tabela 2: Sistema Gleason.....	30
Tabela 3: Estadiamento TNM.....	31
Tabela 4: Níveis de Simuladores e suas finalidades.....	48
Tabela 5: Dose Absorvida/Pixels.....	63
Tabela 6: Controle de Qualidade Simulador Acessório (ANVISA, 2005).....	80

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Próstata localização.....	25
Figura 2: Zonas prostáticas.....	26
Figura 3: Incidência do CaP no Brasil	27
Figura 4: Gradação Gleason.	30
Figura 5: Efeito Direto e Indireto das radiações Ionizantes.....	34
Figura 6: Componentes principais de um Acelerador Linear.	36
Figura 7: Acelerador linear	37
Figura 8: Planejamento de tratamento.....	39
Figura 9: GTV, CTV e PTV.....	40
Figura 10: Definição de região de tratamento	40
Figura 11: Reconstrução 3D.	41
Figura 12: Planejamento computacional de campos de tratamento	41
Figura 13: Simulador Físico	49
Figura 14: Simulador Antropomórfico	49
Figura 15: Impressora 3D (FDM)	51
Figura 16: Sistema Unrinário e Reprodutor masculino.....	54
Figura 17:Próstata em formato STL para impressão.....	54
Figura 18: Próstatas impressas em 3D	55
Figura 19: Arranjos de próstatas impressas 3D com Fricke gel dosimétrico.....	55
Figura 20: Bólus e objeto simulador em mesa de tratamento.....	56
Figura 21: Arranjo de simuladores com o uso do bólus.....	57
Figura 22: Teste de Irradiação.....	57
Figura 23: Aquisição de Imagens e ressonância magnética.....	58
Figura 24: Corte de imagem axial de ressonância magnética	60
Figura 25: Histograma Caixa A.	60
Figura 26: Histograma Caixa B.....	61
Figura 27: Histograma Caixa C.....	61
Figura 28: Ressonância magnética de duplas de calibração	62
Figura 29: Gráfico de curva de calibração	63
Figura 30: Radiação de freamento (<i>Bremsstrahlung</i>)	83
Figura 31: Produção de pares.....	84
Figura 32: Radiação de aniquilação ou fotodesintegração.	85

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

ABS - *Acrylonitrile Butadiene Styrene*

AIEA – Agência Internacional de Energia Atômica

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BT - Braquiterapia

CaP – Câncer de Próstata

CACON – Centro de Alta Complexidade em Oncologia

CBEB – Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

COBEC/SEB – Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia/Seminário de Engenharia Biomédica

CONITEC - Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias no SUS

CQ – Controle de Qualidade

CTV - *Clinical Tumor Volume*

GQ – Garantia de Qualidade

GTV - *Gross tumor Volume*

DICOM – *Digital Imaging Communications in Medicine*

EBRT – *External beam radiation therapy*

FDM – Modelagem por deposição fundida

FGA – Faculdade do Gama

HUB – Hospital Universitário de Brasília

IEEE – *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

IMRT – *Intensity-modulated radiation therapy*

IGRT – *Image guided radiation therapy*

INCA – Instituto Nacional de Câncer

LDCI - Laboratório de Dispositivos e Circuitos Integrados

LEI – Laboratório de Engenharia e Inovação

MLC – *multileaf* collimator ou colimador multi-folhas.

NCBI – *National Center for Biotechnology Information*

NLM – *National Library of Medicine*

OMS – Organização Mundial de Saúde

ONU – Organização das Nações Unidas

OPAS – Organização Pan- Americana de Saúde

PSA – Antígeno Prostático Específico

PTV - *Planning Target Volume*

RCT 3D – Radioterapia Conformada Tridimensional

RM – Ressonância Magnética

RP – Prostatectomia Radical

QVRS – Qualidade de vida relacionada à saúde

SEER – *Surveillance, Epidemiology and End Results*

SNVS- Secretaria Nacional de Vigilância Sanitária

SPT - Sistemas de Planejamento de Tratamento

SVS- Secretaria de Vigilância Sanitária

STL – *Stereolithography*

SUS – Sistema Único de Saúde

TC – Tomografia Computadorizada

UCLA – Universidade da Califórnia Los Angeles

UICC – *Union International for Cancer Control's*

UNB – Universidade de Brasília

USP – Universidade de São Paulo

INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

As evoluções advindas das tecnologias computacionais e biomédicas nos trazem na atualidade oportunidades para avançarmos em pesquisas de aprimoramento dos serviços de tratamento do câncer, que é uma das doenças mais incidentes na humanidade, segundo a Organização das Nações Unidas (ONU) e a Organização Mundial de Saúde (OMS) os diversos tipos de câncer levam a óbito cerca de 8,8 milhões de pessoas anualmente (ONU, 2017).

De acordo com a CONITEC (2015), entre os tipos mais frequentes de câncer está o câncer de próstata (CaP), ocupando o sexto lugar dentre os mais incidentes no mundo. Para o Brasil são esperados 68 mil novos casos para cada ano de 2018 e 2019, sendo o câncer de maior frequência em homens, exceto o de pele não melanoma (CONITEC, 2015; INCA, 2017).

Martins *et al.* (2013) desenvolveram pesquisa com base em publicações brasileiras, voltadas as neoplasias masculinas e verificaram que há escassez de estudos relativos a esta temática. Os autores relatam que os estudos voltados esta temática podem contribuir com o delineamento das ações de prevenção das neoplasias, a redução do distanciamento dos homens dos serviços de saúde, a promoção da saúde e a mobilização do público masculino para as ações de prevenção e dos métodos de tratamentos das neoplasias, que representam um grande desafio a ser concretizado (MARTINS *et al.*, 2013). Com isso, e em decorrência da alta frequência de casos do câncer de próstata surge a necessidade da realização de pesquisas referentes à garantia do controle de qualidade dos tratamentos existentes para o CaP.

Entre os principais tratamentos estabelecidos para o câncer de próstata estão: a cirurgia e a radioterapia. Tendo em vista enfatizar o tratamento radioterápico empregado para essa pesquisa, é importante destacar que este utiliza a radiação ionizante para destruir células tumorais pelo efeito direto, causando danos aos componentes das células, e indiretamente através da radiólise da água (SEGRETO; SEGRETO, 2000). Toda a utilização de radiação ionizante, seja para diagnóstico ou tratamento, devem seguir os

princípios básicos que são: justificação da prática das exposições médicas individuais; otimização da proteção radiológica; limitação de doses individuais; prevenção de acidentes (BRASIL, 1998, p.06).

O princípio de proteção radiológica da justificação institui “que nenhuma prática ou fonte adscrita a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado”. O item 2.3 do Capítulo 2 da Portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária, que atualmente é denominada de Secretaria Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (1998), e a Norma NN 3.01 da CNEN (2014) dizem que as exposições médicas sejam para fins diagnósticos ou fins terapêuticos, devem ser feitas com o propósito de se obter um resultado benéfico real para a saúde do indivíduo e/ou para a sociedade, sendo que os benefícios potenciais decorrentes sejam superiores quando comparados ao detrimento ao que possa ser causado pela radiação ao indivíduo (BRASIL, 1998, p. 6; CNEN, 2014, p. 12).

O outro princípio importante para embasar este trabalho de pesquisa é o da otimização da proteção radiológica, citado no item 2.9 do Capítulo 2 da Portaria 453/98 e no item 5.4.3 da Norma NN 3.01 da CNEN (2014), que institui no tocante às exposições causadas por uma fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições sejam tão baixos quanto razoavelmente exequível, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. Os documentos explicam que as exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico, com qualidade, seja ele diagnóstico ou terapêutico (BRASIL, 1998, p.7; CNEN, 2014, p. 13 e 14).

Para que ocorra o processo de otimização é necessário considerar os seguintes aspectos: a seleção adequada do equipamento e acessórios, os procedimentos de trabalho, a garantia de qualidade e os níveis de referência (radiodiagnóstico/terapêuticos) para os pacientes. Quando se refere às exposições para fins médicos, o princípio da otimização está associado à aplicação da dose de radiação necessária e suficiente para que seja alcançado o propósito para o qual está sendo direcionada seja terapia ou diagnóstico (BRASIL, 1998, p.07; CNEN, 2014, p.14).

O princípio de limitação de dose individual refere-se às exposições normais dos indivíduos as quais devem ser restringidas para que as doses recebidas advindas da possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, não excedam o limite de dose estabelecido para os indivíduos ocupacionalmente expostos, por exemplo, porém não se aplica a exposições médicas (BRASIL, 1998, p.07; CNEN, 2014, p.13).

O princípio da prevenção de acidentes expõe que se deve tornar mínima a possibilidade da ocorrência de acidentes, desde o projeto à operação de equipamentos e instalações. Sendo assim, “deve-se desenvolver os meios e implementar as ações necessárias para minimizar a contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de exposições acidentais” (CNEN, 1998, p.8).

Nesse contexto, os princípios básicos de proteção radiológicos contribuem para garantir que os cuidados relativos às exposições médicas sejam auferidos. Dessa forma os erros diminuem, podem-se prevenir acidentes, administrar doses assertivas, assegurar a qualidade do tratamento e aumento das taxas de sobrevida. É interessante destacar que os tratamentos radioterápicos podem ter indicação curativa, diminuição da dor como tratamento paliativo. Para tanto é fundamental que se aplique o programa de garantia do controle de qualidade dos serviços radioterápicos em hospitais e clínicas (ANVISA, 2005).

Para a Organização Mundial de Saúde (OMS) a garantia de qualidade em radioterapia, inclui todas as ações que visam garantir a consistência e proporcionar aos pacientes o melhor tratamento possível. Nesse contexto, alguns aspectos são relevantes como a prescrição clínica de dose e a devida administração ao paciente, a dose no volume-alvo, a dose mínima no tecido sadio, a exposição mínima de pessoal e as investigações no paciente sobre o resultado após o tratamento. Se estes preceitos forem seguidos, ocorrerá a redução dos erros no planejamento de tratamento e administração da dose ao paciente, a melhoria dos resultados da radioterapia, o aumento da taxa de remissões e diminuição das taxas de complicações e recidivas, menores efeitos colaterais em decorrência do tratamento, e a ampliação da possibilidade de cura e redução de acidentes em radioterapia (INCA, 2000).

Estes serviços de controle de qualidade devem ser feitos regularmente. Em radioterapia é fundamental que os tratamentos sejam aplicados de maneira adequada e segura, é importante para isso, que haja calibração e o controle da qualidade do acelerador linear (JACOB *et al.*, 2008). Segundo LOW *et al.* (2011) antes de realizar qualquer

tratamento radioterápico é necessário que seja feito um Controle de Qualidade (CQ) dosimétrico do plano de tratamento do paciente a ser tratado (LOW *et al.*, 2011).

Para que o CQ seja realizado é necessário o emprego de alguns acessórios entre os quais estão inseridos os objetos simuladores. Os objetos simuladores também são chamados de fantasmas (FERREIRA; SOUZA, 2011), que de acordo com a norma da CNEN NN 3.01 Diretrizes Básicas da Proteção Radiológica, os simuladores ou fantasmas, podem ser tanto físicos quanto antropomórficos. Os simuladores são usados para estudo de interações das radiações no corpo, e avaliação de doses relativas ao diagnóstico e tratamento, e são direcionados para a finalidade de controle e diminuição de dose para o paciente (CNEN, 2014).

Os simuladores antropomórficos são capazes de reproduzir, por exemplo, as formas de um órgão, que se deseja estudar, o que eleva sua importância para a aplicação médica. Em geral podem apresentar custos elevados, por isso é necessário que se façam investimentos na confecção de objetos simuladores que sejam produzidos nacionalmente com baixo custo comparado aos importados (SILVA, H., 2015).

Com a evolução das técnicas radioterápicas surgiu a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) que trouxe para o tratamento radioterápico a possibilidade de concentrar doses altas em volumes-alvo complexos e proporcionar a redução de dose em tecidos sadios adjacentes ao órgão tratado (SILVA, L., 2015). O Regulamento Técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (2005) estabelece os requisitos e parâmetros de controle sanitário para o funcionamento de serviços de radioterapia, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais envolvidos e do público em geral. Ela aponta no item 7.10, que todo o serviço de radioterapia deve dispor de instrumentos e acessórios para o controle de qualidade em teleterapia, para individualizar o tratamento, dentre os quais os objetos simuladores e objetos simuladores antropomórficos estão alistados, este último designado para a IMRT (ver Anexo 1 itens 19 e 20) (ANVISA, 2005).

Ante o exposto, e considerando a necessidade do setor de radioterapia no tocante aos acessórios utilizados para a realização da proteção radiológica, tendo em vista a garantia de qualidade dos serviços, sendo o câncer a principal patologia tratada em radioterapia, e devido à alta incidência do câncer de próstata, a qual apresenta demanda significativa. Este trabalho de pesquisa apresenta uma metodologia aplicada a confecção de um simulador

antropomórfico de próstata confeccionado em impressora 3D e arranjo com o Fricke gel dosimétrico, para teste radioterapia por meio de teleterapia com acelerador linear.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Este estudo tem como objetivo a construção de objeto simulador de próstata em 3D em conjunto com o Fricke gel dosimétrico para uso em radioterapia.

1.2.2 Objetivos específicos

Entre os objetivos específicos deste trabalho estão:

- Confeccionar um simulador antropomórfico de próstata;
- Reproduzir a próstata em impressora 3D, nas dimensões reais aproximadas ao órgão;
- Realizar teste em radioterapia em teleterapia com acelerador linear, de controle de qualidade e dosimetria;

1.3 REVISÃO DA LITERATURA

Esta pesquisa tem área de atuação em Engenharia Biomédica com ênfase em Física Médica e este trabalho foi desenvolvido com base em conhecimentos sobre radioterapia para tratamento de câncer. A revisão bibliográfica foi feita em livros, teses, dissertações e artigos nas seguintes fontes especializadas: Periódicos CAPES, na plataforma da PubMed, IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), Biblioteca Digital USP (Universidade de São Paulo), Biblioteca Central da UNB (Universidade de Brasília).

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), fundada pelo Ministério da Educação (MEC), apresenta fundamental importância na expansão e

consolidação da pós-graduação *stricto sensu* (mestrado e doutorado) no Brasil. No Portal de Periódicos CAPES foi utilizado para a pesquisa a palavra-chave em inglês “*Fricke gel dosimeter*” voltaram 166 trabalhos entre os quais apenas 2 foram selecionados. O PubMed é uma base de dados para pesquisa com grande relevância em conteúdos e publicações de artigos de revistas da área médica. Mantida pela NLM (*National Library of Medicine*) e desenvolvida pelo NCBI (*National Center for Biotechnology Information*). A pesquisa realizada com a palavra-chave “*3D prostate simulator*” retornou 23 trabalhos, dos 14 tratavam de radioterapia, porém apenas dois foram relevantes ao tema em estudo.

A pesquisa realizada na base de dados IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), com a palavra-chave “*3D printed prostate*” retornaram 4 trabalhos, dos quais apenas um foi relevante ao tema em estudo. Nessa mesma base, uma pesquisa com o argumento “*Phanton of prostate*” implicou em 266 trabalhos, dos quais apenas três foram de real interesse por terem relação mais direta com o tema, a escolha dos trabalhos foi feita por meio de exclusão dos trabalhos que não se referiam especificamente sobre o tema de pesquisa.

O padrão de pesquisa foi igual ao anterior e foram aplicados na Biblioteca Digital da USP, pesquisa com as palavras-chave “*3D Simulator Prostate*” com 31 resultados, porém apenas 2 trabalhos foram escolhidos por tratar do assunto.

Na Biblioteca Central da UNB (BCE), a pesquisa resultou em 63 publicações para a pesquisa com a palavra-chave “radioterapia”, 8 publicações entre as quais foram selecionadas 3 dissertações de mestrado, pois tratavam dos assuntos relevantes e contribuíram para a pesquisa e escrita deste trabalho.

Para a pesquisa foram utilizados termos em inglês e português. Em busca por trabalhos e publicações científicas em geral nos períodos de 2015 a 2018, totalizando 10 obras incluídas entre artigos e dissertações e foram incluídas outras obras relevantes ao tema publicadas em anos anteriores. Esta pesquisa também se fundamentou em normativas da Comissão Nacional de Energia Nuclear CNEN, Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), Resolução da ANVISA e SNVS, e portal eletrônico do Instituto do Câncer (INCA) da Organização Mundial de Saúde (OMS) e Organização das Nações Unidas (ONU), também foram acessados.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo este capítulo.

No segundo capítulo, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão das tecnologias, conceitos, e padrões utilizados na radioterapia para o tratamento de próstata e dosimetria.

O capítulo três detalha os materiais e métodos, ou seja, a metodologia utilizados no estudo.

O capítulo quatro descreve os resultados obtidos e a estrutura do processo de trabalho para a confecção e teste em radioterapia com o simulador antropomórfico.

O capítulo cinco discute a aplicação do arranjo simulador de próstata na radioterapia, e os resultados do teste feito, e a importância envolvendo o tema deste estudo e apresenta as conclusões finais do trabalho.

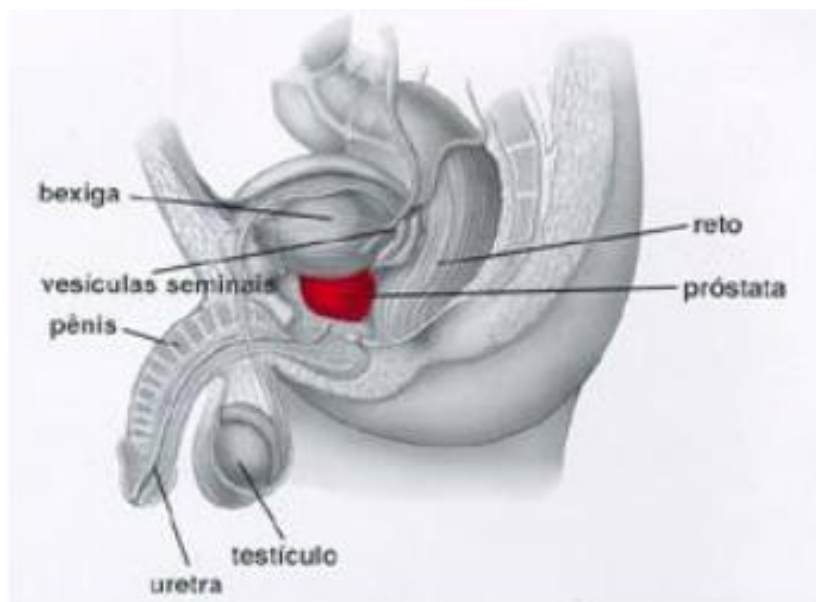
Para finalizar, o capítulo seis apresenta sugestão de trabalhos futuros com indicação para o possível desenvolvimento de pesquisa com base neste documento.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 PRÓSTATA

A próstata pesa aproximadamente 20 gramas e é um órgão que circunda o colo da bexiga e a primeira porção da uretra (uretra proximal), como mostram as figuras 1 e 2 (KUMAR, *et al.*, 2015). A próstata é um órgão do sistema reprodutor masculino, cuja função é a liberação de um líquido fino, leitoso, que contém íon citrato, íon fosfato e uma enzima de coagulação e uma pró-fibrinolizina, este líquido é capaz de neutralizar a acidez de outros líquidos seminais durante a ejaculação tornando os espermatozoides mais férteis e com maior mobilidade (GUYTON e HALL, 2017).

Figura 1- Localização da próstata abaixo da bexiga e anterior ao reto, envolvendo a primeira porção da uretra.



Fonte: (INCA, 2017).

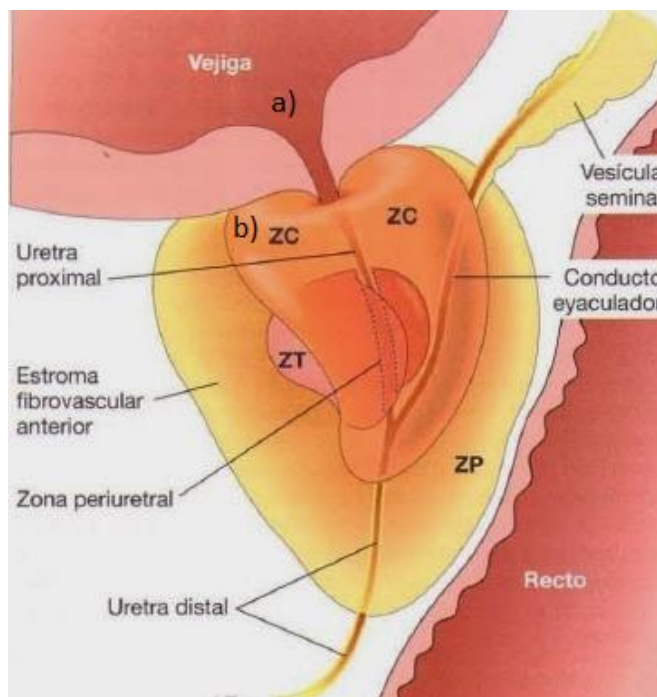
O órgão prostático realiza uma contração simultânea às contrações do canal deferente, de modo que o líquido fino e opaco da próstata é adicionado ao sêmen. Por ser relativamente ácido o líquido do canal deferente, uma leve alcalinidade característica do

líquido prostático pode ser muito importante para a fertilização bem sucedida (GUYTON; HALL, 2017).

Por ser uma glândula e possuir diferentes tecidos, a próstata apresenta uma quantidade considerável de nosologias referentes a ela, as mais frequentes são: a prostatite (inflamação da próstata por causas bacterianas ou não), a Hiperplasia Benigna da Próstata ou HBP (aumento da glândula e obstrução do fluxo urinário, devido à proliferação de células teciduais da próstata, aumentando seu tamanho estrutural), e o câncer de próstata (HAAGA *et al.*, 2010; BOGLIOLO, 2017; RUBIN *et al.*, 2017). A maioria dos adenocarcinomas prostáticos são originários na zona periférica e por isso podem ser palpáveis ao exame digital retal (KUMAR, *et al.*, 2015; RUBIN *et al.*, 2017).

A próstata adulta contém quatro zonas principais: a zona central, zona periférica, zona de transição e zona periuretral, como demonstrado na figura 2. A maioria dos carcinomas são originários na zona periférica e por isso podem ser palpáveis ao exame digital retal, ou seja, exame de toque retal. (KUMAR, *et al.*, 2015; RUBIN *et al.*, 2017).

Figura 2- Região da próstata e zonas prostáticas: a) Colo da bexiga e uretra proximal; b) Zonas da próstata: zona central (ZC), zona Periférica (ZP), zona de transição (ZT) e zona Periuretral.



Fonte: (KUMAR, *et al.*, 2015).

2.2 CÂNCER


A palavra câncer se originou da palavra grega *karkínos*, que significa caranguejo (BOGLIOLO, 2017). Por ter sido detectado em múmias, constata-se que antigamente, há cerca de 3 mil anos antes de Cristo, o câncer já existia e acometia o homem (INCA, 2012). O câncer tem capacidade própria de invadir tecidos contíguos e metastizar para órgãos mais afastados, nos quais subpopulações de células malignas se reproduzem desordenadamente e estabelecem residência (RUBIN *et al.*, 2017).

O câncer no mundo tem sido um problema de saúde pública, a Organização Mundial de Saúde (OMS), afirma que o câncer mata a cada ano 8,8 milhões de pessoas, sobretudo em países em desenvolvimento (OMS, 2017). Segundo publicação do INCA (2017), para cada um dos anos de 2018 e 2019, estima-se que no Brasil, haverá a ocorrência de 600 mil casos novos de câncer, excluindo o câncer de pele não melanoma (cerca de 170 mil casos novos), ocorrerá 420 mil casos novos de câncer (INCA, 2017).

O câncer de próstata (CaP), é o primeiro da lista entre os dez tipos de câncer mais incidente em homens (ver figura 3). Dados epidemiológicos recentes apontam que para cada ano de 2018 e 2019, estão previstos cerca de 68.000 novos casos de CaP no Brasil (INCA, 2017).

Figura 3 – Distribuição dos tipos de câncer mais comuns em homens e mulheres, o câncer de próstata em primeira posição no tocante a incidência dos casos estimados para o sexo masculino.

Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma*

Localização Primária	Casos	%			Localização Primária	Casos	%
Próstata	68.220	31,7%	Homens 	Mulheres	Mama Feminina	59.700	29,5%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	8,7%			Cólon e Reto	18.980	9,4%
Cólon e Reto	17.380	8,1%			Colo do Útero	16.370	8,1%
Estômago	13.540	6,3%			Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.530	6,2%
Cavidade Oral	11.200	5,2%			Glândula Tireoide	8.040	4,0%
Esôfago	8.240	3,8%			Estômago	7.750	3,8%
Bexiga	6.690	3,1%			Corpo do Útero	6.600	3,3%
Laringe	6.390	3,0%			Ovário	6.150	3,0%
Leucemias	5.940	2,8%			Sistema Nervoso Central	5.510	2,7%
Sistema Nervoso Central	5.810	2,7%			Leucemias	4.860	2,4%

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Fonte: (INCA, 2017).

O adenocarcinoma acinar da próstata é o mais comum entre os tipos de câncer de próstata encontrados, cerca de 98%, outros mais raros como adenocarcinoma ductal, o adenoescamoso ou escamoso puro, o carcinoma colóide da próstata, e o câncer com variante mais agressiva que é o câncer de pequenas células (RUBIN *et al.*, 2017; KUMAR *et al.*, 2005; HUMPHREY, 2018).

Segundo Rubin, (2017), o câncer de próstata é uma doença de idosos, dentre os pacientes acometidos com esta patologia, 75% tem entre 60 e 80 anos de idade (RUBIN *et al.*, 2017). A prevenção, o diagnóstico precoce, o tratamento, os cuidados paliativos e cuidados de sobrevivência são fontes para o controle da doença (ONU, 2017).

De acordo com a Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias no SUS (2015), do Ministério da Saúde, o diagnóstico do câncer prostático pode ser por meio de dosagem do PSA e realização do toque retal (TR) e posteriormente a ultrassonografia trans-retal para a realização da biópsia prostática, além da ressonância magnética (CONITEC, 2015).

Vários são os fatores de risco associados a essa nosologia, para Coleman *et al.* (2008) o fator de risco principal está associado ao envelhecimento da população, e o diagnóstico, ao uso ampliado da medida sérica do Antígeno Prostático Específico (PSA) (COLEMAN *et al.*, 2008). Com a descoberta do antígeno prostático específico (*prostate-specific antigen*, PSA), houve um aumento de detecções de casos da doença ainda na fase precoce, sendo assim, revolucionou o diagnóstico e o tratamento do câncer de próstata, em especial para indivíduos assintomáticos (MARTA *et al.*, 2012).

O PSA tem a função de liquefazer coágulos seminais, e consiste em uma calicreína controlada por um gene no cromossomo 19, é uma glicoproteína produto do epitélio prostático. No plasma ele circula livre ou anexado com duas proteínas: α 1-antichemotrypsin (ACT) e α 2-macroglobulin. Em homens normais quantidades mínimas de PSA aparecem no sangue, e segundo Kumar *et al.* (2010) a maioria dos laboratórios definem o ponto plasmático de 4ng/ml como sendo o corte entre o normal e o anormal (KUMAR, *et al.* 2010; RHODEN *et al.*, 2010).

É relevante expressar que apenas o exame laboratorial do PSA, não pressupõe o diagnóstico oficial já que patologias como HPB (Hiperplasia Prostática Benigna), prostatite, infarto, instrumentação da próstata e ejaculação aumentam os níveis de PSA (RHODEN *et al.*, 2010). A tabela 1, a seguir mostra a proporcionalidade do risco de câncer de próstata ao valor do PSA encontrado no sangue.

Tabela 1- Proporcionalidades do risco de câncer de próstata ao valor do PSA encontrado no sangue.

PSA (ng/ml)	VPP* para câncer
0-1	2,8-5%
1-2,5	10,5-14%
2,5-4	22-30%
4-10	41%
>10	69%

*Valor Preditivo Positivo

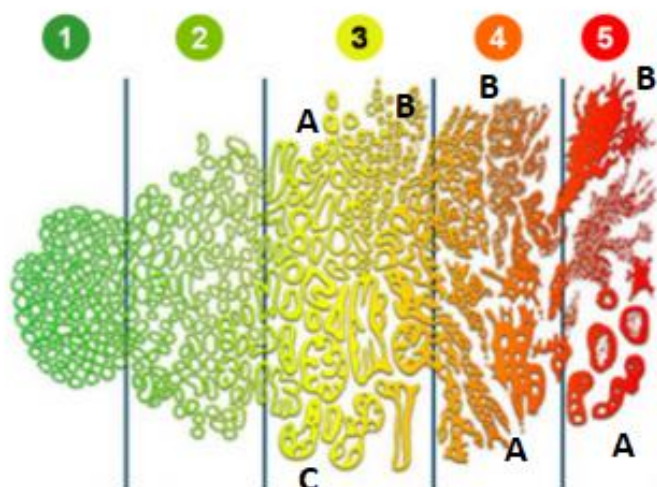
Fonte: (adaptado de RHODEN *et al.*, 2010).

Outros métodos também são realizados para diagnóstico do câncer prostático, como: biópsia, ultrassonografia endorretal e espectroscopia, em conjunto com a ressonância magnética endorretal, podem direcionar biópsias para áreas suspeitas de neoplasia em pacientes com PSA elevado e biópsias negativas (DENIS, *et al.*, 2003).

O adenocarcinoma da próstata é classificado, geralmente pelo sistema de graduação Gleason (Tabela 2), em que estão baseados os padrões histológicos de formação e infiltração do tumor na glândula. O Sistema Gleason refere-se à soma dos graus (1-5) atribuídos ao padrão mais relevante e o grau do padrão menos relevante. A contagem de Gleason de 2 (1+1), faz referência aos tumores bem diferenciados, enquanto os indiferenciados ou com grande perda da diferenciação apresentam contagem de Gleason de 10 (5+5). Os cânceres de próstata indicam em sua maior parte sugestão graduação de Gleason de 4 a 7 (2+2, 3+4,4+3) (SILVEIRA *et al.*, 2007).

Quando associado ao estágio tumoral, o sistema Gleason tem valor prognóstico: quanto mais baixa a contagem, melhor o prognóstico, como mostra a figura 4.

Figura 4 – Gradação histológica do sistema Gleason.



Fonte: Adaptação (SANCHES, 2018; RUBIN, 2017).

Tabela 2 – Sistema Gleason.

GLÂNDULAS	
Diferenciação	Distribuição
1 “Redonda” revestida com camada única de células cuboidais	Aglomeração íntima em massas arredondadas; borda definida
2 Maior variação no tamanho e forma	Separada em até uma glândula de diâmetro; borda “frouxa”
3a Forma irregular; tamanho médio a grande	Separação irregularmente espaçada; “borda mal definida”; circunda estruturas normais. Distribuição e espaçamento muito irregulares; sem “borda”; circundam estruturas normais
3b Glândulas pequenas a minúsculas, não fundidas nem “em cadeia”	
3c Massas de epitélio papilar ou cribriforme com superfície externa lisa	
4a Massas denteadas de epitélio glandular fundido; células tumorais desnudas no estroma	Massas infiltrativas denteadas que sobrepõem estruturas normais. Sem superfície lisa contra o estroma
4b A mesma de 4 ^a ; células claras grandes	
5a Massas cribriformes a sólidas, lisas; necrose	Massas infiltrativas denteadas que infiltram as fibras

central frequente “comedocarcinoma”	do estroma
5b Carcinoma anaplásico com vacúolos e glândulas que sugerem adenocarcinoma	

Fonte: (adaptado de RUBIN, 2017, p.939).

Segundo Rubin (2017), o estágio da doença é a fundamental base para a escolha da terapia a ser aplicada no câncer prostático. Dentre os sistemas de estadiamento do câncer de próstata, o mais utilizado internacionalmente é o TNM (RHODEN *et al.*, 2010).

O sistema TNM serve para descrever a extensão anatômica da doença e está baseado nos três componentes: T- a extensão do tumor primário, N- a ausência ou presença e a extensão de metástase ou linfonodos regionais e M- a ausência ou presença de metástase à distância. No estadiamento TNM, são acrescentados números aos três componentes para indicar a extensão da doença maligna, como demonstrado na tabela 3 (MS/ INCA/UICC, 2004).

Tabela 3: Estadiamento TNM do câncer de próstata:

Estágio	Descrição
I (T1, N0, M0)	Confinado ao órgão; clínica e radiologicamente inaparente.
II (T2, N0, M0)	Confinado ao órgão; clínica ou radiologicamente aparente; T2A: 50% de um único lobo envolvido; T2B: 50% de um único lobo envolvido; T2C: ambos os lobos envolvidos.
III (T3, N0, M0)	Extensão extra capsular ou invasão de glândula seminal; T3A: extensão extra capsular; T3B: invasão das glândulas seminais.

IV (N1-2)	Adenopatia local ou regional; N1: metástases nodais microscópicas; N2: metástases nodais macroscópicas.
IV (T4 ou N3 ou M1-2)	Metástase à distância; T4: invasão da bexiga, esfíncter externo ou retal; N3: metástases nodais extra regionais; M1: fosfatase alcalina elevada; M2: metástases viscerais ou ósseas à distância.

Fonte: (adaptado de GREENE, *et al.* 2002; FERREIRA e SASSE, 2007).

Os pacientes com câncer de estágio T1 e T2 são tratados com prostatectomia radical ou radioterapia, pacientes com tumores em estágio T3, a radioterapia é o mais indicado, visto que metade deles apresenta metástase ocultas em linfonodos da pelve e nesses casos não se pode obter cura por cirurgia (RUBIN, 2017).

Dentre as opções terapêuticas para tratar o câncer prostático estão, a vigilância ativa, o cirúrgico com a prostatectomia radical, a radioterapia de feixe externo ou teleterapia e braquiterapia isolada ou em combinação com terapia de privação de andrógenos (COULTER; BUTTERWORTH; JAIN, 2015). Para Denis *et al.* (2003), acrescentam às modalidades de tratamento do câncer de próstata, a hormônio terapia, a imunoterapia, e a terapia gênica (DENIS *et al.*, 2003). Pode ser considerado um câncer de bom prognóstico, se diagnosticado e tratado oportunamente.

2.3 RADIOTERAPIA

O surgimento da radioterapia se deu com a descoberta dos Raios X por Wilhelm Conrad Roentgen (1895), da radioatividade por Becquerel (1896) e do radioisótopo radio, por Marie e Pierre Curie (1898) (PUC-Rio, 2011).

A radioterapia foi uma das primeiras modalidades utilizada para tratar câncer, tendo o primeiro tratamento realizado em 1896 em um câncer de mama e outro caso, na França, com o tratamento de câncer gástrico, no mesmo ano. No Brasil, foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com o médico Dr. Becker Pinto, que utilizou um aparelho de raios X para tratar um tumor de pele (BERDAKY e CALDAS, 2001).

A palavra “radioterapia” surgiu em referência ao radioisótopo rádio, que foi o primeiro radioisótopo utilizado para tratamentos de câncer com radioterapia (AVELINO, 2013). A radioterapia vem sendo aprimorada ao longo de décadas por ser uma modalidade terapêutica consolidada e utilizar radiação ionizante proveniente de equipamentos emissores de radiação gama, como o Cobalto 60, ou de acelerador linear com aplicação de radiação X de alta voltagem (MV) ou feixe de elétrons (TAUHATA, 2013).

O tratamento radioterápico pode ser curativo ou paliativo de acordo com estado e avanço da doença (LOPES, 2016; PEREIRA; JUNIOR; DIAS, 2016). E consiste em ser um método de tratamento com feixes de radiação ionizante que tem por principal característica alterar propriedades físico-químicas de células (ALMEIDA, 2013). Podendo danificar ou levar a morte as células atingidas, nesse sentido, células normais e anormais absorvem a radiação, sendo que as malignas são geralmente mais radio-sensíveis, por terem o ciclo celular mais rápido, durante a mitose o componente do núcleo celular encontra-se menos denso, ou seja, mais sensível (STOLL, 1968; SEGRETO; SEGRETO, 2000).

Segundo Segreto e Segreto (2000), as radiações ionizantes “podem interagir diretamente com os componentes celulares (efeito direto) ou de modo indireto pela radiólise da água (efeito indireto)” (SEGRETO; SEGRETO, 2000 p. 9), A radiação ionizante é liberada por átomos com excesso de energia, que lesa os tecidos humanos de várias formas, e os efeitos diretos dessa radiação no microambiente tecidual são desencadeados pela deposição de energia nas macromoléculas, rompendo estruturas atômicas do tecido onde atua e produzindo modificações químicas e biológicas (SANTOS-SILVA *et al.*, 1970; SEGRETO; SEGRETO, 2000).

Os efeitos decorrentes da exposição à radiação ionizante de forma direta com os alvos como o RNAm, DNA e proteínas, causa o rompimento de suas ligações covalentes e causando a quebra estrutural de forma irreversível (BONATO; ELNECAVE, 2011). Cerca de 60% do dano tecidual provocado por raios X ocorre em decorrência dos efeitos indiretos

da radiação, através da reação das partículas ionizadas com a água livre, produzindo espécies reativas de oxigênio e radicais livres, o que amplifica a lesão por meio da interação com lipídios, membranas e outras moléculas de oxigênio (BARCELLOS-HOFF; BROOKS, 2001).

Figura 5 – Efeito direto e indireto causado pela radiação na célula.

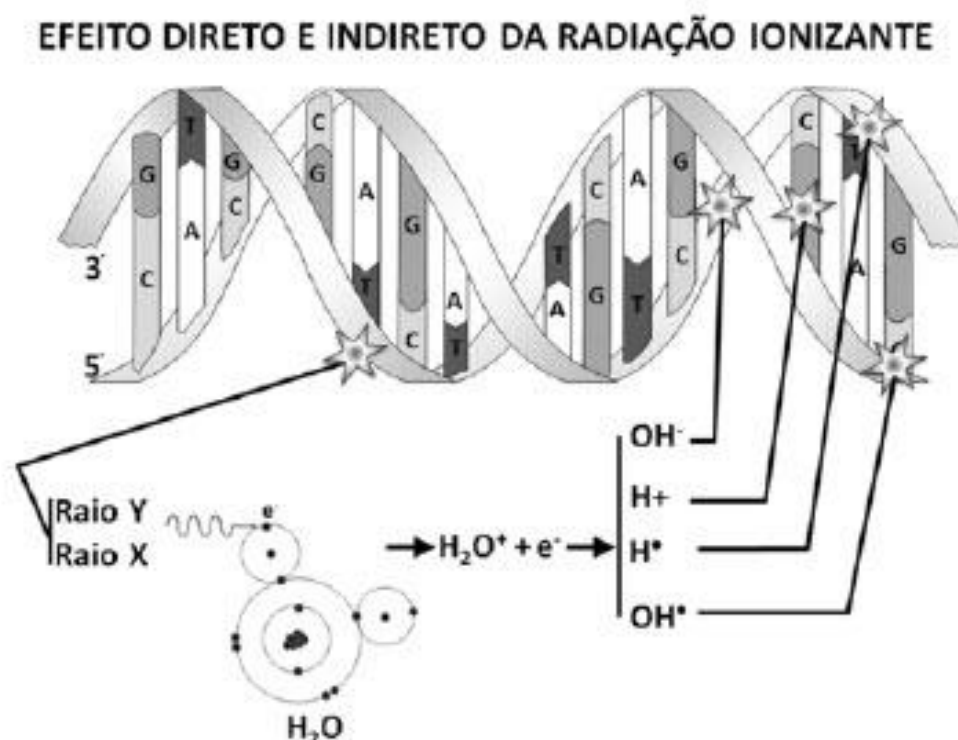


Figura 1. A lesão direta do DNA ocasiona a quebra de suas ligações estruturais. Na lesão indireta, há deslocamento de elétron (e^-) da molécula de água (H_2O), que se torna um íon água positivo (H_2O^+). O elétron reagirá com outra molécula de água formando H_2O^- , que se dissocia em íon hidroxila (OH^-) e radical livre hidrogênio (H^\bullet). O íon água positivo (H_2O^+) se dissocia em íon hidrogênio positivo (H^+) e radical livre hidroxila (OH^\bullet). Os íons e radicais livres são altamente reativos com as estruturas celulares.

Fonte: (BONATO; ELNECAVE, 2011).

Como mostra a Figura 5, o DNA é composto de dupla fita de bases nitrogenadas (Adenina, Timina, Guanina e Citosina). A radiação pode causar danos em uma ou nas duas fitas da molécula de DNA, caso o dano ocorra em apenas uma fita, o dano é considerado sub-letal, se houver lesão na dupla fita, o dano é considerado letal para a célula. Em radioterapia são feitos fracionamentos de doses, para que aquelas células que receberam o

dano sub-letal, possam sofrer um dano letal, por não conseguir se recuperar a tempo. A intensidade da resposta varia de acordo com o respectivo tipo histológico (STOLL, 1968; SEGRETO; SEGRETO, 2000).

A aplicação das radiações ionizantes deve ser empregada com base no princípio da justificação, e que seu benefício seja superior aos danos decorrentes da mesma ao paciente (CNEN, 2014). A radioterapia nos últimos anos vem avançando aliada a tecnologia da computação, e do uso de sofisticados equipamentos de tratamentos e acessórios para que os efeitos radiobiológicos sejam cada vez mais compensadores, e sejam administradas menores doses em tecidos adjacentes aos sadios.

Esta modalidade de tratamento de câncer pode ser aplicada isolada ou concomitantemente associada a outras modalidades de tratamento como à quimioterapia e hormonioterapia, ou à cirurgia. Dentre as modalidades principais terapêuticas da radioterapia estão a teleterapia, a braquiterapia e a radiocirurgia (CRUZ; CAIRES; SOUZA, 2017; PEREIRA; JUNIOR; DIAS, 2016; SALVAJOLI, 2013).

A modalidade escolhida para compor essa pesquisa foi a teleterapia pelo acesso e pela técnica empregada no tratamento (*tele*, vem do grego e significa “à distância”), ou também chamada de radioterapia externa, essa técnica, faz uso dos equipamentos: acelerador linear ou aparelho de Cobalto 60 como fonte de radiação ionizante para tratamento, sendo que entre o paciente e a fonte de radiação existe uma distância física de 60 cm a 100 cm, (MARTA *et al.*, 2012).

Devido à evolução das técnicas radioterapêuticas, a entrega de doses maiores nos volumes alvos de tratamento e menores doses em estruturas sadias adjacentes, foram realizadas, com o emprego da teleterapia tridimensional conformada com modulação da intensidade de feixes (*intensity-modulated radiation therapy*, IMRT) e da radioterapia guiada por imagem (*image guided radiation therapy*, IGRT) (MARTA *et al.*, 2012; NUNES, 2018).

2.3.1 Acelerador Linear

Segundo a definição da ANVISA (2005) acelerador linear “é o equipamento emissor de radiação X, com ou sem emissão de elétrons, utilizado em teleterapia” (ANVISA, 2005). Os aceleradores lineares surgiram com a finalidade de aplicação de doses em tecidos e órgãos mais profundos e minorar a radiação em tecidos sadios próximos (PODGORSK, 2005).

Os aceleradores lineares produzem feixe de elétrons e podem produzir feixes de radiação de freamento, ou *Bremsstrahlung* (ver Anexo 2) (radiação eletromagnética de alta energia e espectro contínuo) (TAUHATA, 2013). Tauhata (2013) completa: “os elétrons, gerados por emissão termoiônica nos filamentos aquecidos, são injetados num tubo e carregados por uma onda portadora estacionária, por várias secções da máquina, até atingir a energia desejada, num mecanismo de transporte semelhante ao —surf”. Essa onda é gerada por válvulas tipo Klystron ou Magnetron, de micro-ondas, e introduzida na máquina por meio de guias de ondas (TAUHATA, 2013). Os principais componentes de um acelerador linear, como mostra a Figura 6.

Figura 6 – Acelerador linear e seus principais componentes.



Fonte: (Adaptada de ALMEIDA, 2018).

Dependendo da dose prescrita para o tratamento radioterápico, é indicada a utilização de mais de um campo de irradiação (feixe de fótons), a fim de obter uma distribuição de dose homogênea no tumor e a proteção aos órgãos adjacentes sadios. Esses

campos de tratamento são localizados para o mesmo volume tumoral, porém com entrada em vários locais do corpo (INCA, 2000).

São empregados no mínimo dois campos de irradiação, em que a maioria dos equipamentos gira em volta de um eixo chamado isocentro, exceto nos tumores superficiais, observa-se na figura 7. Assim, é possível direcionar os campos para o centro do volume tumoral, que é localizado no isocentro (MORAIS; MARANGONI, 2015).

Figura 7. Equipamento sendo posicionado para direcionar o feixe de irradiação ao campo de tratamento de acordo com o planejamento prescrito ao paciente em planejamento prévio.



Fonte: (HOSPITAL SIRIO LIBANÊS, 2018).

2.3.2 Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT

Com a evolução das técnicas de tratamento radioterápicas e técnicas computacionais surgiu a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Por ser uma técnica conformacional tridimensional tem o propósito de diminuir as doses para os órgãos adjacentes ao mesmo tempo em que realiza a entrega de dose no alvo em tratamento. Tal fato decorre do uso de acessórios para modular o feixe homogêneo que acelerador linear produz (AVELINO, 2013). Os colimadores multi-lâminas (MLC, do inglês *multi leaf colimators*) são muito

utilizados para a modulação, na maioria dos centros de radioterapia (PODGORSAK, 2005).

A vantagem da técnica de IMRT é a capacidade de incidir altas doses de radiação na próstata enquanto minimiza as doses nos órgãos sadios adjacentes. Para realização do tratamento é necessário um planejamento com uso de imagens TC e RM, para que seja direcionada a terapia externa tridimensional, em que os órgãos e o alvo tumoral sejam delineados e atingidos com a dose dentro do limite de tolerância aos órgãos adjacentes ao alvo tumoral.

Na radioterapia, utiliza-se o sistema de planejamento de tratamento (SPT), um software para se calcular a dose a ser absorvida pelo paciente e os parâmetros usados no tratamento. Com esse sistema vários tipos de simulações e técnicas de tratamentos radioterápicos podem ser feitos, no Brasil tornou-se obrigatória nos serviços de radioterapia do Brasil (CNEN, 2014).

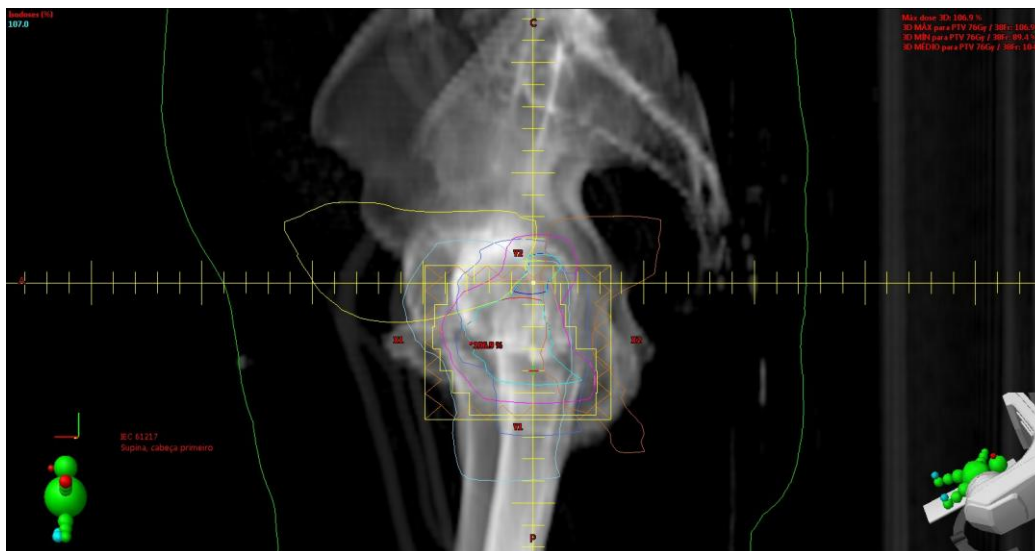
Na IMRT, e aplicável também em IGRT (faz uso de imagens de TC, raios X e ultrassonografias para acompanhamento diário, antes e durante o tratamento), é feito o “planejamento inverso” (*inverseplanning*), essas técnicas permitem com a utilização de atenuadores de feixe de energia executar os tratamentos com campos múltiplos e administrar a dose de acordo com o planejado, ou seja, utilizam-se vários seguimentos de campos para a aplicação de dose e assim proteger os órgãos e tecidos normais adjacentes (NUNES, 2018; SILVA, L., 2015).

2.3.3 Planejamento de Tratamento

O planejamento radioterápico é feito através da utilização de alguns acessórios, dentre eles estão os imobilizadores, e apoiadores, nessa etapa são definidos o do volume a ser irradiado, e a dose respectiva para o tratamento (ALMEIDA, 2013). O planejamento de tratamento é fundamental para a qualidade do tratamento e sua reprodutibilidade. Os pacientes são posicionados de acordo como serão feitos os tratamentos e são realizados exames de imagens médicas através de equipamentos como os raios-X, simulador convencional, o próprio equipamento de tratamento, ou pelo uso de equipamento de

tomografia computadorizada para a definição do posicionamento correto e definição do volume-alvo (ver figura 8) (PEREZ, 2004).

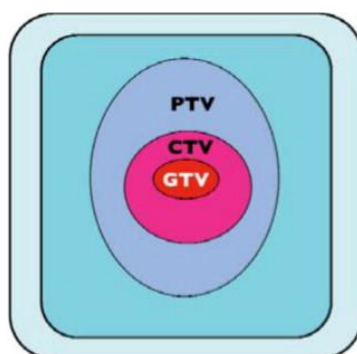
Figura 8 – Imagem médica para definição do posicionamento de tratamento.



Fonte: (Cortesia do HUB).

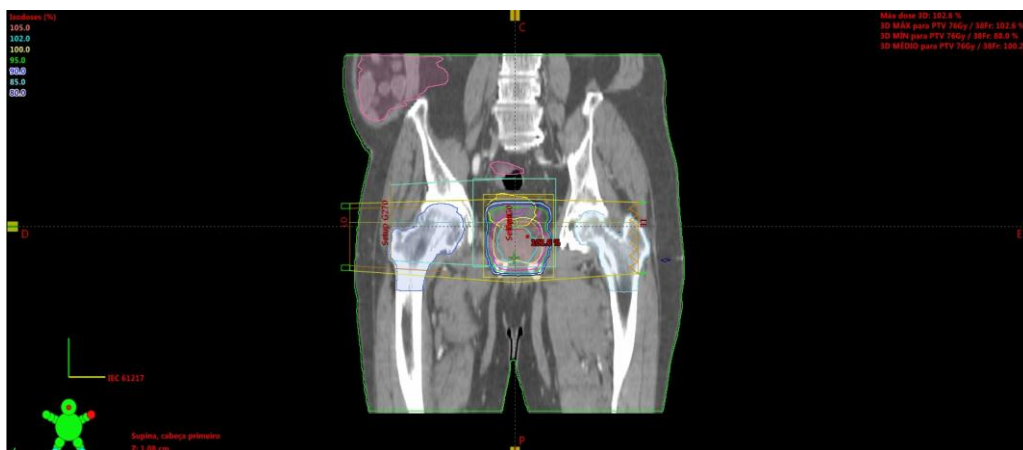
De acordo com a *International Commission on Radiation (ICRU)*, é obrigatório que seja determinado o volume e localização de tratamento de forma precisa, e que as doses sejam homogêneas e que os órgãos adjacentes sejam preservados dentro das possibilidades, recebendo menor taxa de dose. Dessa forma, são determinados: o GTV (*Gross tumor Volume*) região central em que o tumor está localizado e maior concentração de células neoplásicas de volume tumoral visível; o CTV (*Clinical Tumor Volume*) consta de GTV visível ou doença microscópica considerando a movimentação do paciente e dos órgãos ou questões relacionadas à localização do tumor; e o PTV (*Planning Target Volume*) engloba o GTV e o CTV, e mais uma margem de segurança (ver figuras 9 e 10) (ICRU, 1999; ICRU, 1993).

Figura -9 GTV, CTV e PTV.



Fonte: (SAADEDDIN, 2012).

Figura – 10 Definições de região de tratamento.

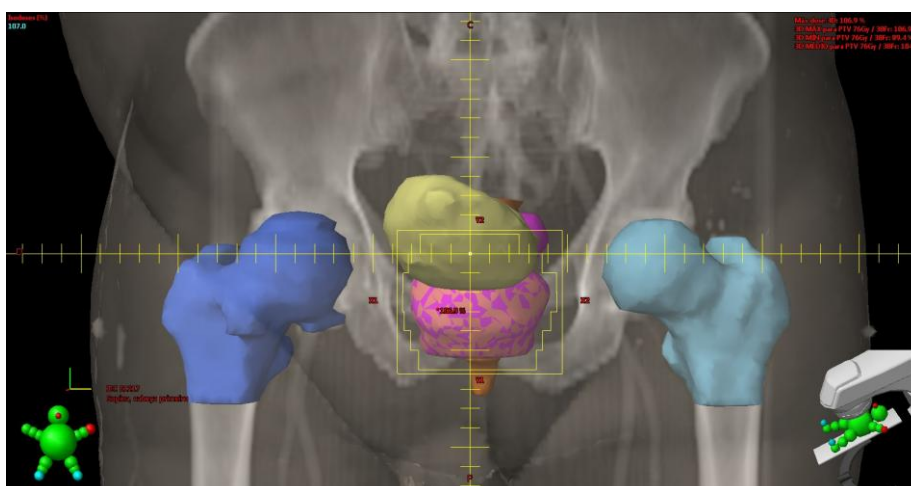


Fonte: (Cortesia do HUB).

O planejamento computacional através dos Sistemas de Planejamento de Tratamento (STP) faz uso de *softwares* apropriados para delimitar os volumes de tratamento, inclusive os citados anteriormente, visando proporcionar o tratamento mais eficiente ao paciente.

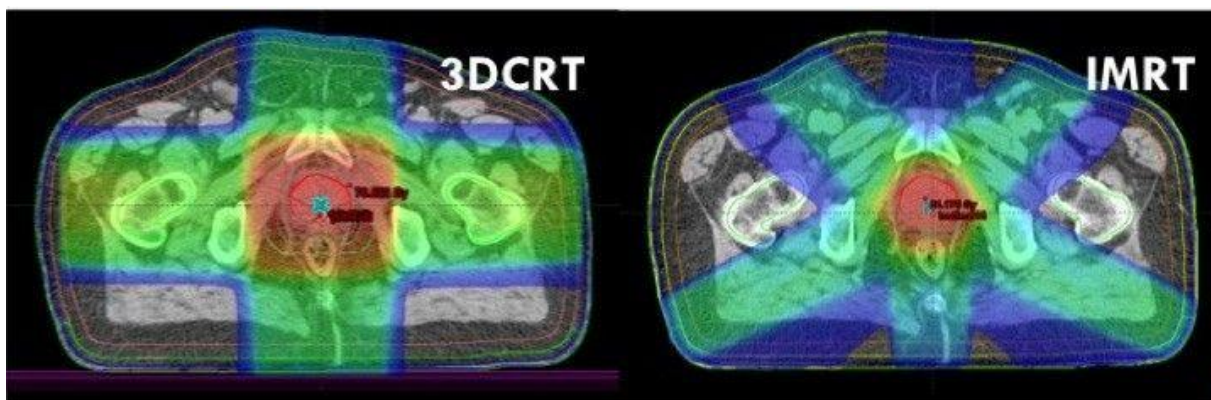
O uso de Tomografia Computadorizada (TC) proporciona a definição dos volumes e delimitações do tratamento de acordo com cada corte de imagem, e a inserção dos campos com reconstrução 3D (ver figura 11 e 12). Também podem ser definidas as proteções a serem usados para o tratamento, com o uso de blocos ou MLC (AVELINO, 2013; SCAFF, 2010).

Figura 11- Reconstrução 3D.



Fonte: (Cortesia do HUB).

Figura 12 - Planejamento computacional de tratamento *in Box*.



Fonte: (SVEISTRUP *et al.*, 2014).

2.3.4 Radioterapia no Câncer de Próstata

Segundo a Organização Pan-Americana da Saúde e a Organização Mundial de Saúde (2017), na América Latina e Caribe o câncer de próstata, é o responsável pela maioria das mortes em homens (OPAS/OMS, 2017). Segundo dados epidemiológicos foram previstos no Brasil, 68 mil novos casos de câncer de próstata para 2018 e a mesma estimativa para 2019 (INCA, 2017).

No câncer de próstata, a radioterapia pode ser usada como fonte de cura ou paliativa para alívio das dores no caso em que o paciente tem metástases ósseas (SANTOS, *et al.*, 2017; NUNES, 2018). Para se tratar o câncer de próstata utilizando radiação ionizante, existem as opções de radioterapia interna ou braquiterapia (com o uso de implante radioativo permanente ou temporário), radioterapia externa ou teleterapia (convencional ou tridimensional – conformada, de intensidade modulada, guiada ou não por imagem durante o tratamento) e formas de aplicação (isolada ou combinada), e a radiocirurgia (CONITEC, 2015; NUNES, 2018; SCAFF, 2010).

Vale resaltar que no tratamento radioterápico de próstata com teleterapia, não há necessidade de ser administrada anestesia geral e o mesmo aparelho que é utilizado em teleterapia para outras neoplasias malignas, é o mesmo utilizado em tratamento do CaP (BRASIL, 2016).

Segundo estudo comparativo entre a morbidade e o controle do CaP, realizado com mais de 12.000 pacientes, tendo como base dados do SEER (*Surveillance, Epidemiology and End Results*) os pacientes foram tratados em 2 grupos sendo um grupo com IMRT e o segundo grupo com RCT-3D, no período entre 2000 e 2007, como resultado do estudo os pacientes do grupo tratado com IMRT obtiveram melhor controle de doença, mesmo os que receberam maior taxa de dose, apresentaram menores complicações gastrointestinais e menos fraturas de quadril (DEARNALEY *et al.*, 1999).

As técnicas de radioterapia evoluíram, e continuam a evoluir na atualidade, permitindo que haja mais segurança nos tratamentos, principalmente quando se tem indicação de altas taxas de doses para serem administradas, a partir de um planejamento tridimensional (3D). A primeira geração da radioterapia conformada tridimensional (RCT-3D) supriu a anterior, bidimensional, por comprovação de ser menos tóxica por obter planejamento com TC pélvica. A IMRT, sendo a segunda geração de técnica tridimensional (3D), reduz adicionalmente e significativamente o risco de toxicidade gastrointestinal comparada à RCT-3D (LEE *et al.*, 2005; SCIENCES, 2010).

Segundo as Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Adenocarcinoma de Próstata o tratamento no órgão prostático, os volumes-alvo de tratamento são as vesículas seminais e os linfonodos pélvicos. A irradiação de linfonodos pélvicos é direcionada para os casos de

pacientes de risco alto. Os órgãos sob-risco de toxicidade tardia são, principalmente, o reto, a bexiga e em menor proporção as cabeças femorais (CONITEC, 2015).

A seleção dos pacientes para tratamentos específicos é geralmente feita por meio da subdivisão em riscos de recidiva: Risco baixo: pacientes com T1-T2a, Gleason 2 a 6, PSA menor que 10. Risco intermediário: pacientes com T2b-T3a ou Gleason 7 ou PSA 10 a 20. Risco alto: pacientes com mais que T3a ou Gleason maior que 7 ou PSA maior que 20 (BRASIL, 2016).

De acordo com a Portaria 498/16 do Ministério da Saúde Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Adenocarcinoma de Próstata, os volumes-alvo de tratamento são a próstata, as vesículas seminais e os linfonodos pélvicos (este último indicado para pacientes de alto risco). O reto, a bexiga e em menor ocorrência as cabeças do fêmur, são os órgãos que estão sob-risco de toxicidade tardia. A dose padrão por fração é de 1,8 a 2 Gray (Gy), totalizando 70-74 Gy, essa dose é dividida em cinco frações por semana durante 7 a 8 semanas. É feita a distribuição de dose antes de o paciente ser tratado, de forma qualitativa, por meio de curvas de isodose sobre a TC e, de forma quantitativa, por meio de histogramas dose-volume para cada um dos órgãos de interesse (BRASIL, 2016).

De acordo com as Diretrizes Baseadas em Evidências em Tumores Urológicos, a radioterapia a ser realizada em pacientes com neoplasia maligna de próstata com risco baixo é a externa conformacionada em planejamento computadorizado, com dose final de 74 a 78 Gy (2 Gy/dia). Pacientes com riscos intermediário e alto é indicado o tratamento externo radioterápico na próstata e vesículas seminais, sendo duas fases, com a primeira até 50,4 Gy, e na sequência com ênfase somente na próstata e dose final de 74 a 78 Gy (2 Gy/dia). Em pacientes com invasão extracapsular e invasão de vesícula seminal, a terapia externa conformacional, em fase única, com dose final de 66 Gy (2 Gy/dia) (FERREIRA; SASSE, 2007).

Os diversos tipos de tratamento para câncer de próstata *in situ* trazem o controle da doença na maior parte dos casos, porém apresentam efeitos colaterais variáveis. Um estudo feito na Universidade da Califórnia Los Angeles (UCLA) com 580 homens, antes e 24 meses após o tratamento com prostatectomia radical (RP) terapia de radiação de feixe externo (EBRT), ou braquiterapia (BT), revelou que o tratamento para o câncer de próstata localizado foi afetado de forma diferencial nos resultados da QVRS (Qualidade de vida relacionada à saúde). Segundo o estudo o controle urinário e a função sexual apresentaram

melhoras após o tratamento com EBRT (teleterapia). Porém os sintomas mais obstrutivos e irritativos foram ocorrentes com BT (braquiterapia), todavia ambas as formas de radiação acarretaram disfunção intestinal (LITWIN *et al.*, 2007).

Os efeitos adversos, quando surgem, geralmente estão associados aos efeitos gastrointestinais, urinários ou sexuais. Mais comumente, observam-se sintomas urinários, como disúria, polaciúria e urgência miccional. Tardamente, pode existir disfunção erétil; complicações urinárias graves são bastante incomuns, acometendo apenas 8% dos pacientes (JUNIOR, 2006).

Nesse contexto, o controle de qualidade é eficiente e necessário, visto que pode haver perda de eficácia do tratamento radioterápico devido à heterogeneidade da dose no volume irradiado, o tratamento radioterápico de teleterapia (à distância de 40 cm a 100 cm do paciente) (KHAN, 2010).

2.4 CONTROLE DE QUALIDADE

Para a ANVISA (2005), um Programa de Garantia de Qualidade em Radioterapia deve assegurar que para cada tratamento radioterápico seja administrado ao paciente à dose prescrita no plano de tratamento, proteção de tecidos sadios, melhoria da qualidade contínua das práticas tornando mais seguras e eficientes. (ANVISA, 2005)

Para garantir a qualidade são feitas as verificações de vários aspectos de funcionamentos técnicos da máquina de terapia, inclusive os dispositivos de segurança do paciente e do operador, indicadores de tamanho de campo, telêmetro, ângulos de colimação, movimentos e estruturas da mesa de tratamento e *gantry* (faz movimento de rotação de 360°, base do colimador por onde sairá o feixe radioativo), posicionamento das lâminas do MLC, isocentro da máquina de terapia e parâmetros dosimétricos: taxa de dose, simetria e planura do feixe e energia com parâmetros geométricos da máquina (ANVISA, 2005; MORALES, 2011; IAEA, 2000).

Para a Comissão Nacional de Energia Nuclear no Regulamento 130, na seção IV Do Programa de Garantia da Qualidade de Fontes de Radiação e de Sistemas de Planejamento de Tratamento a proteção radiológica e segurança englobam vários aspectos e procedimentos que buscam aferir fatores relacionados aos serviços de radioterapia, como

blindagens, partes elétricas ou mecânicas de fontes de radiação, software de sistemas de planejamento e de gerenciamento do tratamento e introdução ou modificação de acessórios ou parâmetros físicos das fontes de radiação (CNEN, 2012).

Conforme o artigo 33 da Resolução 130 da CNEN (2012), na Seção IV do Programa de Garantia da Qualidade de Fontes de Radiação, aponta que a garantia de qualidade dos serviços realizados em radioterapia pelas fontes de radiação e sistemas de planejamento de tratamento devem ser feitos para garantir o atendimento dos requisitos específicos de proteção radiológica e segurança. No artigo 34 da mesma resolução, diz que devem ser realizados testes periódicos com base em normas nacionais e recomendações internacionais vigentes; testes diários de verificação do fator de calibração para aceleradores lineares; testes diários de segurança para todas as fontes de radiação; determinação mensal da dose absorvida na água em condições de referência, para fontes de teleterapia (CNEN, 2012).

A Comissão Nacional de Energia Nuclear, também na resolução 130 CNEN (2012), complementa no artigo 52 que o serviço de radioterapia deve dispor de simulador para dosimetria, como o acessório que tem a função de auxiliar na realização de dosimetria das fontes de radiação, e que seja compatível com os feixes de radiação e técnicas de tratamento (CNEN, 2012).

2.4.1 Dosimetria

A dosimetria estuda as medidas de dose pela exposição à radiação, a fim de contribuir com a diminuição de dose no paciente e assim obter qualidade no tratamento radioterápico. Para que a radioterapia seja segura e eficaz é fundamental que haja uma série de condições técnicas de segurança e cada paciente receba a dose prevista; a dosimetria está aliada a esse processo (MASSEY, 1971).

Um dosímetro de radiação é um dispositivo, instrumento ou sistema que mede ou avalia, direta ou indiretamente, a quantidade de exposição, kerma, dose absorvida ou dose equivalente, ou taxas relacionadas a quantidades de radiação ionizante. Um dosímetro junto com o leitor é referido como um sistema de dosimetria (PODGORSAK, 2005).

A busca do valor da quantidade experimental dosimétrica é medida por um processo, no qual se utiliza um sistema de dosimetria, em que o resultado de uma medida é o valor de uma quantidade dosimétrica expressa como produto de um valor numérico e uma unidade apropriada. Para ser funcional como um dosímetro de radiação, o mesmo deve possuir pelo menos uma propriedade física das funções relativas à quantidade dosimétrica medida, em que cada um pode ter a calibração apropriada (PODGORSAK, 2005).

Na radioterapia a dose absorvida em um ponto específico e sua distribuição espacial, possibilita a indicação da dose para um órgão de interesse. Sobre esse aspecto faz-se necessário o conhecimento das propriedades desejadas do dosímetro, as quais são caracterizadas por precisão, linearidade, dose ou dependência da taxa de dose, energia resposta, dependência direcional e resolução espacial (PODGORSAK, 2005).

Nem todos os dosímetros podem satisfazer todas as características, então a escolha de um dosímetro de radiação e seu leitor deve, portanto, ser feito de forma ponderada, considerando as necessidades e requisitos da situação de medição (IAEA, 2014).

A dosimetria é realizada em testes dosimétricos de forma regular, o técnico em radioterapia verifica diariamente a constância de dose de referência de qualidade dos feixes de fótons e de elétrons. O físico médico verifica a cada mês a constância e a qualidade dos fótons e elétrons, empregando para isto um sistema de medida mais preciso que o usado nos testes diários, assim como os protocolos de calibração da IAEA (IAEA, 2017).

Recomenda-se conjuntamente a prática dos cálculos computadorizados também, com o efeito de minimização de erros de cálculo e de interpolação dos dados. Podem ser utilizadas as planilhas de cálculo desenvolvidas pela Seção de Dosimetria e Física Médica da IAEA, de acordo, com a implementação computadorizada dos Formulários dos Protocolos TRS-277 e TRS-381 (IAEA, 2017).

Quando um corpo absorve certa quantidade de energia da radiação, essa quantidade de energia absorvida pelos tecidos ou órgãos é chamada dose absorvida. A grandeza fundamental, dose absorvida (D) é expressa por: $D = E/m$ que E é a energia absorvida da radiação e m é a massa do absorvedor. A unidade de medida no Sistema Internacional de Unidades é o joule por quilograma (J/kg), denominada Gray (Gy) (ANVISA, 2005, CNEN, 2014).

Além da quantidade de radiação absorvida pode ser avaliado na dosimetria o tipo de radiação que será absorvida. Essa grandeza é chamada dose equivalente (H) e é definida

por: D é a dose absorvida, Q é o fator de qualidade que considera a capacidade de ionização de cada tipo de radiação e N é a capacidade de ionização com o meio. A unidade de medida da dose equivalente, no Sistema Internacional, é o Sievert (Sv) (CNEN, 2014)

De acordo com Podgorsak (2005), são vários os dosímetros utilizados para testes de dosimetria em radioterapia, entre eles estão: filme dosimétrico, câmara de ionização, TLD (Dosímetro termoluminescente), detectores a cintilação, detectores com materiais semicondutores, e os sistemas de dosímetros gel que são dois, o Fricke gel dosimétrico e o gel polimérico (PODGORSK, 2005, p.71-95).

Para a ANVISA (2005), é importante que se tenha objetos simuladores utilizáveis em dosimetria e nos testes de controle de qualidade (ver Anexo 1), objeto simulador é empregado para reproduzir as propriedades de absorção e espalhamento semelhantes ao corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação ionizante, o objeto simulador antropomórfico “é aquele que reproduz a anatomia ou formas do corpo humano” (ANVISA, 2005).

2.4.2 Objeto Simulador/Fantoma

O objeto simulador ou fantoma/*Phantom* como também é denominado, é amplamente utilizado para o controle de qualidade de equipamentos e serviços médicos hospitalares, tanto no setor de diagnóstico quanto no setor de tratamento, são aplicados até mesmo em simulação de cirurgias e biópsias, e para a dosimetria (GRILLO, 2015; SILVA, H. 2015).

Na área de radiologia (diagnóstico e tratamento), os objetos simuladores podem servir em testes para avaliação das estimativas de dose no paciente e avaliação das interações da radiação com a matéria e podem servir para auxiliar na calibração de equipamentos médicos (ANVISA, 2005).

Os fantasmas e objetos simuladores antropomórficos são fabricados com vários tipos de materiais, geralmente com características próximas ao tecido biológico humano, para a confecção dos fantasmas podem ser determinados os materiais de acordo com a finalidade para o qual está sendo direcionado o fantoma, por exemplo, no sentido de estabelecer parâmetros de checagem de supostos erros no planejamento ou calibração (THOMPSON;

CAMPOS, 2005; GRILLO, 2015). No tratamento radioterápico são diversos os fatores que afetam a acurácia da distribuição da dose no volume - alvo clínico os objetos simuladores podem contribuir para a avaliação dessa distribuição de dose (tabela 4).

Tabela 4. Níveis, finalidades em radioterapia e tipos de simuladores utilizáveis para se conferir os parâmetros de incertezas na distribuição da dose:

Níveis	Finalidade em Radioterapia	Tipo de Simulador
Nível I	Checagem independente da calibração de uma fonte independente como referência.	Simulador físico, como a água, por possuir densidade semelhante à dos tecidos biológicos ($d \sim 1,0 \text{g/cm}^3$).
Nível II	Verificação de dose, no planejamento radioterápico, a profundidade da dose, para determinar o ponto apropriado de medida e a energia do elétron.	Fantomas físicos, sem necessariamente possuir especificações antropomórficas.
Nível III	Verificação de dose, parâmetros de profundidade de dose e interação da radiação com os tecidos.	Simulador semi-antropomórfico ou antropomórfico. OBS. Contudo, as vantagens desses fantomas são a possibilidade de obtenção de imagens anatômicas semelhantes às dos pacientes em cortes axiais, coronais e sagitais e avaliação dosimétrica.

Fonte: (THOMPSON; CAMPOS, 2005).

Como são constituídos por materiais tecido-equivalentes e/ou formatos aproximados ao humano os simuladores são empregados em radioterapia para quantificação de doses de radiação absorvidas. Segundo Almeida (2013) em geral, os fantasmas existentes no mercado, são comercializados a preços altos, com referência aos materiais utilizados para confeccioná-los (ALMEIDA, 2013). Os fantasmas podem ser físicos e antropomórficos como vemos nas figuras 13 e 14.

Figura 13 – Simulador Físico.



Fonte: (A autora).

Figura 14 – Simulador Antropomórfico.



Fonte: (GRILLO, 2016).

2.5 IMPRESSÃO 3D

Para a engenharia, o protótipo é uma peça fabricada a partir das especificações de um projeto, ou modelo, com o propósito de servir de teste antes da produção industrial. Os protótipos fornecem possibilidades diversas, como a de se impetrar medidas das estruturas, contribuir em simulações cirúrgicas, simular tratamentos, dentre muitas outras funções (CARVALHO, 2007).

A impressora 3D empregada na prototipagem rápida é um equipamento que teve origem nos anos 80, e foi muito empregada em diversas aplicabilidades nas indústrias, nas áreas automotiva, aeronáutica, paleontologia, odontologia, medicina e para finalidades educacionais diversas, na medicina, por exemplo, para o ensino de anatomia, treinamentos cirúrgicos (MELLO *et al.*, 2010; RENGIER *et al.*, 2010; VENEZIANI, 2017). “Dessa forma, tais máquinas possibilitam uma maior velocidade e menor custo na obtenção de protótipos se comparado aos processos tradicionais de usinagem, propiciando uma redução no tempo de desenvolvimento de produtos, além da redução dos riscos inerentes às fases iniciais desse processo” (MELLO *et al.*, 2010, p. 505).

A impressão 3D é uma tecnologia que por sua vez está voltada a construção de objetos, ou seja, qualquer tipo de peça a partir de um modelo virtual, em que a impressora 3D realiza a deposição automática sendo camada-a-camada, controlada por computador (SCHUBERT; VAN LANGEVELD; DANOSO, 2013; VENEZIANI, 2017). As vantagens de se utilizar a impressão 3D englobam inúmeros aspectos, como a impressão de formas complexas, modulação da densidade do material, o possível ajuste de diversos materiais, produção rápida e personalizada, dentre outros (MELLO *et al.*, 2010).

As tecnologias de impressão 3D, dentre as mais usuais estão: Estereolitografia (SLA), a Sinterização Seletiva a Laser (SLS) a Impressão Tridimensional (3D *printing*), a Modelagem por Deposição Fundida (FDM), a *PolyJet* e a “*Thermojet*” (MJM) (TENÓRIO *et al.*, 2015). O fundamento impressoras 3D é similar e consistem em sinterizar, aglutinar, polimerizar ou solidificar os materiais específicos.

Diversos tipos de materiais são utilizados para a impressão em 3D, como gesso, ABS (do inglês *acrylonitrile butadiene styrene*, em português acrilonitrila butadieno estireno) que é um terpolímero, cujas características são: acrilonitrila fornece resistência térmica; o

butadieno a resistência ao impacto e alongamento; e o estireno oferece o brilho, moldabilidade e rigidez (LANDI; ANDRADE E SILVA, 2003), PLA (também chamado de PDLA ou PLLA) o poliláctico é um polímero sintético termoplástico biodegradável, dentre outros materiais. Neste trabalho foi utilizado o modelo virtual da próstata em formato STL (estereolitografia) e material ABS, para a confecção do protótipo do simulador antropomórfico de próstata por suas características físico-químicas e alta resistência a temperatura e a irradiação suportam até (100°C) sem deformar.

O Processo de Impressão em 3D é feito a partir da técnica FDM (Modelagem por Deposição Fundida) em três etapas: modelagem de um protótipo em software usando um arquivo tipo CAD; conversão em formato STL; sistema divide o objeto em seções de cortes, em partes, criando de acordo com a necessidade estruturas como suporte, para que a peça não se deforme no processo de impressão (AVELINO, 2013; SCHUBERT *et al.*, 2013; VENEZIANI, 2017).

O material utilizado para impressão pode ser o termoplástico como o ABS, por exemplo, que é colocado na impressora. O bico de impressão, ou seja, na extrusora possui uma parte fria e outra aquecida, a fria puxa o material termoplástico e a aquecida o derrete. Todo o movimento da impressora seja da extrusora ou da região de apoio onde o material é depositado para a confecção do protótipo é comandado pelo software (Figura 15). A deposição do material é feita de baixo (base) para cima (topo) em camadas de espessuras variadas (SCHUBERT *et al.*, 2013; VENEZIANI, 2017).

Figura – 15 Impressora 3D.



Fonte: (SPONCHIATO, 2016).

2.6 FERRAMENTA DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM

Image J é um software livre para análise e melhoria na qualidade de imagens em diversos formatos, como a exemplo, imagens em formato DICOM, para as quais se faz necessário a utilização de *software* adequado para abrir e analisar as imagens médicas, em especial as imagens radiológicas. Neste trabalho de pesquisa o *software Image J*, foi utilizado para avaliar e gerar dados das respectivas imagens de ressonância magnética dos simuladores de próstata 3D e dos tubos de ensaios após testes de irradiação em aparelho de radioterapia e assim tornar possível à realização da análise dos dados.

3 METODOLOGIA

3.1 O AMBIENTE DO ESTUDO

O estudo, objeto deste trabalho, foi realizado no período de cinco meses (Outubro/2017 à Março/2018) e gerou como resultado, uma metodologia de trabalho para a possível integração de simuladores antropomórficos que possam ser reproduzidos de maneira acessível e adaptável ao integrar a prototipagem 3D e o Fricke gel dosimétrico, visando auxiliar na Garantia do Controle de qualidade nos serviços de radioterapia de clínicas e hospitais.

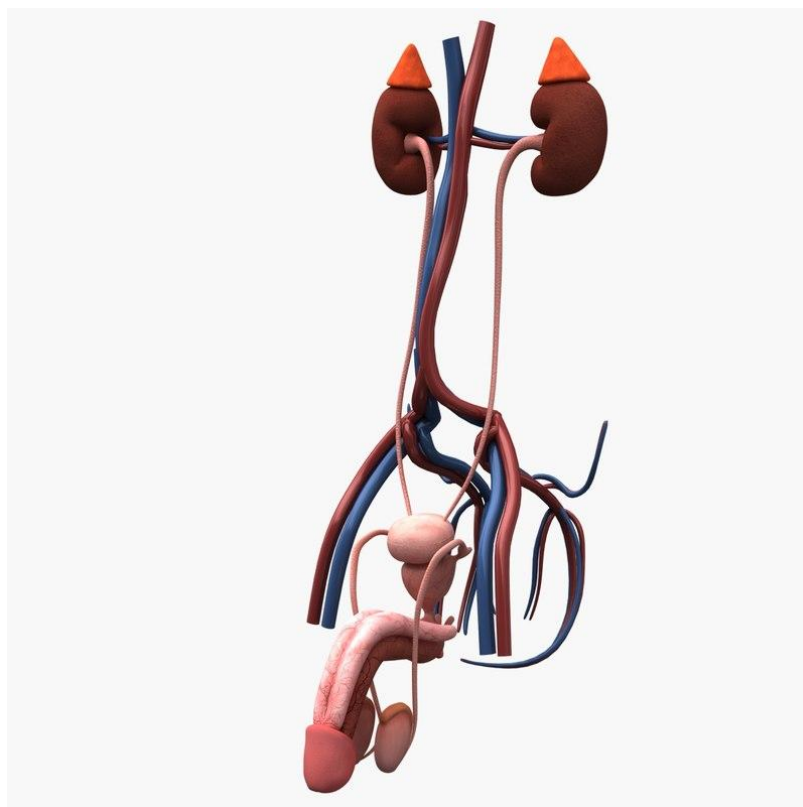
O teste de irradiação dos arranjos para o presente estudo foi realizado no CACON (Centro de Alta Complexidade em Oncologia) do Hospital Universitário de Brasília – HUB, que oferece os serviços de tratamento radioterápico com ampla estrutura e por equipe multidisciplinar, dentre os quais estão envolvidos: médicos oncologistas, físicos médicos supervisores de proteção radiológica e técnicos e/ou tecnólogos em radiologia, além de profissionais que atuam no setor administrativo, entre outros que ficam na recepção de pacientes e entrega de laudos médicos. O HUB é um dos poucos hospitais que possuem os equipamentos e oferecem os serviços de radioterapia em Brasília.

A aquisição de imagens em ressonância magnética foi realizada na Clínica Diagnóstica. A metodologia de trabalho adotada foi voltada para a produção do simulador antropomórfico de próstata com o intuito de aplicação deste simulador no processo de dosimetria, em que o dosímetro escolhido para compor o arranjo foi o Fricke Gel dosimétrico, por ser um gel dosimétrico que pode ser fabricado em laboratório, com a possibilidade de realização de dosimetria 3D, e por ser considerado de simples manipulação. O Fricke gel dosimétrico foi produzido no Laboratório de Dispositivos e Circuitos Integrados (LDCI) do Departamento de Engenharia Elétrica da UnB. Não foi necessário passar pelo comitê de ética, pois os testes não foram feitos diretamente em seres humanos.

3.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

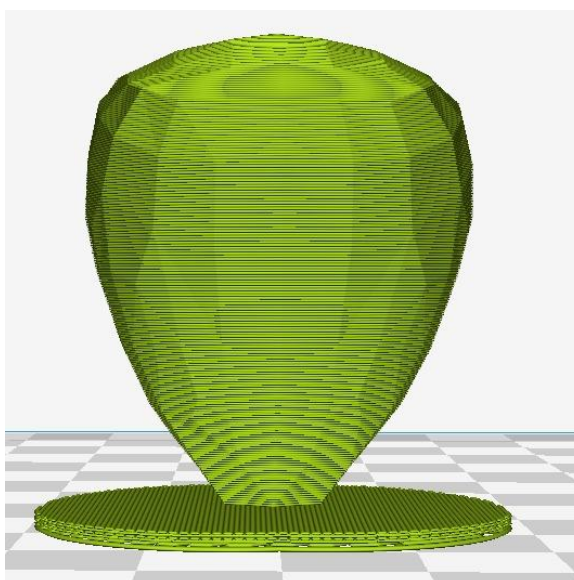
Para a construção dos objetos simuladores antropomórficos foi adquirido um modelo 3D do sistema urinário e reprodutor masculino (figura 16), e feito o recorte do órgão prostático 3D por meio do software livre Blender e convertido ao formato STL (ver Figura 17), após esse processo, foram feitas as impressões de simuladores antropomórficos de próstata (ver Figura 18) com a técnica de Modelagem por Deposição Fundida (FDM) em impressora 3D “3Dre”, baseada na impressora prusa da *Stratasys* com microcontrolador Arduino Mega, dimensões 20x20cm com 17,5cm de altura, em material plástico de alta resistência ABS.

Figura 16 – Modelo do sistema urinário e reprodutor masculino.



Fonte: (a autora).

Figura 12- Modelo STL de próstata.



Fonte: (a autora, 2018).

Figura 18- Simuladores de próstata impressos em 3D.



Fonte: (Autora, 2018).

Os fantasmas para os testes foram produzidos por arranjos feitos em 3 caixas de acrílico, cada caixa de acrílico possuindo medidas de 5x5cm, em que os simuladores de próstata impressos 3D, foram imersos em solução de Fricke gel dosimétrico, e protegidos com filme de PVC (1mm) para não soltar a tampa e permanecerem lacrados. A figura 19 apresenta os arranjos dos objetos simuladores antropomórficos de próstata antes de serem irradiados.

Figura 19 - Arranjo dos simuladores antropomórfico de próstata em 3D com Fricke gel dosimétrico.



Fonte: (a autora, 2018).

No teste de irradiação os objetos simuladores antropomórficos de próstata foram colocados cada envolto em bólus (material gelatinoso com espessura de 1cm, para homogeneizar a dose) (ver figuras 20 e 21), foram irradiados, um a um, baseados em administração de dose diária aplicada no tratamento dos pacientes acometidos com o

câncer de próstata com teleterapia em acelerador linear, no total 200 cGy, ou seja, 2 Gy, com fracionamento em 4 doses de 50 cGy, baseado na técnica “*in box*” (em caixa), com feixes paralelo-opostos, pois oferece uma boa configuração de ângulos para tratamento de próstata tendo como base o tratamento de câncer de próstata de acordo com a fração diária de dose recomendada pelos protocolos de tratamento estabelecido nas Diretrizes de Diagnóstico e Tratamento – Adenocarcinoma de Próstata e Diretrizes Baseadas em Tumores Urológicos (BRASIL, 2016; FERREIRA; SASSE, 2007). Foi escolhido do modo da irradiação *in box*, técnica usada em RCT-3D, pois o HUB ainda não dispõe de IMRT. As frações de dose foram entregues com o cabeçote do acelerador linear “*gantry*” angulado a 0°, 90°, 180° e 270° (graus). A Figura 21 exibe o simulador posicionado em mesa de tratamento do acelerador linear com feixe de fótons de 6 MV.

Figura 20 – Bólus e objeto simulador antropomórfico prostático.



Fonte: (a autora).

Figura 21 - Arranjo de simulador antropomórfico de próstata envolto em bólus, simulação de tratamento.



Fonte: (a autora).

Figura 22 - Teste de irradiação do arranjo de simulador antropomórfico em acelerador linear.



Fonte: (a autora, 2018).

Os testes de irradiação foram realizados no Hospital Universitário de Brasília - HUB, em sala de radioterapia por meio de irradiação com feixe de fótons de 6 MV no acelerador linear da VARIAN CLINAC CX. Em seguida, foi feito a tomada de imagem, ponderada

em T1, no equipamento de ressonância magnética RM PICKER ECLIPSE DE 1,5 TESLA, da Clínica Diagnóstico (ver figura 23) para avaliação da curva de dose recebida pelo objeto simulador prostático, e análise das imagens através da seleção dos pixels de região referente a parte interna do simulador antropomórfico de próstata, e aquisição de coleta de dados.

Figura 23- Tomada de imagens em ressonância magnética



Fonte: (a autora, 2018).

Para a dosimetria fez-se necessário obter a curva de calibração do gel dosimétrico do mesmo lote de gel, utilizado em teste com os simuladores antropomórficos confeccionados na pesquisa. O fricke gel dosimétrico empregado, foi produzido em laboratório de pesquisa da UNB, com os seguintes ingredientes: matriz de gelatina (300 Bloom), iodo sulfato, sulfato ferroso, corante laranja de xilenol e água triplamente destilada e a curva de calibração do lote de gel dosimétrico, o mesmo usado nos simuladores em teste, foi feita por meio da irradiação com acelerador linear, em duplas de tubos de ensaio, em Gy com doses de: 0, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 17 e 20 Gy, e feito a tomada de imagem em ressonância magnética.

As imagens adquiridas pela ressonância magnética estavam em formato DICOM e para visualização dos arquivos de imagens e verificação dos pixels de dados dosimétricos, foi utilizado o software livre denominado *ImageJ*, no qual foi feita a seleção circular do centro dos tubos de ensaio e calculada da média de pixels entre cada dupla de tubos

irradiados, sendo que cada dupla recebeu a mesma dose, e assim se obteve da curva de calibração.

RESULTADOS

4.1 VISÃO GERAL

Esta pesquisa gerou a submissão de um artigo completo, que foi aprovado pela comissão avaliadora do XXII CBEB (XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica) a ser apresentado durante o congresso que acontecerá entre os dias 21 a 25 de outubro de 2018, na cidade de Búzios, Rio de Janeiro.

3.3 LEVANTAMENTO DE REQUISITOS

A utilização de impressão em 3D, juntamente com o Fricke gel dosimétrico trouxe ao estudo um caráter criativo e inovador. A proposta foi de criação de um arranjo integrando o Fricke Gel dosimétrico com simuladores antropomórficos de próstata para possível aplicação no controle de qualidade em radioterapia.

Cada arranjo foi montado para irradiação em acelerador linear de forma que o Fricke gel dosimétrico foi despejado por todo o simulador antropomórfico de próstata (interna e externamente). Após os testes em radioterapia, em que foram irradiados, coletaram-se imagens dos fantasmas em ressonância magnética, na qual foi escolhida a imagem de corte nº 8 de 16, escolhida por ser a imagem que melhor evidencia o centro dos fantasmas irradiados (ver Figura 24).

Figura 24- Imagem de ressonância magnética dos objetos simuladores.

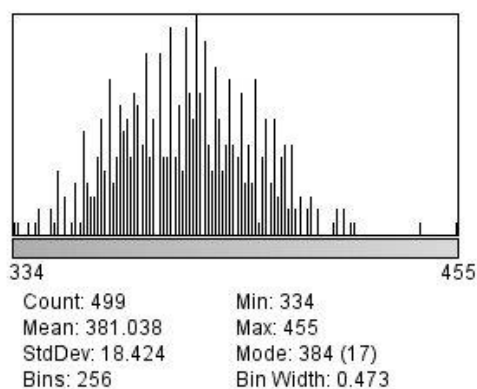


Fonte: (a autora, 2018)

A partir da direita para a esquerda, a figura mostra a imagem de ressonância magnética corte de imagem, nº8 de 16. Sendo os dois arranjos de simuladores de próstata em 3D, com Fricke gel em caixa 1, 2, denominados de simuladores antropomórficos A e B e caixa 3, simulador C, constando apenas o fricke gel dosimétrico.

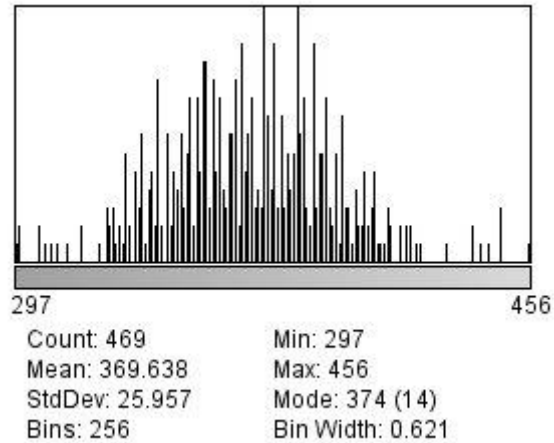
Da imagem de ressonância magnética escolhida nº8 de 16 pode-se obter os histogramas a seguir que mostram a variação de pixels dentro dos simuladores antropomórfico de próstata e caixa com Fricke gel dosimétrico sendo, " A" caixa 1 (Figura 25), B caixa 2 (Figura 26) e C caixa 3 (Figura 27).

Figura 25 - Histograma obtido pelo software *ImageJ*, dados extraídos do corte de imagem de ressonância magnética, em seleção de região do interior do simulador prostático A, caixa 1, que recebeu dose o total de dose de 200 cGy. Consta a variação de 334 pixels a 455.



Fonte: (a autora, 2018).

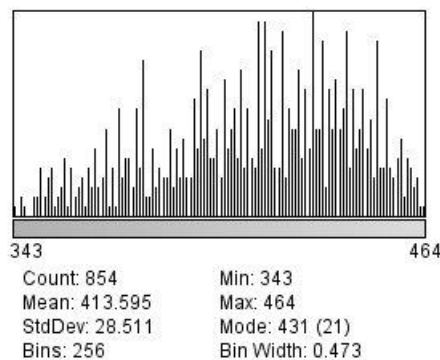
Figura - 26 Histograma extraído de software *ImageJ*, em seleção de pixels da região interna do simulador antropomórfico de próstata, da imagem nº 8 de 16 ressonância magnética, que mostra o simulador 2, e consta a variação de 297 pixels a 456.



Fonte: (a autora, 2018).

Ambos os histogramas anteriores apresentam variações de pixels aproximados, o que nos indica que tanto as formas dos simuladores antropomórficos e dose recebidas foram equivalentes.

Figura-27. Simulador 3, na região selecionada da caixa com apenas o fricke gel, a quantidade de 343 a 464 pixels, na região irradiada do simulador de próstata, dado extraído de corte de imagem nº8 de 16 de ressonância magnética.

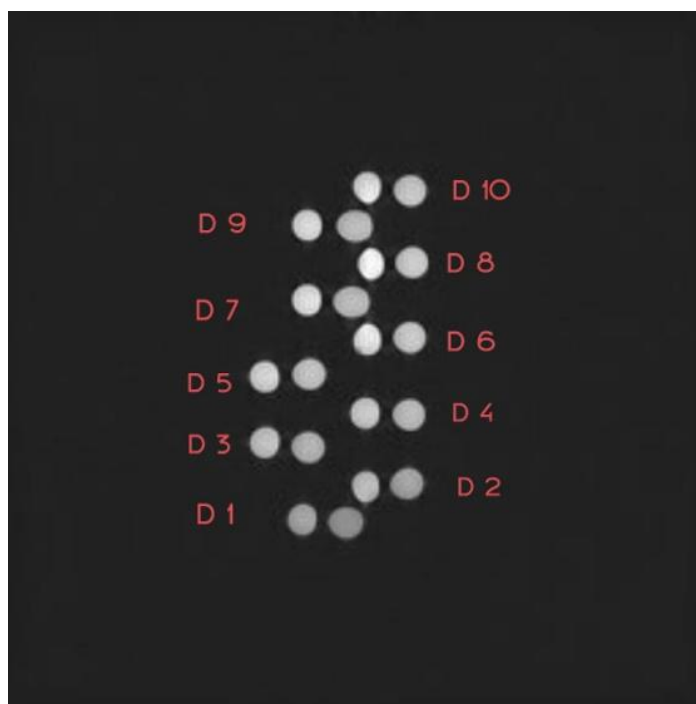


Fonte: (a autora, 2018).

Neste último histograma apresentado, o simulador C, caixa 3, mostra a quantidade de pixels, cuja variação apresenta maior penetração de dose no fantoma, o que é justificado por não ter as dimensões da próstata impressa em 3D internamente, somente a composição do Fricke gel, então a dose aplicada de 200cGy se distribuiu no Fricke gel dosimétrico, variando razoavelmente para a região da direita.

Antes de se proceder com a dosimetria dos simuladores antropomórficos de próstata criado neste trabalho de pesquisa, foi necessário realizar a curva de calibração do lote de gel dosimétrico utilizado nos arranjos em estudo, essa curva de calibração foi feita com base no corte de imagem axial, nº 8 de 16 cortes de imagens feitas em ressonância magnética, ponderada em T1, de dez duplas de tubos de ensaio, cada dupla foi irradiada com doses diferentes, recebendo doses respectivas (0, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 17 e 20 Gy) como mostram as figuras 28 e Fig. 29 e a Tabela 5.

Figura-28. Imagem de ressonância magnética de corte axial nº8 de 16. Duplas numeradas em sequência de 1 a 10, conforme doses recebidas.



Fonte: (a autora, 2018)

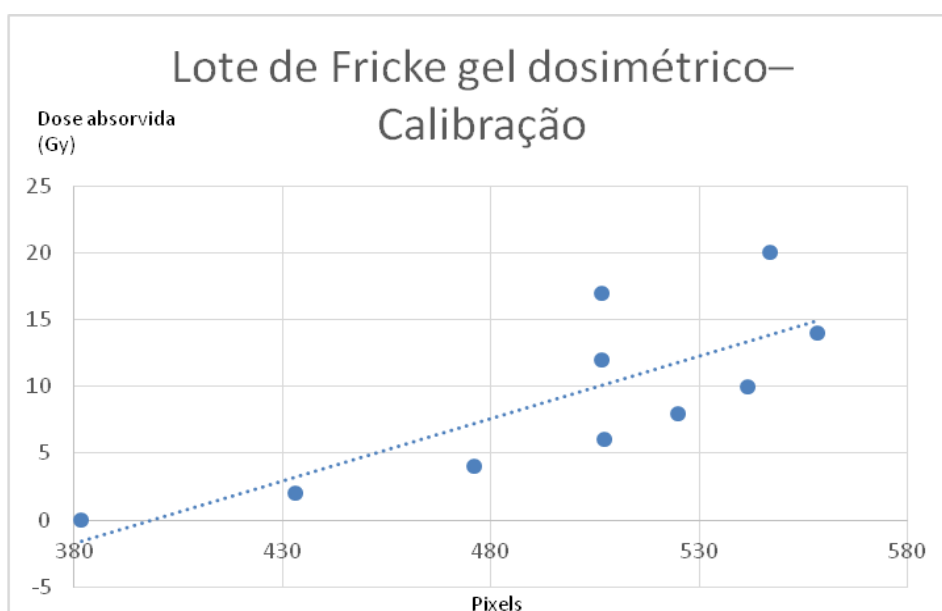
A partir deste corte axial exibido, foi feita seleção circular de cada tubo de ensaio, e obtido a média de pixels referente a cada dupla para obtenção de curva de calibração.

Tabela 5 - Duplas de tubos de ensaio irradiadas, média de pixels extraída da imagem de ressonância magnética dos tubos de ensaio:

Duplas	Dose Absorvida (Gy)	Pixels (Média)
Irradiadas		
D10	20	547
D9	17	506,5
D8	14	558,25
D7	12	506,5
D6	10	541,5
D5	8	525
D4	6	507,25
D3	4	476
D2	2	433
D1	0	381,75

Fonte: (autora, 2018).

Figura- 29. Gráfico representando a curva de calibração.



Fonte: (a autora, 2018)

A verificação de calibração do lote de Fricke gel dosimétrico como mostra no gráfico (figura 29) extraído de dados da tabela 5, evidencia que, apesar das doses entregues a cada dupla de tubos de ensaio tenham sido distintas, de forma crescente, segundo a avaliação da quantidade da média de pixels de cada dupla de tubos de ensaio irradiadas, as mesmas não mostram seguir uma sequência linear, ou seja, proporcionalmente a quantidade dos pixels também seria crescente, e a curva de calibração seria linear, o que não ocorreu, houve uma falha no Fricke gel dosimétrico e não estava calibrado, possivelmente houve alguma interferência, que pode ter sido causado por alguma impureza decorrente da água triplamente destilada utilizada no processo na manufatura do Fricke gel dosimétrico em laboratório.

Com isso, não foi possível realização da dosimetria dos simuladores antropomórficos, visto que, é fundamental para se realizar a dosimetria dos objetos simuladores, primeiramente que se tenha a curva de calibração do lote de Fricke gel dosimétrico e assim, se o mesmo apresentar a calibração adequada, em sequência segue-se com a dosimetria dos objetos simuladores, o que não foi possível pela não linearidade proporcionada pelo dosímetro empregado.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A solução dosimétrica de sulfato ferroso (Fricke) surgiu em meados do século XX, em 1984, o sistema foi associado à imagem de ressonância magnética tornando viável a dosimetria tridimensional, ao estabelecer através do uso de gelatina e solução aquosa, a possibilidade de obtenção de informação de dose geométrica (FRICKE; HART, 1955; GORE; YANG; SCHULZ, 1984; MAEYAMA, 2017).

Existem dois tipos de dosímetros de gel para atender os requisitos de verificação de dose 3D de tratamentos de radioterapia de alta precisão (como radioterapia de intensidade modulada; IMRT): gel polimérico e Fricke gel. No Fricke gel, ocorre uma oxidação de íons ferrosos em íons férricos, após a irradiação. A imagem de ressonância magnética é a ferramenta usada para a leitura da distribuição de dose, devido aos íons ferrosos e férricos possuírem diferentes momentos magnéticos (DE DEENE, 2002).

O Fricke gel possui peculiaridades pertinentes aos sistemas de dosimetria gel, como certas condições de preparação: pureza química, aditivos, temperatura, bem como, a relação de dosimetria e sensibilidade aos parâmetros de medição (DE DEENE, 2002). A escolha do Fricke gel dosimétrico para compor o arranjo se deu, principalmente, pelas funções dosimétricas e por ser líquido e gelatinoso é moldável a formas humanas, e assim comportar as dimensões fiéis do simulador antropomórfico da próstata. E assim consequentemente, poder simular o tratamento completo do órgão prostático.

O Fricke gel dosimétrico apresenta uma vantagem quanto ao gel polimérico, pois exibe excelente equivalência de água e tecido para dosimetria e possui preparo razoavelmente simples, em sua composição estão: água triplamente destilada ou bem desionizada, íon ferroso (geralmente de sulfato ferroso), ácido sulfúrico, ar ou oxigênio e gelatina (300 Bloom) e corante laranja de Xylenol (KEALL; BADOCK, 1999; MAEYAMA, 2017). As mudanças induzidas pela radiação são produzidas no gel pelo íon ferroso que proporciona o efeito químico para o dosímetro, o gel dá a localização espacial para as reações químicas acontecerem (SCHREINER, 2004).

A gelatina (300 Bloom) é adicionada a 75% da água e aquecido (acima de 45°) até ser dissolvida por completo. Separadamente os outros ingredientes químicos são adicionados à água restante, e esta solução é misturada à solução de gelatina e a combinação das duas soluções é mantida em alta temperatura por um curto período para garantir que ambas sejam misturadas efetivamente. Após ocorra a mistura dos ingredientes,

o dosímetro é levado para temperatura ambiente para que o gel possa se ajustar, e assim garantir que o gel dosimétrico esteja bem oxigenado, nota-se em pequenas bolhas, o oxigênio é indispensável para que a química da radiação possa prosseguir. Após preparada, a solução é geralmente mantida fresca e no escuro para limitar oxidação espontânea (Fe^{2+} para Fe^{3+} que inevitavelmente ocorre) (SCHREINER, 2004).

O Fricke gel pode sofrer alterações, pois é um método suscetível a instabilidades espaciais, os devido à capacidade dos íons de se difundirem através da matriz de gel e assim poder reduzir a transmissão de informações (ALWAN *et al.*, 2017; SCHREINER, 2004). As informações de dose espacial podem ser destruídas, com a distância de tempo entre a radiação e a aquisição de imagens de ressonância magnética que deve ser mínima para limitar a difusão do íon, o que pode ser uma das limitações particulares do Fricke gel dosimétrico, limitação não encontrada nos dosímetros de gel polimérico (ALWAN *et al.*, 2017).

A precisão dosimétrica do gel deve ser aproximada de 3% a 5%, este é o valor estimado em IMRT. Vários artefatos de imagem podem causar imprecisão de dose, no caso de imagens de um scanner de RM convencional e podem causar também ruído estocástico. O ruído estocástico pode ser minimizado, para isso, devem ser feitas as escolhas de imagens mais internas, pois as doses são consideravelmente distribuídas mais uniformemente (DE DEENE, 2002). Ressaltando esse aspecto, foram escolhidas as imagens centrais tanto para a calibração do lote de gel produzido e utilizado neste trabalho, a imagem central nº8 de 16 cortes de imagens axiais de ressonância magnética, dos tubos de ensaio, e também o corte nº8 de 16 cortes de imagem de RM, para a avaliação dos simuladores antropomórficos de próstata.

Em síntese, o dosímetro Fricke gel possui muitas características relevantes, entre as quais: o preparo simples que pode ser feito em instalações como laboratório de química ou outros; possui em sua composição grande quantidade de água, se assemelhando aos tecidos humanos, adere a vários formatos, e assim pode ser integrado e compor um fantoma ou simulador de órgão humano a uma faixa de energia de fótons muito grande e são prontamente testadas por RM e técnicas ópticas logo após a irradiação (KEALL; BADOCK, 1999). Esses benefícios, atribuídos às técnicas permitem que a aquisição de dosimetria seja eficiente e mais rápida e o desenvolvimento de mais sistemas estáveis Fricke, reforçam que a dosimetria com Fricke gel tem um papel contínuo na radioterapia.

Em geral, para a realização da dosimetria gel são feitos os seguintes procedimentos: o dosímetro é irradiado; é feita a aquisição de imagens em ressonância magnética; a partir dessas imagens é possível determinar as distribuições de doses processando-as em um *software* que determina as taxas de relaxação R2 associada à dose absorvida, e posteriormente é feita a comparação das imagens obtidas com as imagens do sistema de planejamento. Para isso, se obtém cortes ao longo de cada simulador físico ou fantom antropomórfico em que é feita a comparação com a respectiva fatia do sistema de planejamento, na posição correspondente. Para uma avaliação quantitativa é utilizado o conceito de índice gama, no critério padrão da radioterapia, 3% da dose e 3mm de distância de concordância. Os resultados obtidos com a dosimetria gel se mostram de acordo com os controles de qualidade convencionais e oferecem uma visão global da distribuição de dose no volume alvo (WATANABE *et al.*, 2017).

Em conclusão, o tratamento radioterápico é empregado para os diversos tipos de câncer, inclusive o câncer prostático; assim, considerando o aumento progressivo de pacientes acometidos com esta patologia e com o intuito de contribuir para a garantia do controle de qualidade dos serviços radioterápicos, este trabalho de pesquisa trouxe a possibilidade de utilização da impressão 3D para a construção de objetos simuladores antropomórficos de próstata, em conjunto com o Fricke gel dosimétrico.

A prototipagem em 3D apresenta grande contribuição para a ciência ao permitir que sejam feitas impressões rápidas de objetos e órgãos muito semelhantes a órgãos humanos reais e apresenta baixo custo para reprodução dos objetos impressos. Devido a esses fatores a prototipagem rápida 3D é utilizada em pesquisas atualmente voltadas à saúde, como por exemplo, na realização de simulações de cirurgias, entre outros e por apresentar custo acessível, pode contribuir grandemente para os serviços de radioterapia no controle de qualidade, para a simulação de tratamentos, confecção de blocos e imobilizadores personalizados e principalmente na dosimetria para o qual foi direcionado esse estudo.

Quanto ao Fricke gel dosimétrico, ele possui algumas características peculiares como a possível verificação da distribuição de dose absorvida em 3D, quando irradiado e submetido às imagens de ressonância magnética; pode ser empregado para o controle de qualidade em radioterapia.

O emprego das tecnologias de prototipagem em 3D incorporadas ao Fricke gel dosimétrico, revela a possibilidade de aquisição de diversos fantomas, e assim, uma forma acessível de contribuir para que a dosimetria dos serviços do controle de qualidade em

radioterapia seja cada vez mais aperfeiçoada. Para tanto, é necessária a realização de outros testes, como o exposto neste trabalho de pesquisa, visando investigar a aplicação de impressão em 3D com o uso do Fricke gel dosimétrico, e ao obter a calibração adequada do Fricke gel dosimétrico, para a possível aplicação dos simuladores antropomórficos de próstata, diretamente em hospitais e clínicas que prestam os serviços de tratamentos radioterápicos.

6 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros sugere-se o seguinte:

Obter a curva de calibração linear, realizar novos testes com o objeto simulador antropomórfico de próstata com o uso de Fricke gel dosimétrico e assim, formar a dosimetria completa.

Reprodução de órgãos adjacentes à próstata como, por exemplo, o reto e a bexiga, para agregar ao arranjo e assim se fazer a avaliação da toxicidade através de estudos de doses recebidas nos órgãos adjacentes, durante simulação de tratamentos radioterápicos de próstata, com os diferentes planejamentos possíveis. E realização da dosimetria para verificação de doses recebidas nesses órgãos próximos à próstata, para avaliação de dose absorvida e níveis toxicidade.

Sugere-se a adaptação de gel polimérico como substituto ao Fricke gel dosimétrico e a realização de experimentos para a dosimetria 3D com o objeto simulador produzido na pesquisa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA). Consulta Pública nº08, de 10 de março de 2005. D.O.U de 14/03/2005.
<[http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/CP/CP\[9771-1-0\]PDF](http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/CP/CP[9771-1-0]PDF)>. Última consulta: 10/08/2018.

ALMEIDA, C. D. Desenvolvimento e avaliação de um sistema de fusão de imagens para correção do posicionamento do paciente em radioterapia de região pélvica. 2013. 82 p. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Brasília, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2013.

ALMEIDA, Frederico Borges de. "Acelerador Linear"; Brasil Escola. Disponível em <<https://brasilecola.uol.com.br/fisica/acelerador-linear.htm>>. Acesso em: 22 de agosto de 2018.

ALWAN, R., GUERMEUR, F., SVOBODA, J., SIMONIN, L., BAILLY Y., MAKOVICKA, L., DAVID, C. *Dosimetry and Instrumentation Development of a New Mapping Technique for 3D Gel Dosimetry*. IAEA, 2017. Disponível em: <http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/39/038/39038951.pdf> último acesso em abril de 2018.

AVELINO, S. R. Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em Radioterapia de Intensidade Modulada - IMRT. 2013. xix, 95 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Brasília, Faculdade Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2013.

BARCELLOS-HOFF, M. H, BROOKS, A. L. Extracellular signaling through the microenvironment: a hypothesis relating carcinogenesis, bystander effects, and genomic instability. *Radiat Res*. 2001; 156(5 Pt 2):618-27

BERDAKY, M. F., CALDAS, L. V. E. Implantação de um Programa de Controle de Qualidade de um Acelerador Linear de 6 MeV de Fótons. *Radiol Bras* 2001; 34(5): 281–284

BOGLIOLO, L. *Patologia Geral*. Editado por Geraldo Brasileiro Filho. 4ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2017.

BONATO, C. C., ELNECAVE, R. H. Alterações tireoidianas associadas à radiação externa em crianças e adolescentes. *Thyroid disorders associated with external radiation in children and adolescents* *Arq Bras Endocrinol Metab* vol.55 no.6 São Paulo Aug. 2011. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-27302011000600002> > Acesso em agosto de 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde (MS) PORTARIA Nº 498, DE 11 DE MAIO DE 2016. Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Adenocarcinoma de Próstata. Brasília: 2016. Disponível em: http://conitec.gov.br/images/Protocolos/DDT/DDT_Adenocarcinoma-Prostata.pdf. Último acesso em: setembro de 2018.

BRASIL. Instituto Nacional do Câncer (INCA), Ministério da Saúde (MS). TEC DOC – 1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia, Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT), Rio de Janeiro, 2000.

BRASIL. SECRETARIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA DO MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria nº 453 de 1º de junho de 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 1998.

CARVALHO, E. M. Prototipagem na odontologia: obtenção e uso. Atualização em Prótese Dentária – Procedimentos Clínico e Laboratorial. 10º Congresso Internacional de Técnicos em Prótese Dentária: 2007. Disponível em: <http://www.gruponitro.com.br/atendimento-a-profissionais/%23/pdfs/artigos/fotografia_clinica/prototipagem_em_odontologia.pdf> Acesso: setembro de 2017.

CNEN. Regulamento 130. 2012. Disponível em: <http://memoria.cnen.gov.br/Doc/pdf/Legislacao/RS_CNENCD_130_2012.pdf> Último acesso em: 11/ 03/2018.

CNEN. Portaria 453 / Regulamento Técnico: Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, 1998. Disponível em: <<https://saude.es.gov.br/Media/sesa/NEVS/Servi%C3%A7os%20de%20sa%C3%BAde%20e%20de%20interesse/portaria453.pdf>> Último acesso em: agosto de 2018.

COLEMAN, M. P., QUARESMA, M., BERRINO, F., LUTZ, J. M., DE ANGELIS, R. *CONCORD Working Group. Cancer survival in five continents: a worldwide population-based study (CONCORD). Lancet Oncol.* 2008 Aug;9(8):730-56. doi: 10.1016/S1470-2045(08)70179-7.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). Norma CNEN NN 3.01 Resolução 164/14 Diretrizes Básicas da Proteção Radiológica. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação: Brasília, 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdfmas/normas.asp?grupo=3>> Último acesso em: 21/08/2018. a.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). Resolução CNEN 176/14; Norma CNEN NN 6.10 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. DOU 10.12.2014, Rio de Janeiro, 2014. b.

COMISSÃO NACIONAL DE INCORPORAÇÃO DE TECNOLOGIAS EM SAÚDE (CONITEC), MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Adenocarcinoma de Próstata. Brasília: 2015. Disponível em: <http://conitec.gov.br/images/Consultas/Relatorios/2015/DDT_Adenocarcinomadeprostata_C P.pdf>

COULTER, J. A., BUTTERWORTH, K. T., JAIN, S. *Prostate cancer radiotherapy: potential applications of metal nanoparticles for imaging and therapy. Br J Radiol.* 88(1054): 20150256. Published online, 2015.

CRUZ, G. B., CAIRES, D. A., SOUZA, A.C. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. Braquiterapia de Alta Taxa de Dose no Tratamento do Câncer de Próstata. Publicado em 19/01/2018. doi: 10.29327/cobecseb.79110. ISBN: 978-85-5722-065-

<www.even3.com.br/Anais/cobecseb/79110-BRAQUITERAPIA-DE-ALTA-TAXA-DE-DOSE-NO-TRATAMENTO-DO-CANCER-DE-PROSTATA> Último acesso: 14/03/2018

DE DEENE, Y. *Gel dosimetry for the dose verification of intensity modulated radiotherapy treatments*. Z Med Phys. 2002;12(2):77-88. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12145912>, > Último acesso em: 2018/04/16

DEARNALEY, D. P., KHOO, V. S., HOO, V. S, NORMAN, A. R., MEYER, L., NAHUM, A., TAIT, D., *et al.* *Comparison of radiation side-effects of conformal and conventional radiotherapy in prostate cancer: a randomised trial*. *Lancet*. 1999; 353(9149):267-72.

DENIS, L., BARTSCH, G. KHOURY, S., MURAI, M., PARTIN, A. *Prostate Cancer*. 3rd Co-Sponsored by: International Consultation on Prostate Cancer – Paris. The International Union Against Cancer (UICC) – The World Health Organisation (WHO)- International Agency for Research on Cancer (IARC) – The International Society of Urology (SIU). Editions: 21 Paris – France. Health Publications: 2003. ISBN1898452601.

FERREIRA, U., SASSE, A. D. Diretrizes Baseadas em Evidências em Tumores Urológicos. São Paulo: Dendrix Edição e Design., 2007 ISBN 978-85-99453-26-1. Disponível em:

<https://www.fcm.unicamp.br/fcm/sites/default/files/paganex/protocolouro_oncologia_0.pdf>. Último acesso em:13/03/2018.

FRICKE H., HART, E. *Chemical Dosimetry In Radiation Dosimetry Vol.2 F.H. Attixand W. C. Roesch (Ed.)*. Academy Press, New York, 1955.

GORE, J. C., YANG, Y. S., SCHULZ, R. I. *Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imagin Phys. Med Biol.* 29 1189-7, 1984.

GREENE, F., PAGE, D. FLEMING, I. *AJCC Cancer Staging Manual. 6th ed. American Joint Committee on Cancer*, New York: SpringerVerlag, 2002.

GRILLO, F. W. Phantom antropomórfico para terinamento de biópsia de tireoide guiada por ultrassom; Orientado Prof.º Antonio Adilton Oliveira Carneiro. Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e a Biologia)- Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. 2014.

GUYTON, A. C., HALL, J. E. Guyton & Hall tratado de fisiologia médica. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

HAAGA, J.R., DOGRA, VITRAM, S., FORSTING, M., GILKESON, R. C., HA, H. K., SUNDARAM, M. TC E RM Uma abordagem do corpo humano completo. Tradução Adriana Christina Rosa Pereira *et al.* Elsevier, Rio de Janeiro: 2010. pp.2944.

HOSPITAL SÍRIO LIBANÊS. Disponível em: www.hospitalsiriolibanes.org.br. Acesso em: 12/03/2018.

HUMPHREY, P. A. *Variants of acinar adenocarcinoma of the prostate mimicking benign conditions. Mod Pathol.* 2018 Jan;31(S1):S64-70. doi: 10.1038/modpathol.2017.137. Acesso em: 04 de fevereiro de 2018.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Criteria for palliation of bone metastasis-clinical applications.* IAEA, Vienna, 2007.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Detectores de Radiação. IAEA, 2014. Disponível em:
<https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073471.pdf>

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy.* IAEA Vienna: 2017.

ICRU, International Commission on Radiation Units. Prescribing. *Recording and Reporting Photon Beam Report N°62*, 1999.

ICRU, International Commission on Radiation Units. *Prescribing. Recording and Reporting Photon Beam Report N°50*, 1993.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER (INCA). Próstata. Disponível em:
<<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/prostata>>. Último acesso: 10/03/2018.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA), MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS),; UNION INTERNATIONAL FOR CANCER CONTROL'S (UICC). TNM Classificação de tumores malignos. Tradução de Ana Lúcia Amaral Eisberg. 6ª ed. Rio de Janeiro, RJ: Inca, 2004: p.204.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA), MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS), COORDENAÇÃO GERAL DE AÇÕES ESTRATÉGICAS, COORDENAÇÃO DE EDUCAÇÃO. ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer. Organização: Luiz Claudio Santos Thuler. – 2. ed. rev. e atual. Rio de Janeiro: Inca, 2012. 129 p. ISBN 978-85-7318-201-9. Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/livro_abc_2ed.pdf> Último acesso em: 11/02/2018.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA), MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil. Coordenação Geral de Ações Estratégicas, Coordenação de Prevenção e Vigilância [Internet]. Rio de Janeiro: INCA, 2017 p. 128. ISBN 978-85-7318-361-0
<<http://www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/estimativa-2018.pdf>>. Acesso em: 16 de janeiro de 2018.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Curso para técnicos em radioterapia (Programa de Qualidade em Radioterapia- PQRT). Rio de Janeiro: INCA, 2000.

JACOB, K., ROSA, M. J., FERREIRA, P., OLIVEIRA, S., SOUSA, M., TEIXEIRA, N., *et al.* Controlo da qualidade dosimétrico no serviço de radioterapia do Hospital CUF Descobertas (HCD): importância do controlo da qualidade do sector da física e resultados da auditoria ESTRO-EQUAL. *Acta Radiol Port.* 2008.

JUNIOR, J. C. M. dos S. Radioterapia - lesões inflamatórias e funcionais de órgãos pélvicos. Rev bras. colo-proctol. vol.26 no.3 Rio de Janeiro: 2006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/S0101-98802006000300019> Último acesso em: agosto de 2018.

KEALL, P., BALDOCK, C. *A theoretical study of the radiological properties and water equivalence of Fricke and polymer gels used for radiation dosimetry Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*: 1999. 22 85–91.

KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy. Baltimore: Editora Lippincott Williams ad Wilkins, 4^a. Ed., 2010.*

KUMAR, V., ABBAS, A., FAUSTO, N., ASTER, J. C., ROBBINS, S. L., COTRAN, R. S. Patologia – Patologia structural v funcional. Madri/ Espanha: Elsevier, 2015.

KUMAR, V., ABBAS, A., FAUSTO, N., ROBBINS, S. L., COTRAN, R. S. Patologia - Bases Patológicas das Doenças. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

LANDI, T. R. L., ANDRADE E SILVA, L. G. De. Estudo do Efeito da Radiação Ionizante com Feixe de Elétrons sobre o Terpolímero Acrilonitrila Butadieno Estireno – ABS Revista Mackenzie de Engenharia e Computação, Ano 4, n. 4, p. 107-117

LEE, C. T., DONG, L., AHAMAD, A. W., CHEUNG, R, LEE, A. K., *et al.* *Comparison of treatment volumes and techniques in prostate cancer radiation therapy. Am J Clin Oncol*, 28(6):618-25.

LITWIN, M. S., GORE, J. L., KWAN, L., BRANDEIS, J. M., LEE, S. P., WITHERS, H. R., REITER, R.E. *Quality of life after surgery, external beam irradiation, or brachytherapy for early-stage prostate cancer. Society American of Cancer. Cancer.* 2007 Jun 1;109(11):2239-47. PMID:17455209 DOI:10.1002/cncr.22676. Disponível em: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/3/1/003/pdf>.

LOPES, A. C. A. A radioterapia nos cuidados paliativos: perspectiva do radioterapeuta. 6^o Curso de Mestrado em Cuidados Paliativos Faculdade de Medicina da Universidade do Porto - FMUP, 2016.

LOW, D. A., MORAN, J. M., DEMPSEY, J. F., DONG, L., OLDHAM, M. *Dosimetry tools and techniques for IMRT. Med Phys*, 2011. 38(3): 1313-38.

MAEYAMA, T. *Fricke Gel Dosimeters. Igaku Butsuri.* 2017;37 (2):99-106. doi: 10.11323/jjamp.37.2_99. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov.ez54.periodicos.capes.gov.br/pubmed/29151472>. Acesso em: 02/03/2018

MARTA, G. N., HANNALL S. S., SILVALL, J. L. F. da, CARVALHO, H. de A. Câncer de próstata localizado: teleterapia, braquiterapia ou prostatectomia radical. Serviço de Radioterapia do Centro de Oncologia do Hospital Sírio-Libanês. *Diagn Tratamento.* 2012; 17(2):90-3.

MARTINS, A. M., DE MORAES, C. A. L., RIBEIRO, R. B. N., DE ALMEIDA, S. S. L., SCHALL, V. T., MODENA, C. M. A produção Científica Brasileira sobre o Câncer Masculino: Estado da Arte. *Revista Brasileira de Cancerologia* 2013; 59(1)105-112.

MASSEY, J. B. Manual de dosimetria en radioterapia. Colleccion de Informes Tecnicos nº110. Organismo Internacional de Energia Atômica (OIEA) Organização Mundial de Saúde e Organização Panamericana de Saúde, Viena: 1971.

MELLO, C. H. P., [et al.] Análise da qualidade superficial e dimensional em peças produzidas por modelagem por deposição de material fundido (FDM). *Revista Produção Online* v.10, n.3, set. 2010 ISSN: 1676 – 1901.

MORAIS, B. H. MARANGONI, A. C. Características e funcionamento dos aceleradores lineares em radioterapia e aspectos da evolução do planejamento radioterápico. *Tekhne e Logos*, Botucatu, SP, v.6, n.2, Dezembro, 2015. ISSN 2176 – 4808.

MORALES, F. C. de. Sistema de Acelerador Linear Comercial para Radioterapia. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

NUNES, I. P. F. Metodologia para avaliação dos benefícios clínicos e socioeconômicos do uso da técnica de IMRT em tumores da próstata. 2018. 73 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Botucatu, 2018.

OKUNO, E. Efeitos biológicos das radiações ionizantes. Acidente radiológico de Goiânia. *Estud. av.* vol.27 no.77, São Paulo: 2013. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-40142013000100014>>

ONU. OMS: câncer mata 8,8 milhões de pessoas anualmente no mundo. ONU BR: 2017.<<https://nacoesunidas.org/oms-cancer-mata-88-milhoes-de-pessoas-anualmente-no-mundo/>>. Acesso em: 17 de janeiro de 2018.

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DE SAÚDE (OPAS), ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE (OMS). <<https://nacoesunidas.org/oms-cancer-mata-88-milhoes-de-pessoas-anualmente-no-mundo/>>. Acesso em: 17 de janeiro de 2018.

PEREIRA, D., JUNIOR A., DIAS, J. R. Panorama da radioterapia no Distrito Federal. Simpósio de TCC e Seminário de IC, 2016 / 2º. Disponível em: http://nippromove.hospedagemdesites.ws/anais_simposio/arquivos_up/documentos/artigos/cb2c83949817ea9337c328a5ecbf116.pdf. Último acesso em: setembro de 2018.

PEREZ, C. Principle and Practice of Radiation Oncology. *Lippincott Williams & Wilkins*, 2004.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, Viena, 2005. <https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf> Acesso em: 11/03/2018.

PUC-Rio. Teses abertas: Radioterapia. Capítulo 2. PUC – Rio, Rio de Janeiro: 2011. Certificação Digital nº 0913477/CA. Disponível em: <http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0913477_2011_cap_2.pdf> Último acesso em: 10/02/2018.

RENGIER, F., MEHNDIRATTA, A., VON TENGG-KOBLIGK, H., ZECHMANN, C. M., UNTERHINNINGHOFEN, R., KAUCZOR, H. U., GIESEL, F. L. *3D printing based on imaging data: review of medical applications. Int J Comput Assist Radiol Surg*, 5(4): 33-41. 2010.

RODHEN, E. L.; AVERBECK, M. A. Câncer de Próstata Localizado. *Revista da AMRIGS*, Porto Alegre, 54(1) p. 92-99, jan. 2010.

RUBIN, E., GORSTEIN, F., RUBIN, R., SCHWARTING, R., STRAYER, D. Rubin Patologia: bases clinicopatológicas da medicina. Rio de Janeiro: *Guanabara Koogan*, 2017.

SAADEDIN, A. Radiotherapy for NSCLC: *Review of conventional and new treatment techniques. Riyadh Military Hospital, Riyadh, Saudi Arabia: Journal of Infection and Public Health* (2012) 5, S45—S49. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1876034112000962#fig0005>. Acesso em setembro de 2018.

SALVAJOLI, J. V., SOUHAMI, L., FARIA, S. L. Radioterapia em Oncologia. São Paulo: Editora Atheneu, 2ª. Ed., 2013.

SANCHES, F. B. C. Impacto do tamanho do fragmento da biópsia no diagnóstico, graduação de Gleason e prognóstico do adenocarcinoma de próstata. Orientador: Leonardo Oliveira Reis. Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas. Campinas, SP: [s.n.], 2018.

SANTOS, M. [et al.]. Diretrizes oncológicas - 1. ed. - Rio de Janeiro: *Elsevier*, 2017. 628 p. : il. ; 23 cm. ISBN 978-85-352-9091-2.

SANTOS-SILVA, M., ROESLER, I. CARVALHO, H. RÔXO NOBRE, M. O., MACHADO, O., BRAGA, A., PEREIRA, E. N., ARAÚJO, A. M. C. ALVES, R. N. Encontro Nacional de Radioterapia, 1, 1970: Manual de radioterapia. Rio de Janeiro 1970. 265 p.

SCAFF, L. Física na radioterapia - a base analógica de uma era digital. São Paulo: Editora Projeto Saber, 1ª. Ed., 2010.

SCHREINER, L J. *Review of Fricke gel dosimeters. J. Phys.: Conf. Ser. 3 9, Journal of Physics: Conference Series: 2004.*

SCHUBERT, C., VAN LANGEVELD, M. C. DANOSO, L. A. *Inovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. British Journal of Ophthalmology*, vol. 28 p. 1-3, 2013.

SCIENCE, N. M. L. IMRT minimiza efeitos gastrointestinais secundários do tratamento do câncer da próstata. *News Medical: 2010*. Disponível: <<https://www.news-medical.net/news/20101026/1561/Portuguese.aspx>> Acesso em:10/03/2018.

SEGRETO, H. R. C., SEGRETO, R. A. Revisão e atualização em radiobiologia. Aspectos celulares, moleculares e clínicas. São Paulo: Folha Médica, 2000. Número 4. Volume 119.

SILVA, H. C. M. Desenvolvimento de objeto simulador antropomórfico do pâncreas para uso em medicina nuclear. Dissertação de mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade do Gama. Brasília, DF: 2015.

SILVA, L. F. O. e. Desenvolvimento e avaliação de um sistema de cálculo de dose independente para controle de qualidade de IMRT do tipo jaws-only. xiv, 83 f., il. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica)—Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

SILVEIRA, G. P. Aplicação da teoria de conjunto *fuzzy* na predição do, estadiamento patológico do câncer de próstata. 115 f. Tese de Mestrado. Universidade Estadual de Campinas: Campinas SP, 2007.

SOARES, F. A. P., LOPES, H. B. M. Radiodiagnóstico Fundamentos Físicos. E. Insular. Santa Catarina: 2006.

SPONCHIATO, D. Cirurgia na era da impressão 3D. Saúde Abril: 2016. Disponível em: <https://saude.abril.com.br/medicina/cirurgia-na-era-da-impressao-3d/> Acesso em setembro de 2018.

STOLL, B. A. Radioterapia: Conhecimentos gerais para médicos e estudantes de medicina. São Paulo, SP: Sarvier, 1968.

SVEISTRUP, J., [et al.]. *Improvement in toxicity in high risk prostate cancer patients treated with image-guided intensity-modulated radiotherapy compared to 3D conformal radiotherapy without daily image guidance. Radiation Oncology* 2014, 9:4

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., PRINZIO, M. A. R. R. Di., PRINZIO R. Di. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. 9ª revisão. IRD/CNEN, Rio de Janeiro: 2013. <http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073465.pdf?r=1> Acesso em: 18 de janeiro de 2018.

TENÓRIO, J. R.* SOUZA, E. S., GERBI, M. E. M. VASCONCELOS, B.C. E. Prototipagem e cirurgia guiada em implantodontia: revisão de literatura *Prototyping and guided surgery in implantology: literature review*. RFO, Passo Fundo, v. 20, n. 1, p. 110-114, jan./abr. 2015. Disponível em: <http://seer.upf.br/index.php/rfo/article/viewFile/3573/3410>

THOMPSON, L., CAMPOS, T. P. R. Avanços no desenvolvimento de fantoma antropomórfico e antropométrico de cabeça e pescoço infanto-juvenil para dosimetria. 2005 *International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2005 Santos, SP, Brazil, August 28 to September 2, 2005* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN ISBN: 85-99141-01-5.

UTFPR. Técnico em Radiologia: Radiação e sua interação com a matéria. Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br>. 2018. Acesso em: 10/03/2018.

VENEZIANI, G. R. Desenvolvimento de um objeto simulador “*Canis morpic*” utilizando impressora 3D para aplicação de dosimetria na área de radioterapia veterinária. Instituto de Pesquisas em Energias Nucleares IPEN – Autarquia Associada à Universidade de São Paulo, São Paulo: 2017.

WATANABE, Y., WARMINGTON, L., GOPISHANKAR, N. Dosimetria de radiação tridimensional usando polímero em gel e polímero radiocrômico sólido: do básico a aplicações clínicas. *Mundo J Radiol.* 28 de março de 2017; 9 (3): 112-125
Publicado online em 28 de março de 2017. doi: 10.4329 / wjr.v9.i3.112.

ANEXOS

**ANEXO 1: ACESSÓRIOS EM RADIOTERAPIA PARA A GARANTIA DO
CONTROLE DE QUALIDADE**

Tabela 6. Acessórios e equipamentos dos serviços de radioterapia para Garantia do Controle de Qualidade.

ACESSÓRIO/ EQUIPAMENTO	betaterapia	ortovoltagem telecobalto	Accelerador até 6MV	Accelerador de elétrons	Accelerador de dupla energia	HDR	Iodo-125	Césio-137	Outros isótopos	Radioterapia conformada	IMRT	Radiocirurgia
1. Câmara de ionização dedal 0,6 cm ³ , a prova d'água listada em protocolo da AIEA (primária)*		X	X	X	X							
2. Câmara de ionização dedal 0,6 cm ³ , a prova d'água listada em protocolo da AIEA (primária)*			X	X	X							
3. Câmara de ionização dedal <0,1 cm ³ , a prova d'água listada em protocolo da AIEA (primária)*											X	X
4. Câmara de ionização de placas paralela 0,05 e 0,5cm ³ , janelacom 1mm de espessura ou menos, diâmetro menor ou iguala 20mm e separação entre placas maior ou iguala 2mm a prova d'água listada em protocolo da AIEA (primária)*							X	X	X			
5. Câmara de ionização tipo poço*						X	X	X	X			
6. Eletrômetro com tensão variável (300V/150V ou 300/100V) e inversão de polaridade (primário)	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
7. Eletrômetro com tensão variável (300V/150V ou 300/100V) e inversão de polaridade (secundário)			X	X	X							
8. Fonte de referência Sr-90**			X	X	X							
9. Barômetro com precisão de 0,1% ou melhor, calibrado com intercomparação	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
10. Termômetro com escala entre 0°C e 30°C e precisão de 0,2°C ou melhor, calibrado ou intercomparado	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
11. Cronômetro	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
12. Paquímetro				X								
13. Multímetro			X	X	X							
14. Nível de precisão		X	X	X	X							
15. Verificador de estabilidade e simetria de feixe (mín. 5 câmaras de ionização)					X						X	X
16. Densitômetro óptico					X						X	X
17. Verificador de estabilidade e simetria de feixe (mín. 5 câmaras de ionização)			X	X								
18. Alinhador de laser		X	X	X	X					X	X	X

19. Objeto simulador antropomórfico																					X		
20. Objeto simulador (mínimo 30cm x30cm livres) com paredes de material cujas propriedades de absorção e de espalhamento da radiação ionizante simule as propriedades do tecido mole e sistema de posicionamento das câmaras de ionização em uso com precisão de 0,5mm ou nulo			X	X	X	X																	
21. Detector Geiger de parede com repetidor fora da sala			X						X		X	X											
22. Sistema automático de dosimetria ***	Para serviços com sistema de planejamento 3D																						
23. Sistema automático para dosimetria 3D com leitura de densidade óptica***																						X	

*deve ter cabo suficientemente longo ou cabo de extensão.

**dispensável se o serviço tiver cobaltoterapia.

***permitindo-se a terceirização, mediante contrato anual de serviços.

Tabela 6. Entre os acessórios e equipamentos utilizados para a realização da Garantia do Controle de Qualidade, nos serviços de radioterapia especificamente com IMRT, é necessário que haja o emprego de simulador antropomórfico. Fonte: (Adaptado de ANVISA, 2005).

ANEXO 2: INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

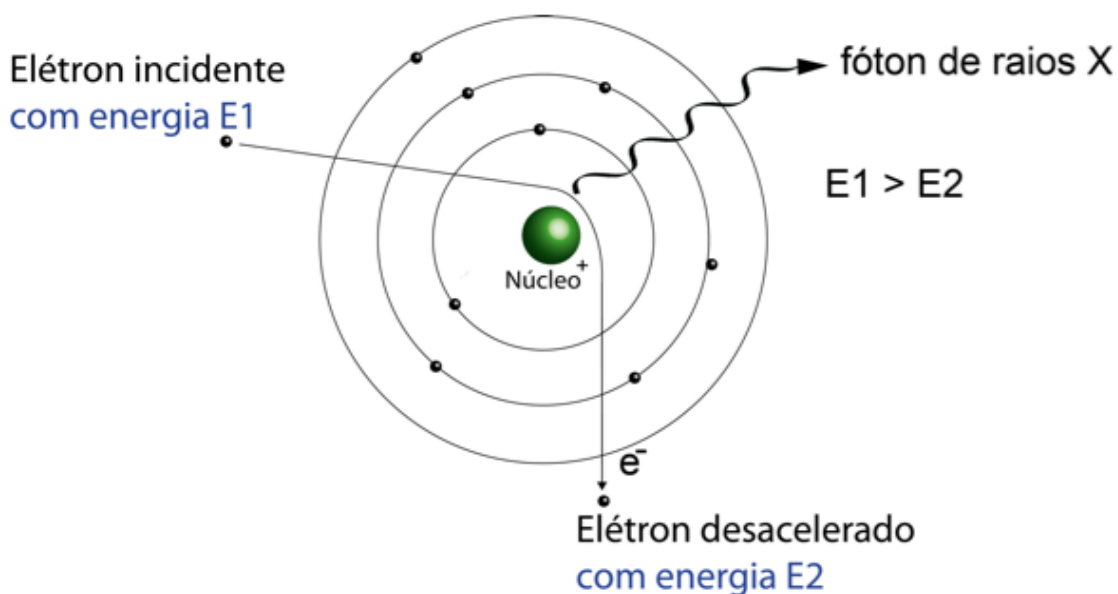
INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Na área de radioterapia, é importante conhecer não somente a etapa de produção de radiação, mas também quais são os efeitos da radiação com a matéria. Em radioterapia, por teleterapia, essa radiação é proveniente dos fótons emitidos por acelerador linear, em ondas eletromagnéticas. Interessante notar que são direcionados feixes de alta energia direcionados à terapia com radiação ionizante, feixes em Mev. Sendo assim, os efeitos que ocorrem estão descritos a seguir.

Radiação de Freamento (*Bremsstrahlung*)

A emissão de radiação *bremsstrahlung* ocorre quando alguns elétrons, ou seja, partículas carregadas, são aceleradas (ou desaceleradas) (Figura 30) e interagem com o campo elétrico do núcleo dos átomos do alvo e sofrem freamento, sendo assim, liberam fóton de raios X (OKUNO, 2013).

Figura 30- Radiação de freamento

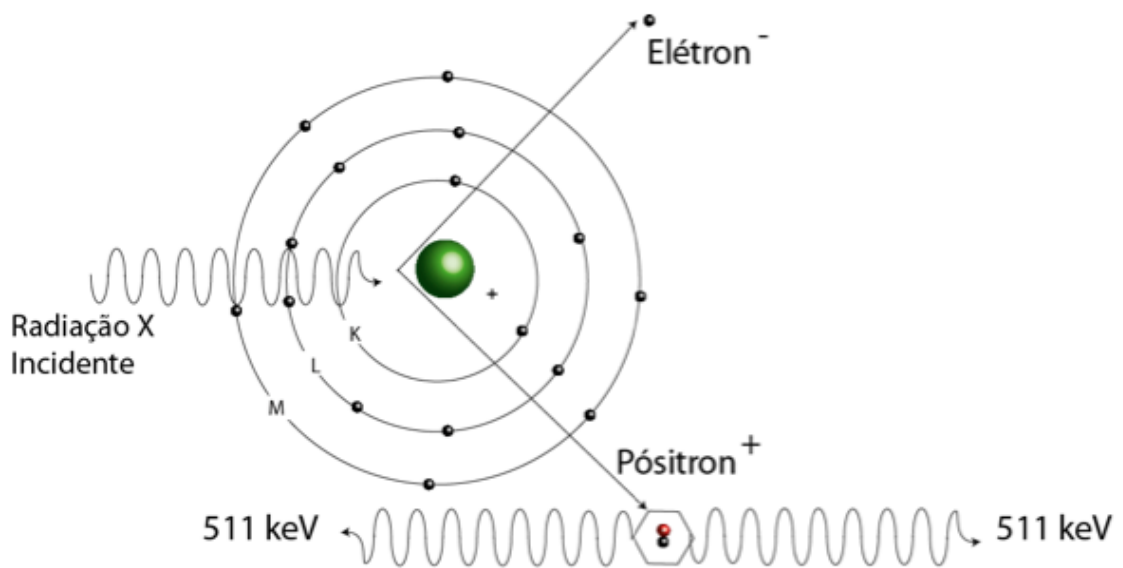


Fonte: (UTFPR, 2018).

Produção de pares

Na produção de par um fóton incidente altamente energético pode escapar da interação com elétrons da eletrosfera e ser atraído pelo núcleo do átomo, por sofrer grande influência do forte campo elétrico, é transformado em duas partículas do elétron, uma que é o pósitron (carregada positivamente) e elétron (carregada negativamente) (Figura 31) (SOARES; LOPES, 2006).

Figura 31- Produção de Pares

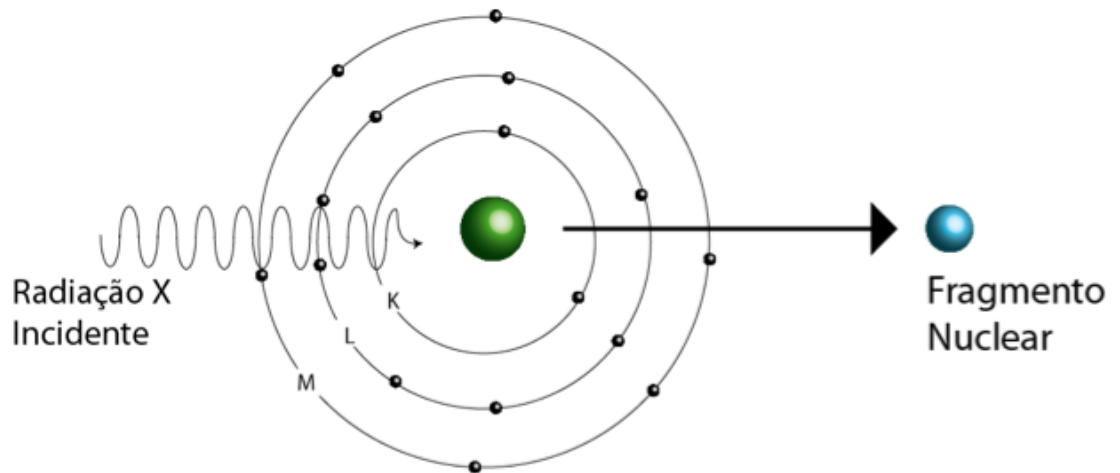


Fonte: (UTFPR, 2018).

Radiação de aniquilação (Fotodesintegração)

Fótons de altíssima energia, acima de 10MeV, podem escapar da interação com os elétrons e com o campo elétrico e serem totalmente absorvidos pelo núcleo, quando isso ocorre o núcleo é elevado a um alto grau energético e instantaneamente emite um fragmento nuclear (Figura 32) (SOARES; LOPES, 2006).

Figura 32- Radiação de aniquilação ou Fotodesintegração



Fonte: (UTFPR, 2018).

ANEXO 3: PUBLICAÇÕES

Publicações 2017

CRUZ, G. B., CAIRES, D. A., SOUZA, A. C. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. Braquiterapia de Alta Taxa de Dose no Tratamento do Câncer de Próstata. Publicado em 19/01/2018. ISBN:978-85-5722-065-2. Disponível em: <https://www.even3.com.br/Anais/cobecseb/79110-BRAQUITERAPIA-DE-ALTA-TAXA-DE-DOSE-NO-TRATAMENTO-DO-CANCER-DE-PROSTATA>

BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE NO TRATAMENTO DO CÂNCER DE PRÓSTATA

Gisela Benacon Cruz¹, Diego Almeida Caires² e Ana Cláudia de Souza³

1. Universidade de Brasília (UNB - FGA.) Programa de Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil.
2. Faculdade LS, Tecnologia em Radiologia, Brasília, Brasil.
3. Docente da Faculdade LS, Brasília, Brasil.

giselabenacon@gmail.com

INTRODUÇÃO	RESULTADOS E DISCUSSÃO
<p>Segundo Bogliolo [1] a palavra câncer vem da palavra grega Karkinos (carcinoma) que significa crustáceo, caranguejo e foi usado primeiramente por Galeno (aproximadamente 138 – 201 d. C) indicando um tumor maligno mamário, cujo formato lembrava as patas de um caranguejo.</p> <p>Referente aos dados epidemiológicos Guerra et al [2] 12% das causas de morte e vem sendo um problema de saúde pública para os países desenvolvidos e os que estão em desenvolvimento.</p> <p>De acordo com Arap et al [3] o câncer de próstata é uma patologia heterogênea. Para Rhoden et al [4] “São duas as formas mais comuns do câncer de próstata: o histológico (também chamado latente) e o clínico (também chamado invasivo). Em estudos de autópsia, a forma latente está presente em 30% dos homens acima de 50 anos”.</p> <p>De acordo com Gomes et al [4], estudos do <i>National Cancer Institute</i>, estima que “aos 80 anos, cerca de 50% dos homens sejam atingidos pelo câncer de próstata”.</p> <p>Para Rhoden et al [5] a etiologia do câncer prostático é desconhecida, no entanto, muitos fatores de risco são apontados, como por exemplo os fatores genéticos, raciais e dietéticos.</p> <p>Segundo estimativas do Instituto Nacional do Câncer, o INCA [6], está previsto 68.800 casos, uma incidência de 70,42 a cada 100.000 homens, só em 2011 foram constatadas 13.129 mortes.</p> <p>Para o INCA [7] “O câncer da próstata é a quarta causa de morte por neoplasias no Brasil, correspondendo a 6% do total de óbitos em todas as regiões do país. Dados do Hospital do Câncer A. C. Camargo apud Gomes et al [4] um outro fator de risco que podem desencadear o câncer é raça/etnia.</p> <p>Informações do INCA [6] mostram que o fator de risco relacionado à dieta vem sendo importante para a etiologia desse câncer. Gomes et al [4] abordam sobre os riscos hereditários.</p> <p>O diagnóstico de câncer de próstata no paciente, segundo Kumar et al [8] é necessário a realização de exame clínico de toque retal, níveis séricos sanguíneos de PSA (sigla em inglês para Antígeno Específico da Próstata), biópsia e exames de imagem radiológicas, como a Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e Ultrassonografia Transretal. De acordo com Amadei [9] para o paciente escolher a modalidade de tratamento, devem ser levados em consideração vários fatores, como a condição clínica do paciente, o grau histopatológico do tumor e as taxas de PSA no sangue.</p> <p>Para Kumar et al [8] após a análise dos parâmetros, os tipos de tratamento comumente utilizados são: a cirurgia (Prostatectomia Radical), a radioterapia (Braquiterapia e Teleterapia) e as manipulações hormonais.</p> <p>O objetivo desse trabalho é descrever por meio de uma revisão de literatura a utilização da braquiterapia ao elucidar aspectos técnicos desta modalidade de tratamento no câncer de próstata.</p>	<p>Durante toda a pesquisa notamos que a eficácia da BATD comparada a outras modalidades de tratamento convencionais é superior, levando em consideração não só a cura do paciente mas também as facilidades que este tratamento traz, como o baixo custo operacional, tratamento ambulatorial, e efeitos colaterais relativamente baixos preservando os tecidos saudáveis e órgãos próximos à próstata.</p> <p>A técnica da braquiterapia de alta taxa de dose no tratamento do câncer de próstata é relativamente simples, pois exclui a necessidade de internação do paciente, caso que a braquiterapia de baixa taxa de dose exige, além de outros cuidados de radioproteção que exigem extrema precaução. Na BATD os radioisótopos são colocados em contato íntimo com o tecido prostático, irradiando a área e destruindo as células tumorais, porém os tecidos vizinhos são poupados devido ao planejamento que é feito com uma equipe multidisciplinar [10].</p> <p>Antes de iniciar o tratamento a área a ser irradiada é analisada por meio de imagens de tomografia computadorizada de toda a região pélvica, com essas imagens são avaliadas a estrutura e a localização do tumor, o cálculo da dose (curvas de isodose) a ser utilizado e o tipo de implante (radioisótopo) mais apropriado. Na BATD o tipo de implante utilizado é o temporário sendo o radioisótopo mais usado o Iridio-192[11].</p> <p>No tratamento com a BATD o paciente é submetido a um enterocisma, a tricotomia e aseptesia da região perineal como preparação para o implante das “sementes radioativas”. Após isso o paciente recebe anestesia raquidiana. Anestesiado o paciente é colocado na posição de semilitomia, onde ficará acessível a região perineal. Com isso coloca-se no paciente uma sonda transretal ultrassonográfica acoplada a um “template”, este último fica posicionado entre o ânus e o saco escrotal [11].</p> <p>A sonda é responsável pelo correto posicionamento das agulhas sobre o “template”, pois serve como guia para o médico inseri-las no local já antes analisado. Além disto é colocada uma sonda vesical no paciente para preencher a bexiga com líquido (soro fisiológico) para facilitar a visualização da próstata na imagem ultrassonográfica. Com a sonda colocada, o agulhamento é feito simetricamente, uma por vez por toda a extensão da próstata, após a colocação das agulhas o “template” é fixado no perineo com pontos de sutura, em seguida é retirado radiografias da pelve em ântero-posterior e perfil[11,12].</p> <p>Feito as radiografias os dados obtidos são analisados em um computador e feito o cálculo da melhor distribuição das fontes e a dose a ser entregue no volume-alvo. Com tudo pronto as agulhas são conectadas ao equipamento de braquiterapia e assim aplicado as sementes [11,12].</p> <p>Para Trindade et al [12] “o número de sementes implantadas na próstata depende dos parâmetros: volume de referência irradiado, atividade individual das sementes, dose de prescrição adotada, assim como o modelo de distribuição espacial de sementes escolhido”.</p> <p>Para Esteves et al (2006) “a BATD é tratamento consagrado na literatura para a terapêutica dos tumores ginecológicos e sua eficácia vem sendo comprovada para outros tumores como os da próstata. Estudos recentes avaliando efeitos biológicos da radiação mostram que a alta taxa de dose pode ser superior à baixa taxa de dose, dependendo do tecido alvo” Esteves et al [11].</p> <p>Além disso, características como baixo custo, versatilidade e facilidade do método devem ser consideradas vantagens comparadas a outras modalidades terapêuticas[11].</p>
<h2>MATERIAIS E MÉTODOS</h2>	<h2>CONCLUSÃO</h2>
<p>Trata-se de uma pesquisa de revisão bibliográfica, do tipo narrativa ou tradicional, na qual foram utilizadas as seguintes palavras-chave: braquiterapia, câncer de próstata, radioterapia. As bases de dados consultadas foram Scielo, Bireme e Lillias, tendo como fontes principais periódicos e publicações científicas publicadas entre 2002 a 2014. Os critérios de inclusão dos estudos foram: trabalhos que tratavam sobre câncer de próstata enfatizando o tratamento radioterápico com braquiterapia, sendo que aqueles que não se encaixavam nestes critérios foram excluídos.</p>	<p>Conclui-se que a braquiterapia de alta taxa de dose pode ser uma modalidade aliada de grande importância sendo considerado um das melhores formas de tratamentos no câncer de próstata, patologia essa que vêm crescendo como a causa de mortes de milhares de homens anualmente, mostrando sua melhor eficácia no tratamento em pacientes com evolução inicial da doença.</p>
<h2>REFERÊNCIAS</h2>	

- [1] Bogliolo, L. *Patologia Geral*. Editado por Gerardo Brasileiro Filho, 4ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009. pp. 227-281.
- [2] Guerra MR, Gallo CV de M, Azevedo S, Mendonça S. Risco de Câncer no Brasil: tendências e estudos epidemiológicos mais recentes. *Revista Brasileira de Cancerologia*, Rio de Janeiro, p. 227-234, 2005.
- [3] Arap MA, Caltho, RF. Câncer de Próstata. São Paulo: 2010. http://medicinaserv.com.br/comunicado/revista/2010/cancer_de_prostata.html Acessado em: 8 de outubro de 2014.
- [4] Rothen EL, Averbuck MA. Câncer de Próstata Localizado. *Revista da AMRIGS*, Porto Alegre, 54(1) p. 92-99, jan. 2010.
- [5] Gomes R, Heblino LF do S, Araújo FC, Nascimento LP do. A prevenção do câncer de próstata: uma revisão de literatura. *Ciência & Saúde Coletiva*, Rio de Janeiro, 13(1), p.25-246, abr. 2009.
- [6] INCA. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Estatísticas 2014. Rio de Janeiro, 2014. Disponível em: <http://www.inca.gov.br>. Acessado em: 13 de janeiro de 2014.
- [7] INCA. Brasil. Ministério da Saúde, Secretaria de Assistência à Saúde. Programa nacional de controle do câncer da próstata: documento de consenso. Rio de Janeiro, INCA, 2002. 34p.
- [8] Kumar V, Abbas M, Fausto, N, Robbins, SL, Cotran, RS, Robbins & Cotran Patologia: Bases Patológicas das Doenças, 8. ed. Tradução Patricia Dias Fernandes. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 1458.
- [9] Amadei LP da P. Inibição bioquímica através de medidas seriadas de antígeno prostático específico (PSA) de pacientes submetidos a braquiterapia com implantes de sementes de I 125 no tratamento do adenocarcinoma de próstata. 2008. 143 f. Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina da USP, São Paulo.
- [10] Esteves SCS, Oliveira ACZ, Fajó IF de A. Braquiterapia de Alta Taxa de Dose no Câncer de Próstata. *Revista Brasileira de Radiologia*, São Paulo, 2004; 37(3) pp.357-361.
- [11] Oliveira A, Grillo IM, Pereira MEM, Soares P. Radioterapia no Câncer de Próstata. *Acta Urológica*. Lisboa, 2004; pp.17-25. Disponível em: www.apurologia.pt
- [12] Trindade B, M, Christóvão MT, Trindade D M, Falção P, Campos TPR. Dosimetria comparativa de braquiterapia de próstata com sementes de I-125 e Pd-103 via SISCODES/MCNP. *Revista Minas Gerais*, 45(2): p. 267-272, set. 2012.

BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE NO TRATAMENTO DO CÂNCER DE PRÓSTATA

G. B. Cruz1*, D. A. Caires2** e A. C. de Souza3*

*UNB, Brasília, DF

**Faculdade LS, Cidade, Brasil

e-mail: giselabenacon@gmail.com

Resumo: A braquiterapia é a modalidade terapêutica de maior impacto para os tumores sólidos depois da cirurgia, e é uma das técnicas de escolha na terapêutica do câncer de próstata. O objetivo deste trabalho é descrever o uso da braquiterapia de alta dose no tratamento do câncer de próstata. Foi realizada uma revisão de literatura narrativa ou tradicional utilizando como base de dados a Biblioteca Virtual de Saúde, tendo como fontes principais periódicos e publicações científicas publicadas entre 2002 a 2014. Também foram utilizadas como fonte, livros e manuais específicos disponíveis sobre o tema. Por meio da literatura revisada, pode-se concluir que a braquiterapia com alta taxa de dose é atualmente uma das melhores formas de tratamento no câncer de próstata, patologia essa que vêm crescendo como causa de mortes de milhares de homens anualmente, mostrando sua melhor eficácia no tratamento em pacientes com evolução inicial da doença.

Palavras-chave: braquiterapia, câncer de próstata, radioterapia.

Abstract: *Brachytherapy is the most important therapeutic modality for solid tumors after surgery, and is one of the techniques of choice in prostate cancer therapy. The aim of this study is to describe the use of high dose brachytherapy in the treatment of prostate cancer. A review of narrative or traditional literature was carried out using the Virtual Health Library as a database, with periodical and scientific publications published between 2002 and 2014. Also available were books, books and specific manuals available on the subject. Through the reviewed literature, it can be concluded that high dose rate brachytherapy is currently one of the best forms of treatment in prostate cancer, a condition that has been growing as a cause of death for thousands of men annually, showing its best efficacy in patients with initial disease progression.*

Keywords: *brachytherapy, prostate cancer, radiotherapy.*

Introdução

Segundo Bogliolo [1] a palavra câncer vem da palavra grega Karkinos (carcinoma) que significa crustáceo, caranguejo e foi usado primeiramente por Galeno (aproximadamente 138 – 201 d. C) indicando

um tumor maligno mamário, cujo formato lembrava as patas de um caranguejo.

Referente aos dados epidemiológicos Guerra *et al* [2] 12% das causas de morte e vem sendo um problema de saúde pública para os países desenvolvidos e os que estão em desenvolvimento.

De acordo com Arap *et al* [3] o câncer de próstata é uma patologia heterogênea. Para Rhoden *et al* [4] “São duas as formas mais comuns do câncer de próstata: o histológico (também chamado latente) e o clínico (também chamado invasivo). Em estudos de autópsia, a forma latente está presente em 30% dos homens acima de 50 anos”.

De acordo com Gomes *et al* [4], estudos do National Cancer Institute, estima que “aos 80 anos, cerca de 50% dos homens sejam atingidos pelo câncer de próstata”.

Para Rhoden *et al* [5] a etiologia do câncer prostático é desconhecida, no entanto, muitos fatores de risco são apontados, como por exemplo os fatores genéticos, raciais e dietéticos.

Segundo estimativas do Instituto Nacional do Câncer, o INCA [6], está previsto 68.800 casos, uma incidência de 70,42 a cada 100.000 homens, só em 2011 foram constatadas 13.129 mortes.

Para o INCA [7] “O câncer da próstata é a quarta causa de morte por neoplasias no Brasil, correspondendo a 6% do total de óbitos em todas as regiões do país. Dados do Hospital do Câncer A. C. Camargo *apud* Gomes *et al* [4] um outro fator de risco que podem desencadear o câncer é raça/etnia.

Informações do INCA [6] mostram que o fator de risco relacionado à dieta vem sendo importante para a etiologia desse câncer. Gomes *et al* [4] abordam sobre os riscos hereditários.

Para ser feito o diagnóstico de câncer de próstata no paciente, segundo Kumar *et al* [8] é necessário a realização de exame clínico de toque retal, níveis séricos sanguíneos de PSA (sigla em inglês para Antígeno Específico da Próstata), biópsia e exames de imagem radiológicas, como a Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e Ultrassonografia Transretal.

De acordo com Amadei [9] para o paciente escolher a modalidade de tratamento, devem ser levados em consideração vários fatores, como a condição clínica do paciente, o grau histopatológico do tumor e as taxas de PSA no sangue.

Para Kumar *et al* [8] após a análise dos parâmetros, os tipos de tratamento comumente utilizados são: a cirurgia (Prostatectomia Radical), a radioterapia (Braquiterapia e Teleterapia) e as manipulações hormonais.

O objetivo desse trabalho é descrever por meio de uma revisão de literatura a utilização da braquiterapia ao elucidar aspectos técnicos desta modalidade de tratamento no câncer de próstata.

Materiais e métodos

Trata-se de uma pesquisa de revisão bibliográfica, do tipo narrativa ou tradicional, na qual foram utilizadas as seguintes palavras-chave: braquiterapia, câncer de próstata, radioterapia. As bases de dados consultadas foram Scielo, Bireme e Lilliacs, tendo como fontes principais periódicos e publicações científicas publicadas entre 2002 a 2014. Os critérios de inclusão dos estudos foram: trabalhos que tratavam sobre câncer de próstata enfatizando o tratamento radioterápico com braquiterapia, sendo que aqueles que não se encaixavam nestes critérios foram excluídos.

Resultados

Durante toda a pesquisa notamos que a eficácia da BATD comparada a outras modalidades de tratamento convencionais é superior, levando em consideração não só a cura do paciente mas também as facilidades que este tratamento traz, como o baixo custo operacional, tratamento ambulatorial, e efeitos colaterais relativamente baixos preservando os tecidos sadios e órgãos próximos à próstata.

Discussão

A técnica da braquiterapia de alta taxa de dose no tratamento do câncer de próstata é relativamente simples, pois exclui a necessidade de internação do paciente, caso que a braquiterapia de baixa taxa de dose exige, além de outros cuidados de radioproteção que exigem extrema precaução. Na BATD os radioisótopos são colocados em contato íntimo com o tecido prostático, irradiando a área e destruindo as células tumorais, porém os tecidos vizinhos são poupados devido ao planejamento que é feito com uma equipe multidisciplinar [10].

Antes de iniciar o tratamento a área a ser irradiada é analisada por meio de imagens de tomografia computadorizada de toda a região pélvica, com essas imagens são avaliadas a estrutura e a localização do tumor, o cálculo da dose (curvas de isodose) a ser utilizado e o tipo de implante (radioisótopo) mais apropriado. Na BATD o tipo de implante utilizado é o temporário sendo o radioisótopo mais usado o Irídio-192[11].

No tratamento com a BATD o paciente é submetido a um enterocisma, a tricotomia e assepsia da região perineal como preparação para o implante das

“sementes radioativas”. Após isso o paciente recebe anestesia raquidiana. Anestesiado o paciente é colocado na posição de semilitomia, onde ficará acessível a região perineal. Com isso coloca-se no paciente uma sonda transretal ultrassonográfica acoplada a um “template”, este último fica posicionado entre o ânus e o saco escrotal [11].

A sonda é responsável pelo correto posicionamento das agulhas sobre o “template”, pois serve como guia para o médico inseri-las no local já antes analisado. Além disto é colocada uma sonda vesical no paciente para preencher a bexiga com líquido (soro fisiológico) para facilitar a visualização da próstata na imagem ultrassonográfica. Com a sonda colocada, o agulhamento é feito simetricamente, uma por vez por toda a extensão da próstata, após a colocação das agulhas o “template” é fixado no perineo com pontos de sutura, em seguida é retirado radiografias da pelve em ântero-posterior e perfil[11,12].

Feito as radiografias os dados obtidos são analisados em um computador e feito o cálculo da melhor distribuição das fontes e a dose a ser entregue no volume-alvo. Com tudo pronto as agulhas são conectadas ao equipamento de braquiterapia e assim aplicado as sementes [11,12].

Para Trindade *et al* [12] “o número de sementes implantadas na próstata depende dos parâmetros: volume de referência irradiado, atividade individual das sementes, dose de prescrição adotada, assim como o modelo de distribuição espacial de sementes escolhido”.

Para Esteves *et al* (2006) “a BATD é tratamento consagrado na literatura para a terapêutica dos tumores ginecológicos e sua eficácia vem sendo comprovada para outros tumores como os da próstata. Estudos recentes avaliando efeitos biológicos da radiação mostram que a alta taxa de dose pode ser superior à baixa taxa de dose, dependendo do tecido alvo” Esteves *et al* [11].

Além disso, características como baixo custo, versatilidade e facilidade do método devem ser consideradas vantagens comparadas a outras modalidades terapêuticas, principalmente quando equiparada a braquiterapia de baixa taxa de dose que além de tudo exige uma internação relativamente longa do paciente no ambiente hospitalar caso contrário da BATD [11].

Conclusão

Conclui-se que a braquiterapia de alta taxa de dose pode ser uma modalidade aliada de grande importância sendo considerado um das melhores formas de tratamentos no câncer de próstata, patologia essa que vêm crescendo como a causa de mortes de milhares de homens anualmente, mostrando sua melhor eficácia no tratamento em pacientes com evolução inicial da doença.

Referências

- [1] Bogliolo, L. Patologia Geral. Editado por Geraldo Brasileiro Filho. 4ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009. pp. 227-281.
- [2] Guerra MR, Gallo CV de M, Azevedo G, Mendonça S. Risco de Câncer no Brasil: tendências e estudos epidemiológicos mais recentes. Revista Brasileira de Cancerologia, Rio de Janeiro, p. 227-234, 2005.
- [3] Arap MA, Coelho, RF. Câncer de Próstata. São Paulo: 2010. http://medicinanet.com.br/conteúdos/revisões/3016/câncer_de_prostata.html Acessado em: 8 de outubro de 2014.
- [4] Rodhen EL, Averbeck MA. Câncer de Próstata Localizado. Revista da AMRIGS, Porto Alegre, 54(1) p. 92-99, jan. 2010.
- [5] Gomes R, Rebello LEF de S, Araújo FC, Nascimento EF do. A prevenção do câncer de próstata: uma revisão de literatura. Ciência & Saúde Coletiva, Rio de Janeiro, 13(1), p.235-246, abr. 2008.
- [6] INCA- INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. Estatística/2014. Rio de Janeiro, 2014. Extraído do site: <http://www.inca.gov.br> Acessado em: 13 de janeiro de 2014.
- [7] INCA; Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Assistência à Saúde. Programa nacional de controle do câncer da próstata: documento de consenso. Rio de Janeiro, INCA: 2002, 34p.
- [8] Kumar V, Abbas AK, Fausto, N, Robbins, SL, Cotran, RS, Robbins & Cotran Patologia - Bases Patológicas das Doenças. 8. ed. Tradução Patrícia Dias Fernandes. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010: 1458.
- [9] Amadei LP da P. Evolução bioquímica através de medidas seriadas de antígeno prostático específico (PSA) de pacientes submetidos a braquiterapia com implantes de sementes de I 125 no tratamento do adenocarcinoma de próstata. 2008. 143 f. Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina da USP. São Paulo.
- [10] Esteves SCB, Oliveira ACZ, Feijó LF de A. Braquiterapia de Alta Taxa de Dose no Brasil. Radiol Bras, São Paulo, 2004; 37 (5) pp.337-341.
- [11] Oliveira A, Grillo IM, Pereira MEM, Soares P. Radioterapia no Cancro as Próstata. Acta Urológica. Lisboa, 2004: pp.17-25. Disponível em: www.apurologia.pt
- [12] Trindade B. M, Christovão MT, Trindade D de FM, Falcão PL, Campos TPR. Dosimetria comparativa de braquiterapia de próstata com sementes de I-125 e Pd- 103 via SISCODES/MCNP. Radiol Bras. Minas Gerais, 45(5): p. 267-272, set. 2012.