INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para controle de qualidade em
radioterapia**

AMANDA CRISTINA MAZER

**Dissertação apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Reatores**

**Orientador:
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz**

**São Paulo
2019**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para controle de qualidade em
radioterapia**

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

AMANDA CRISTINA MAZER

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear – Reatores**

**Orientador:
Prof. Dr. Hélio Yoriyaz**

**São Paulo
2019**

Fonte de Financiamento: CNPq. Processo nº 130634/2018-2.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

MAZER, A. C. ***Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para controle de qualidade em radioterapia***. 2019. 108 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Mazer, Amanda Cristina

Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para controle de qualidade em radioterapia / Amanda Cristina Mazer; orientador Hélio Yoriyaz. -- São Paulo, 2019.
108 p.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Reatores) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2019.

1. dosimetria. 2. ArcCHECK. 3. simulação Monte Carlo. 4. controle de qualidade. 5. radioterapia. I. Yoriyaz, Hélio, orient. II. Título.

Folha de aprovação

Autora: Amanda Cristina Mazer

Título: Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para controle de qualidade em radioterapia

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Data: 16/12/2019

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Hélio Yoriyaz

Instituição: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN)

Julgamento: aprovado

Profa. Dra.: Patrícia Nicolucci

Instituição: Departamento de Física da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo (USP)

Julgamento: aprovado

Profa. Dra.: Gabriela Reis dos Santos de Jesus

Instituição: Hospital Vila Nova Star – Oncologia D'Or

Julgamento: aprovado

*A todos que, de coração, acreditam
em mim e em minha capacidade.*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pela oportunidade da vida e pela permissão de cada ato meu dentro deste trabalho. Sem toda essa energia, nada teria sido cumprido.

Em segundo, agradeço infinitamente a meus pais, Cristina e Carlinhos, também por terem me dado a oportunidade da vida, por sempre se esforçarem para me proporcionar o tudo e o impossível e por me apoiarem em cada pequeno detalhe. Obrigada madrinha Joana e prima Laise por me acolherem durante esses anos, me apoiarem e me acudirem quando eu precisei. Família não é só ter o mesmo sangue que todos vocês, mas também receber todo o amor, o apoio e o bem que me desejam. Assim como não poderia deixar de agradecer o carinho que recebo do meu pequeno companheiro Beethoven há 15 anos, sempre capaz de acalantar o coração.

Agradeço imensamente a meu orientador Hélio e aos membros do grupo Monte Carlo e Dosimetria aplicados à Física Médica, Julian, Paulo, Maíra e Eduardo, pela oportunidade, pelo acolhimento e pela credibilidade, por toda e qualquer ajuda e também pela paciência e pelo conhecimento comigo compartilhados. Que o trabalho de vocês nunca deixe de ter a bonita motivação de tornar tudo um pouco mais possível e exequível dentro dos diferentes tipos de tratamento de câncer, e não somente ocupar os termos de pesquisador.

Agradeço também ao Marcos Nakandakari e ao Victor Bertotti, por sempre compartilharem seus tempos e experiências clínicas e, assim, contribuírem com este trabalho. Bem como agradeço aos setores de radioterapia da Beneficência Portuguesa de São Paulo, do InRad (HCFMUSP) e do ICESP (HCFMUSP) pelas parcerias.

Agradeço aos meus colegas de centro e/ou de disciplinas Clayton, Renata, Isabela, Rodrigo, Luiz Felipe, Paulinha, Tássio, Nikolas, Daniel, Pedro Vítor, Márcio, Marcus, Sandro, Wilber, Talita e Murillo. Obrigada pelas alegrias, conselhos e conhecimentos compartilhados comigo em algum momento, tornando os dias mais leves.

Agradeço o regente Tiago Pinheiro, o sensei Haroldo Inazawa e todos aqueles que os cercam, que, mesmo sem saber, me proporcionaram mais coragem, determinação e alegria, contribuindo indiretamente para a conclusão deste trabalho.

Agradeço aos professores que compartilharam seus conhecimentos comigo e com todos os outros alunos em alguma disciplina, tanto na graduação quanto na pós-graduação.

Agradeço ao IPEN e à Comissão de Pós-graduação pela oportunidade e pelo espaço cedido para que o trabalho fosse desenvolvido.

Agradeço ao CNPq pelo apoio financeiro.

E, por fim, agradeço a todos aqueles que aqui eu não citei o nome e que me ajudaram, de alguma forma boa ou ruim, a enxergar o possível e o impossível e a concluir este trabalho. Ainda que pareça um passo de formiga, foi um enorme passo tanto profissional quanto pessoal para mim.

*“Agradeço todas as dificuldades que enfrentei;
se não fosse por elas, eu não teria saído do lugar.”*

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

MAZER, Amanda C. Estudos dosimétricos utilizando um sistema 3D para Controle de Qualidade em radioterapia. 2019, 108 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

Nos últimos anos, foi desenvolvido e comercializado um moderno sistema dosimétrico 3D composto por 1386 diodos arrançados de forma helicoidal, chamado ArcCHECK, para controle de qualidade de técnicas que envolvem modulação dos feixes na radioterapia. O escopo deste trabalho é contribuir para estudos dosimétricos para o controle de qualidade, através da análise e da compreensão de medidas experimentais realizadas com o ArcCHECK e de simulações computacionais no código MCNP, baseado no Método Monte Carlo. Foram observadas as respostas do sistema para irradiações simples e estáticas, comparadas aos resultados de dois modelos computacionais desenvolvidos para simulações, além disso o método de interpolação e a sensibilidade de detecção do sistema foram testados. Foram encontradas boas reprodutibilidade, repetitividade, linearidade com a dose e com a taxa de dose e sensibilidade de detecção, embora alguns efeitos inesperados tenham sido observados principalmente devido à representação da aquisição helicoidal da dose em um mapa de distribuição 2D. O modelo computacional proposto de forma mais simples, assim como o algoritmo desenvolvido para interpolação dos dados, auxiliou na compreensão dos efeitos do ArcCHECK. O modelo mais detalhado proposto foi validado e pode ser usado como referência para diferentes simulações futuras.

Palavras-chave: dosimetria; ArcCHECK; simulação Monte Carlo; controle de qualidade; radioterapia.

ABSTRACT

MAZER, Amanda C. Dosimetric studies using a 3D system for Quality Assurance in radiation therapy. 2019, 108 p. Dissertation (Master's Degree in Nuclear Technology) – Nuclear and Energy Research Institute – IPEN-CNEN/SP. São Paulo.

In the last years, a modern 3D dosimetric system consisting of 1386 helically arranged diodes called ArcCHECK has been developed and marketed for quality assurance of techniques involving beam modulation in radiotherapy. The scope of this work is to contribute to dosimetric studies for quality assurance by analysing and understanding experimental measurements performed with ArcCHECK and computational simulations in MCNP code, based on Monte Carlo Method. The system responses for simple and static irradiations were observed, compared to the results of two computational models developed for simulations, as well as the interpolation method and the detection sensitivity of the system were tested. Good reproducibility, repeatability, dose and dose rate linearity and detection sensitivity were found, although some unexpected effects were observed mainly due to the representation of helical dose acquisition on a 2D distribution map. The simplest proposed computational model, as well as the algorithm developed for data interpolation, helped to understand the effects of ArcCHECK. The detailed model was validated and it can be used as a reference for different simulations in the future.

Key words: dosimetry; ArcCHECK; Monte Carlo simulation; quality assurance; radiation therapy.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1 — Representação da administração de dose em um paciente através de um LINAC genérico, associado a técnicas de posicionamento.	22
Figura 2 — Imagens capturadas durante um dia de medições no Hospital BP. (a) ArcCHECK visto de frente, com o plugue inserido, contendo núcleo homogêneo; (b) cabeçote do AL sendo ajustado para irradiar o ArcCHECK lateralmente.	30
Figura 3 — Plugue da cavidade do ArcCHECK sem as partes modulares.	31
Figura 4 — Representação 3D da disposição de alguns diodos, representados por esferas.	32
Figura 5 — Representação das distâncias radiais de um corte axial no ArcCHECK e os ângulos de rotação em torno dele.	32
Figura 6 — Ilustração da abertura de uma casca cilíndrica em um mapa retangular 2D.....	34
Figura 7 — Exemplo de visualização 2D resultante de uma medição com o ArcCHECK, gerada pelo software do mesmo.	34
Figura 8 — Representação geométrica da análise gama, usando a combinação da diferença de dose e a distância de concordância, em: (a) 2D; (b) 1D.....	47
Figura 9 — Visualização axial da disposição do espaço de fase com relação ao ArcCHECK.	52
Figura 10 — Visualização axial da disposição do VSM com relação ao ArcCHECK.....	54
Figura 11 — Representação 3D de um corte axial no sistema dosimétrico definido no modelo simples, contendo a malha cilíndrica e quadriculada.	55

- Figura 12 — Ilustração de uma malha 3D em forma de casca cilíndrica, assim como foi definida com a ferramenta FMESH. No modelo desenvolvido, a casca possui espessura de 0,4 cm.55
- Figura 13 — Visualização 3D de (a) a estrutura cilíndrica vazada do sistema dosimétrico do modelo detalhado, preenchida com um núcleo homogêneo; (b) alguns diodos que compõem o interior da estrutura cilíndrica, em torno do núcleo. .58
- Figura 14 — Ilustração das posições determinadas para os valores de dose no algoritmo desenvolvido para interpolação.60
- Figura 15 — Ilustração do sistema de coordenadas de um acelerador linear genérico.61
- Figura 16 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 100 UM, em função da dose, de 1 a 500 UM. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.65
- Figura 17 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 100 UM, em função da dose, de 1 a 60 UM. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.65
- Figura 18 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 400 UM/min, em função da taxa de dose, de 100 a 600 UM/min. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.66
- Figura 19 — Curvas de isodose resultantes da simulação do modelo simples, campo 10x10 cm², com (a) 21x66 e com (b) 41x131 malhas finas. Os valores indicados nas curvas e na escala de cores correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.68
- Figura 20 — Curvas de isodose resultantes das medidas (a) brutas e (b) interpoladas utilizando o ArcCHECK, campo 10x10 cm². Os valores indicados nas curvas correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.69

Figura 21 — Ilustração da representação dos dados adquiridos pelo ArcCHECK; (a) aquisição helicoidal; (b) abertura dos dados em 2D; (c) giro dos dados em 90°; (d) reposicionamento dos dados no mapa retangular.....	71
Figura 22 — Mapa da diferença relativa de dose entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose (a) bruta e (b) interpolada.	73
Figura 23 — Mapa da análise gama 3 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose (a) bruta e (b) interpolada.	75
Figura 24 — Mapa da análise gama 7,5 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose interpolada.....	76
Figura 25 — Curvas de isodose resultantes da simulação com o modelo detalhado, campo 10x10 cm ² . Os valores indicados nas curvas correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.	78
Figura 26 — Mapa da diferença relativa de dose entre o resultado simulado com o modelo detalhado e o experimental bruto, ambos normalizados.	79
Figura 27 — Comparação entre perfis de dose simulado e experimental, com um campo de 40x40cm ² , a uma profundidade de 1,5 cm.	80
Figura 28 — Mapa da análise gama 3 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo detalhado e o experimental bruto, ambos normalizados.	80
Figura 29 — Perfil central da dose normalizada dos dados experimentais brutos, do modelo simples com 21x66 malhas finas e do modelo detalhado, na altura de 0 cm.	81
Figura 30 — Perfil central da dose normalizada dos dados experimentais interpolados e do modelo simples com 41x131 malhas finas, na altura de 0 cm.	82

- Figura 31 — Perfil da diferença relativa de dose entre cada um dos modelos e os dados experimentais brutos, na altura de 0 cm. A linha preta é uma reta de referência.82
- Figura 32 — Perfil da diferença relativa de dose entre o modelo simples de 41x131 malhas finas e os dados experimentais interpolados, na altura de 0 cm. A linha preta é uma reta de referência.82
- Figura 33 — Mapa da diferença relativa de dose entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados.85
- Figura 34 — Mapa da diferença relativa de dose entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados, com escala reajustada.....86
- Figura 35 — Ilustração da metodologia de interpolação do *software* do ArcCHECK; (a) círculos vermelhos representam os diodos; (b) triângulos azuis representam os primeiros pontos interpolados; (c) losangos verdes representam os segundos pontos interpolados.....87
- Figura 36 — Mapa da análise gama 7,5 mm/3% entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados.87
- Figura 37 — Mapa da diferença relativa de dose entre a medida com deslocamento cranial de 1 mm e a referência de 00 mm.89
- Figura 38 — Curvas de isodose resultantes do teste *Rotisserie* em um campo 1x1 cm², para os ângulos de incidência de (a) 0°; (b) 90°; (c) 120° e (d) 270°. Os valores indicados na escala de cores correspondem à porcentagem.....92
- Figura 39 — Corte axial da representação 3D da disposição dos diodos do ArcCHECK. As linhas tracejadas indicam os ângulos 0°, 90° e 270°.93

Figura 40 — Curvas de isodose resultantes das medidas (a) brutas e (b) interpoladas utilizando o ArcCHECK, campo 30x1 cm². Os valores indicados na escala de cores correspondem à porcentagem.....95

LISTA DE ABREVIATURAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AAA	Algoritmo Analítico Anisotrópico
AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (do inglês <i>American Association of Physicists in Medicine</i>)
BP	Beneficência Portuguesa
CDF	Função Distribuição Cumulativa (do inglês <i>Cumulative Distribution Function</i>)
CEN	Centro de Engenharia Nuclear
CI	Câmara de Ionização
DD	Diferença de Dose
DICOM	Comunicação de Imagens Digitais na Medicina (do inglês <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
DTA	Distância de Concordância (do inglês <i>Distance To Agreement</i>)
EPC	Equilíbrio de partículas carregadas
Gy	<i>Ggray</i>
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (do inglês <i>International Atomic Energy Agency</i>)
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do inglês <i>International Commission on Radiological Protection</i>)

ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (do inglês <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>)
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem (do inglês <i>Image-guided Radiation Therapy</i>)
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada (do inglês <i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>)
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
J	<i>Joule</i>
Kg	Quilograma
LGN	Lei dos Grandes Números
LINAC	Acelerador Linear (do inglês <i>Linear Accelerator</i>)
MAASTRO	Departamento de Oncologia do Centro Médico da Universidade de Maastricht
MCNP	<i>Monte Carlo N-Particle Transport Code</i>
MeV	Mega elétron-volts
min	Minuto
MLC	Colimador multi-lâminas (do inglês <i>Multileaf Collimator</i>)
mm	Milímetros
MMC	Método Monte Carlo
MOSFET	Transistor de efeito de campo metal-óxido-semicondutor (do inglês <i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>)
NCS	Comissão de Dosimetria de Radiação da Holanda (do holandês <i>The Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie</i>)
NIST	Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (do inglês <i>National Institute of Standards and Technology</i>)

NPS	Número de partículas simuladas
PDF	Função Densidade de Probabilidade (do inglês <i>Probability Density Function</i>)
Phsp	Espaço de fase (do inglês <i>phase-space</i>)
PMMA	Polimetil-metacrilato
QA	Controle de Qualidade (do inglês <i>Quality Assurance</i>)
RM	Ressonância Magnética
SRS	Radiocirurgia Estereotática (do inglês <i>Stereotactic Radiosurgery</i>)
TC	Tomografia Computadorizada
TG	<i>Task Group</i>
TLD	Dosímetro termoluminescente (do inglês <i>Thermoluminescent dosimeter</i>)
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento (do inglês <i>Treatment Planning System</i>)
UM	Unidade Monitora
VMAT	Arcoterapia Volumétrica Modulada (do inglês <i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>)
VSM	Modelo de Fonte Virtual (do inglês <i>Virtual Source Model</i>)

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	20
1.1 Objetivos	25
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	26
3 MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1 ArcCHECK	30
3.2 Acelerador Linear Varian Unique	35
3.3 Método Monte Carlo	37
3.4 Código MCNP	39
3.4.1 <i>Tally</i> F4 – Fluxo Médio de Partículas	41
3.4.2 <i>Tally</i> F6 – Deposição Média de Energia	43
3.4.3 <i>Tally</i> F8 – Altura de Pulso	45
3.5 Análise Gama	46
3.6 Medidas Experimentais	49
3.7 Modelo Computacional do Sistema	51
3.7.1 Espaço de Fase e Modelo de Fonte Virtual	51
3.7.2 Modelo Simples	54
3.7.3 Modelo Detalhado	56
3.8 Interpolação	59
3.9 Análise da Sensibilidade do Sistema	61
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
4.1 Medidas Experimentais	64
4.1.1 Repetitividade e Reprodutibilidade	64
4.1.2 Linearidade	64
4.2 Modelo Computacional do Sistema	66
4.2.1 Modelo Simples	67
4.2.1.1 Efeito de Cisalhamento	67
4.2.1.2 Análises Comparativas	71
4.2.2 Modelo Detalhado	77
4.2.3 Perfis de Dose	81

4.3	Interpolação	83
4.4	Análise da Sensibilidade do Sistema	88
4.4.1	Análises de Deslocamento	88
4.4.2	Teste <i>Rotisserie</i>	91
4.4.3	Efeitos Mistos	94
5	CONCLUSÕES	96
5.1	Sugestões para Trabalhos Futuros	98
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
	APÊNDICE A – BREVE HISTÓRICO DO MCNP	107

1 INTRODUÇÃO

Câncer é o nome dado ao conjunto de doenças que é a segunda principal causa de morte em todo o mundo, e sua origem pode variar de diversos fatores externos a internos do organismo de cada indivíduo. No Brasil, para o biênio 2018/2019, foram estimados cerca de 600 mil novos casos de câncer para cada ano, o que o torna um país de alta incidência de tumores em várias regiões do corpo, como próstata, pulmão, mama feminina e cólon e reto, bem como colo do útero, estômago e esôfago (INCA, 2017). O tratamento do câncer pode ser realizado através de cirurgia, de quimioterapia, de radioterapia ou, ainda, de uma combinação dessas modalidades, dependendo, principalmente, da localização e do estágio em que o tumor se encontra (INCA, 2018).

A radioterapia é uma fase importante no tratamento, sendo que é usada em cerca de 60% dos pacientes com câncer. É uma etapa do tratamento em que se faz uso da radiação ionizante em várias frações na maioria das vezes, geralmente com o objetivo de danificar o DNA das células tumorais e eliminar um tumor através da morte celular. Por isso, quanto maior a precisão em cada irradiação, melhores os resultados esperados para o paciente em questão. Conforme a tecnologia avança, os equipamentos de radioterapia, bem como seus *softwares* ou sistemas de planejamento, são melhorados a partir de novas ferramentas. Foi dessa forma que, desde o começo do século XX, após a descoberta dos raios X, os equipamentos de clínicas e hospitais foram gradativamente evoluindo de Ortovoltagem – que realizava tratamentos mais superficiais – para fontes de Rádio-226, para fontes de Césio-137 e Cobalto-60 e, posteriormente, para os aceleradores lineares (LINACs) – estes últimos que permitiram o uso de partículas de maior energia e o consequente tratamento de tumores mais profundos (FURNARI, 2009; OKUNO, 2016; GIANFALDONI, 2017).

Com isso, existe a necessidade de quantificar, ou melhor, estimar a radiação que é absorvida pelo organismo de um paciente. Isso geralmente é feito através de simulações computacionais em um Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS), associado ao LINAC usado, além de cálculos manuais que são feitos por um físico para dupla confirmação. Ainda, como forma de uma verificação a mais do planejamento que é determinado para um paciente, é possível utilizar sistemas desenvolvidos baseados no Método Monte Carlo (MMC)

para o cálculo das grandezas de interesse. Trata-se de um método estatístico fundamentado em amostragens aleatórias, assim como ocorre com o processo de interação da radiação com a matéria, que é aleatória (PODGORSAK, 2005; KHAN, 2014).

Na prática, são os elétrons incidentes ou gerados secundariamente que depositam energia em um órgão ou tecido e que é quantificada utilizando, principalmente, os conceitos de kerma e de dose. Kerma é a quantidade que descreve a transferência de energia que ocorre dos fótons para os elétrons do meio em forma de energia cinética. E dose absorvida descreve a energia média cedida pelos elétrons no meio, daí o termo dosimetria, isto é, a medida da dose absorvida por um meio. Ambas as quantidades podem ser descritas através da unidade *gray* (Gy), em que 1 Gy corresponde a 1 *joule* por quilograma (J/Kg). É possível determinar que a dose absorvida se iguala ao kerma quando há equilíbrio de partículas carregadas (EPC) no meio, isto é, a quantidade de partículas ou energia que entra em um volume é a mesma que deixa esse volume (SCAFF, 1997; KHAN, 2014).

No Brasil, os aceleradores lineares que geram feixes de fótons e de elétrons são, atualmente, os mais utilizados em clínicas e hospitais, os quais permitem a administração de raios X ou de elétrons com energia na ordem de megavoltagem durante o tratamento. Em outros países, outras partículas, como prótons e nêutrons, também são usadas nos feixes do tratamento do câncer, em que cada um deles difere na aplicação, na energia das partículas, no modo de interação dessas partículas com a matéria, no planejamento, entre outros. É em razão desse progresso que houve para os LINACs que hoje há uma gama de possibilidades na radioterapia, que envolvem diferentes técnicas na prática e visam à otimização do tratamento, com a tendência de cada vez mais conformar e atingir o alvo tumoral e poupar a maior parte de tecido sadio adjacente possível. Essas técnicas de tratamento podem ser listadas em: 2D, 3D, Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), Tomoterapia, Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), Radiocirurgia Estereotáxica (SRS), entre outros tipos (MAYLES, 2007; FURNARI, 2009; KHAN, 2014).

Diferentemente da 2D, a radioterapia 3D faz uso de imagens contendo informações anatômicas 3D do paciente, como aquelas obtidas através de Tomografia Computadorizada (TC) ou de Ressonância Magnética (RM), para

conformar campos estáticos de radiação o quanto for possível ao alvo tumoral. Já na IMRT, como o próprio nome indica, são usados feixes de fluência não uniforme em determinados ângulos do paciente, a fim de otimizar a composição da distribuição de dose final. A Tomoterapia é, também, uma IMRT, com a diferença de que o paciente é tratado fatia por fatia, analogamente ao processo de aquisição de imagem em uma TC. Já a SRS, é uma radioterapia de uma única fração para tratar lesões craniais a partir da combinação entre equipamentos imobilizadores do paciente e múltiplos feixes estreitos. É possível, ainda, associar a esses tipos de tratamentos dispositivos que contribuam no aumento da precisão com relação ao posicionamento dos pacientes, que é a técnica chamada Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT). Esses dispositivos permitem, de alguma forma, localizar as estruturas de um paciente em tempo real e acusar o erro na posição. Uma infinidade de outras técnicas é usada na prática e não são aqui citadas (OTTO, 2008; KHAN, 2014; GIANFALDONI et al., 2017). Na Figura 1, é possível observar uma ilustração de um paciente em uma sala de tratamento, a qual contém um LINAC e alguns dispositivos para verificação de posicionamento, todos genéricos.

Figura 1 — Representação da administração de dose em um paciente através de um LINAC genérico, associado a técnicas de posicionamento.

Fonte: (KHAN, 2014).

Uma das técnicas de tratamento de maior complexidade é a Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), uma modalidade otimizada de terapia de intensidade modulada associada à rotação do equipamento, na qual podem ser utilizados um ou mais arcos em torno do paciente, geralmente com feixe de

fótons de 6 MeV. Nesse tipo de tratamento, a distribuição de dose tridimensional é aperfeiçoada, uma vez que combina uma entrega de dose rápida e muito bem conformada (OTTO, 2008; LING et al., 2008). Para isso, a VMAT faz uso de algoritmos customizados que alteram simultaneamente três parâmetros durante o tratamento: a conformação do feixe de radiação – definida pelo Colimador multi-lâminas (MLC) –, a taxa de dose liberada e a velocidade de rotação do cabeçote do LINAC. Assim, o cabeçote se move continuamente enquanto o MLC e a taxa de dose variam no arco durante o tratamento (SURUCU et al., 2012; KHAN, 2014; PODESTA, 2016).

Devido a essa complexidade, não só no momento da administração de dose, mas em todo o sistema de planejamento e tratamento, é necessário definir um programa de Controle de Qualidade (QA). O termo QA, na radioterapia, descreve um conjunto de políticas e procedimentos que são designados para controlar e manter o padrão de qualidade do atendimento ao paciente, garantindo consistência para o cumprimento seguro da prescrição médica. Isto é, visa assegurar o melhor funcionamento de todos os equipamentos clínicos, como o LINAC, o MLC, o TPS, os sistemas para posicionamento do paciente, entre outros. Para isso, cada instituição realiza uma série de testes com diferentes frequências de verificação: diários, semanais, mensais, semestrais ou, ainda, anuais. As tolerâncias permitidas para cada grau de liberdade são discriminadas em diferentes protocolos, dependendo da tecnologia usada em cada instituição, que são publicados por agências ou associações responsáveis pelo assunto, como a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM). Esses documentos incorporam vários dos padrões e critérios desenvolvidos pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (MAYLES, 2007; FURNARI, 2009; KHAN, 2014).

A garantia da qualidade está relacionada a todos os aspectos do processo da radioterapia e deve envolver todos os grupos de funcionários em uma abordagem cooperativa, uma vez que as atividades são interdependentes. A frequência na realização do QA reduz incertezas e erros em todos os procedimentos do tratamento, melhorando, portanto, a precisão de todo o sistema de administração da dose. Esse processo favorece a melhoria dos resultados do tratamento, aumentando as taxas de controle de um tumor e reduzindo as taxas

de complicações e recidivas no paciente. Ainda, permite que tais erros sejam reconhecidos e retificados mais cedo, se ocorrerem, reduzindo as consequências no tratamento do paciente. De modo geral, as medidas para garantir a qualidade de um tratamento inerentemente garantem a segurança do paciente e evitam a exposição accidental (VAN DYK et al., 1993; PODGORSK, 2005).

Sendo assim, concomitantemente ao avanço das técnicas de tratamento anteriormente citadas, devem avançar as técnicas e os equipamentos de controle de qualidade em radioterapia, de forma a garantir medições confiáveis de boa precisão e, conseqüentemente, um bom funcionamento de todo o sistema da administração de dose. Para isso, são utilizados dispositivos capazes de quantificar, de alguma forma, os efeitos causados pela radiação ionizante. A câmara de ionização (CI), por exemplo, um dispositivo bastante utilizado em QA, é capaz de fornecer leituras de dose em um dado ponto do espaço, assim como o diodo, o dosímetro termoluminescente (TLD), o transistor de efeito de campo metal-óxido-semicondutor (MOSFET), entre outros. Contudo, a fim de se obter distribuições de dose, outros equipamentos devem ser utilizados, como filmes dosimétricos ou detectores em forma de matriz (SCAFF, 1997; DAS et al., 2008; FURNARI, 2009; ANTUNES, 2010; SOUZA, 2019).

Uma das formas de realizar o comissionamento ou o QA de um equipamento que realiza VMAT é através da verificação da distribuição planar da dose utilizando um objeto simulador agregado a algum tipo de detector, em que todos os parâmetros do LINAC são variados ao mesmo tempo no controle de qualidade (GONÇALVES et al., 2013). É possível, ainda, realizar essa verificação através de sistemas 3D, dado que proporcionam medidas de valores de dose mais precisos em profundidade e uma conseqüente melhoria na comparação desses valores com valores calculados no planejamento. Nos últimos anos, a Sun Nuclear (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL) desenvolveu e comercializou um moderno sistema dosimétrico 3D composto por 1386 diodos, chamado ArcCHECK, com o principal objetivo de realizar QA em LINACs mais modernos, como os que realizam a VMAT. Na clínica, pode ser usado tanto para medidas de Controle de Qualidade quanto de Controle de Qualidade do planejamento da distribuição de dose específico de um paciente, realizado antes de o tratamento em si ocorrer (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012).

Entretanto, ainda não existem documentos oficiais que descrevam procedimentos para testes de aceitação de detectores ou sistemas de detecção 3D. Até que algum protocolo seja estabelecido, os físicos responsáveis pelo QA devem avaliar e desenvolver o próprio programa de verificação de sua instituição, no intuito de conhecer as limitações de cada dispositivo, baseando-se também em publicações de outros autores e/ou associações nacionais e internacionais (FEYGELMAN et al., 2011).

1.1 Objetivos

O presente trabalho é parte de um projeto de pesquisa do grupo Monte Carlo e Dosimetria aplicados à Física Médica, do Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), em colaboração com o Hospital Beneficência Portuguesa (BP) de São Paulo. O escopo principal deste trabalho é desenvolver um modelo computacional do ArcCHECK, uma informação não encontrada antes em nenhuma literatura, bem como realizar experimentos com o ArcCHECK adquirido pelo Hospital BP, objetivando compreender o funcionamento do mesmo, analisar sua sensibilidade e também adquirir dados para a validação do modelo. Dessa forma, este estudo visa fornecer subsídios importantes para a elaboração ou para a melhoria do programa de controle de qualidade de equipamentos radioterápicos mais modernos, tais como os que realizam VMAT.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para que, com o avanço da tecnologia, as grandezas utilizadas na radioterapia pudessem se tornar gradativamente mais precisas e adequadas, desde os anos 70 até hoje são publicados protocolos. Estes são documentos que abrangem sugestões de procedimentos ou valores de referência que podem ser adotados pelas instituições, baseados em vários estudos, comparações e experiência (FURNARI, 2009). No *Task Group* (TG) 119 da AAPM, por exemplo, são definidos “problemas” padrões que podem ser usados pelos físicos a fim de testar a precisão dos sistemas de planejamento e de administração da dose em IMRT. Para bons resultados, os valores encontrados devem concordar com aqueles estabelecidos na publicação (EZZELL et al., 2009). Como complemento, no TG-120, elaborado pela mesma associação, é fornecida uma visão geral de como dosímetros, objetos simuladores e técnicas de análise da distribuição de dose devem ser usados para o auxílio no QA de IMRT. Ainda que sejam descritos dispositivos 2D e para tratamentos que não envolvam administração da dose em arco, como na VMAT, técnicas com sistemas 3D são altamente desejáveis para os procedimentos de controle de qualidade (LOW et al., 2011).

Em sua publicação de número 24, a Comissão de Dosimetria de Radiação da Holanda (NCS) também recomenda o uso de detectores 3D, já que, ao utilizar uma distribuição de dose 3D, os pequenos erros relacionados à profundidade nas medições 2D podem ser mais facilmente detectados (NCS, 2015; MANS et al., 2016). Apesar disso, como já citado anteriormente, não existem protocolos oficiais que descrevam procedimentos para a aceitação de sistemas dosimétricos 3D. Segundo Feygelman et al. (2011), o comissionamento e a implementação de um sistema 3D envolvem três fases de validação. O propósito da fase I é verificar se os detectores do sistema 3D apresentam valores precisos de dose quando irradiados, dentro do intervalo de dose que cobre as possíveis condições de tratamento. A fase II considera e avalia a capacidade do sistema de detecção em quantificar erros do Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) ou do sistema de administração de dose. Esta fase permite ao físico médico avaliar as limitações dos dispositivos de QA. Por fim, a fase III de validação determina se o dispositivo é adequado para o QA de planejamentos

específicos de cada paciente, através da quantificação da sensibilidade e da especificidade em detectar erros clínicos relevantes.

À vista dessa busca por melhorias no controle de qualidade, diferentes sistemas dosimétricos 3D têm sido objeto de estudos de diversos autores. Ceberg et al. (2010) verificaram a distribuição de dose gerada pela técnica de VMAT através de medições 3D em gel e comparações com resultados gerados através de um sistema comercial baseado no Método Monte Carlo, que permite realizar simulações com planejamentos para VMAT. Bedford et al. (2009) avaliaram um sistema dosimétrico não planar, o qual contém matrizes planas de diodos em forma de “X”, usado para QA em equipamentos que realizam IMRT e VMAT. Ainda, vários trabalhos já foram feitos utilizando o ArcCHECK, desde a caracterização desse sistema até para o QA específico de pacientes. Li et al. (2013) e Chaswal et al. (2014) testaram a capacidade do ArcCHECK em realizar o controle de qualidade em VMAT. O primeiro avaliou tanto em termos simples, como reprodutibilidade e dependências do sistema, quanto com planejamentos de pacientes, e o segundo explorou testes tanto com campos de radiação estáticos quanto com arcos. Ambos encontraram resultados de alta precisão para a realização da dosimetria.

Além das calibrações exigidas pelo fabricante, Aristophanous et al. (2016) também analisaram a estabilidade do ArcCHECK, através de testes de uniformidade, linearidade e dependência com a taxa de dose, encontrando resultados consistentes com aqueles do TG-119. Arumugam et al. (2015) estudaram a sensibilidade do ArcCHECK em detectar erros durante a administração de dose de diferentes planejamentos clínicos em uma VMAT. Foram usados critérios de análise tais que permitiram concluir que este sistema dosimétrico pode tranquilamente ser usado na clínica para detectar valores de erros. Já Thiagarajan et al. (2016) analisaram a performance da matriz de detecção do ArcCHECK para QA de planejamento específico de um paciente para VMAT, juntamente com valores adquiridos por câmara de ionização, concluindo que os resultados medidos pelo mesmo são consistentes com aqueles calculados através do TPS.

Ademais, esse sistema dosimétrico e dois algoritmos diferentes de cálculo de dose foram utilizados por Petoukhova et al. (2011) para avaliar a precisão dosimétrica de tratamentos com intensidade modulada. Nelms et al.

(2013) estudaram casos reais em que erros sistemáticos na radioterapia não foram detectados através dos métodos mais amplamente aceitados para uma dosimetria precisa de IMRT e VMAT. O ArcCHECK também foi um dos dispositivos utilizados para tal, em que os autores concluíram o trabalho reforçando a importância da inclusão de métodos alternativos além dos métodos convencionais de comissionamento. Lin et al. (2013) avaliaram a capacidade do ArcCHECK para controle de qualidade de VMAT e destaca a importância de ter uma ferramenta independente para cálculo de dose na prática clínica. Para isso, no trabalho, foi usado um código baseado no Método Monte Carlo à parte do sistema de planejamento, para validação dos valores encontrados. Steers (2016), utilizando o ArcCHECK como objeto de medida, apresentou um método que quantifica a sensibilidade da análise gama ao induzir erros clínicos, análise esta mais utilizada para comparação entre distribuições de dose medida e calculada. Morrison et al. (2017) fizeram uso do ArcCHECK para verificação da dose na junção de arcos de Arcoterapia Volumétrica Modulada.

Tanto Templeton (2015) quanto Yang et al. (2017) exploraram o ArcCHECK ao realizar medidas de dose em uma unidade de Tomoterapia. Yang et al. (2017) desenvolveram novas metodologias, a fim de obter medidas de QA mais precisas neste equipamento, enquanto Templeton (2015) explorou a sensibilidade do ArcCHECK ao incluir erros na administração da dose. Medidas essas baseadas no ângulo e na velocidade do cabeçote do equipamento, na sincronização do MLC e no tempo de abertura das lâminas, na velocidade e no ângulo da mesa de tratamento, entre outros. Para o tipo de análise estabelecida, a sensibilidade do sistema dosimétrico em detectar ou não uma falha em um planejamento dependeu de cada caso clínico analisado. Werlé et al. (2017) utilizaram tanto filmes quanto o ArcCHECK para realizar uma análise comparativa entre os processos de QA específico de pacientes. Com isso, determinou que, entre esses, o sistema mais efetivo para detectar determinados erros causados em um plano de Tomoterapia foi o ArcCHECK.

O ArcCHECK é um sistema dosimétrico já amplamente utilizado para o controle de qualidade de equipamentos que realizam VMAT e outras técnicas que envolvam feixe de intensidade modulada na rotina clínica. Ainda que vários autores tenham publicado sobre o bom funcionamento, é de fundamental importância que o usuário que adquire um novo dispositivo dosimétrico realize

seus próprios testes e explore as limitações do mesmo. E este trabalho, em parceria com a BP e com o Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP), visa investigar e estabelecer algumas dessas características do ArcCHECK, no que diz respeito principalmente às fases I e II da implementação de um sistema 3D, proposta por Feygelman et al. (2011). E embora alguns trabalhos tenham sido publicados inclusive utilizando simulações baseadas no MMC, em nenhum deles o ArcCHECK foi modelado a partir da descrição específica de seus componentes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ArcCHECK

ArcCHECK é um sistema dosimétrico 3D desenvolvido e comercializado pela *Sun Nuclear Corporation*, capaz de realizar medidas em equipamentos clínicos que envolvem técnicas avançadas de radioterapia, tais como a VMAT e a Tomoterapia. O ArcCHECK é composto de uma estrutura cilíndrica de Polimetil-metacrilato (PMMA) de 13,3 cm de raio externo, 44,29 cm de altura considerando a parte eletrônica ou 32,38 cm desconsiderando a eletrônica. Assim como é possível visualizar na Figura 2-a e 2-b, o sistema possui uma cavidade de raio 7,5 cm, onde pode ser inserido um plugue, mostrado separadamente na Figura 3, no qual podem ser encaixadas partes menores modulares. Esses volumes a serem inseridos incluem um núcleo dosimétrico com filmes, com câmaras de ionização, com um conjunto de diodos, um núcleo sólido homogêneo ou um núcleo heterogêneo, com características de absorção que podem ser similares às da água, do ar, do osso, do pulmão, do músculo, do tecido adiposo ou do Titânio, de forma a tornar possível o estudo da dose em meios heterogêneos (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012).

Figura 2 — Imagens capturadas durante um dia de medições no Hospital BP. (a) ArcCHECK visto de frente, com o plugue inserido, contendo núcleo homogêneo; (b) cabeçote do AL sendo ajustado para irradiar o ArcCHECK lateralmente.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 3 — Plugue da cavidade do ArcCHECK sem as partes modulares.

Fonte: SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012.

No ArcCHECK, a detecção da radiação é realizada a partir de um conjunto de 1386 detectores de diodos *SunPoints* dispostos de forma helicoidal no interior do acrílico cilíndrico, a um raio de 10,4 cm. Na Figura 4, é mostrada uma representação do arranjo helicoidal de alguns dos diodos, ainda que estes tenham tamanhos maiores que os reais e sejam representados por esferas. Essa distribuição helicoidal permite o sistema não sobrepor e não sombrear os diodos em suas aquisições de dose no plano em que o feixe de radiação incide. Cada um dos diodos *SunPoints*, que são compostos de um cristal semicondutor de Silício, possui uma área sensível de $0,64 \text{ mm}^2$ e um volume de $0,019 \text{ mm}^3$, o que os torna muito menores que uma câmara de ionização. Apesar de um pequeno volume, os diodos são muito mais sensíveis e precisos que uma câmara, uma vez que a energia necessária para produzir um par elétron-buraco no Silício é cerca de 9,7 vezes menor que aquela necessária para produzir um par de íons no ar da CI. E, ainda, por conta de a densidade do Silício ser muito maior que a do ar, a corrente produzida por unidade de volume é também bem maior, gerando um sinal adequado no material (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2011; KHAN, 2014). No interior da estrutura de PMMA do ArcCHECK, os diodos são fixos e espaçados de 1 cm entre si, tanto no sentido longitudinal do cilindro quanto no de rotação, o que faz com que o sistema dosimétrico possua, em seu interior, 66 diodos a cada volta na estrutura e 21 voltas, totalizando os 1386 diodos (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012). Na Figura 5, é possível visualizar a representação de um corte axial no ArcCHECK, contendo as distâncias radiais da cavidade vazada, da localização dos diodos, em linha tracejada, e da borda externa do cilindro. Além disso, é possível verificar os ângulos de rotação em torno do sistema.

Figura 4 — Representação 3D da disposição de alguns diodos, representados por esferas.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 5 — Representação das distâncias radiais de um corte axial no ArcCHECK e os ângulos de rotação em torno dele.

Fonte: autora da dissertação.

O ArcCHECK adquire os dados com uma frequência de atualização de 50 ms durante uma medição e permite realizar medidas em campos desde fontes de Cobalto-60, com energia média de 1,25 MeV, até em equipamentos que geram fótons com energia de 25 MeV. Logo após uma medição, o próprio *software* associado ao ArcCHECK, *SNC Patient*TM, realiza algumas correções nos valores de dose adquiridos, sendo uma delas a correção para a radiação de fundo. Outra correção é a angular, visto que esse dispositivo não é simétrico com relação a diferentes ângulos de incidência de campo de radiação, o que gera dependência angular do mesmo. O ArcCHECK também pode ser calibrado como se fosse um sistema homogêneo, posto que contém diodos, cavidades de ar, placas eletrônicas, o que o torna heterogêneo. Esse fator também torna dificultoso o cálculo de dose para os sistemas de planejamento, que não funcionam tão bem devido à presença de materiais heterogêneos de alto número atômico. Dessa

forma, são determinados fatores de correção para heterogeneidade que convertem as respostas dos diodos em respostas para um meio homogêneo. Por fim, esse sistema dosimétrico apresenta, ainda, dependência com o tamanho de campo de irradiação. Então, o *software* aplica fatores de correção apropriados para cada tamanho de campo utilizado nas irradiações (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012).

Após uma medição e realizadas as correções pelo *software* do ArcCHECK, são gerados arquivos de saída contendo diversas informações, incluindo matrizes da radiação de fundo contabilizada por todos os diodos, dos fatores de calibração, das contagens brutas obtidas através dos diodos, dessas contagens corrigidas, de valores de dose e, ademais, desses valores de dose interpolados. Para que seja possível a visualização de tais valores no *software*, alguns parâmetros de medida são selecionados de acordo com o que se deseja obter e, então, um diagrama gráfico de doses representadas por mapa de cores pode ser gerado tanto em 2D quanto em 3D. Assim como é possível visualizar na Figura 6, a região de detecção do ArcCHECK, tomada como uma casca cilíndrica que contém todos os valores medidos, é aberta como se fosse um mapa retangular 2D, que possui os eixos relacionados à altura z da casca e aos ângulos θ de revolução da mesma. Na prática, o eixo x corresponde aos 66 diodos presentes a cada volta no cilindro e o eixo y , às 21 voltas de diodos no sistema e, então, os valores de dose são interpolados a fim de obter valores entre esses pontos medidos. As matrizes contendo os valores interpolados de dose possuem um tamanho de 41x131 elementos, isto é, aproximadamente o quádruplo do tamanho daquelas matrizes que contêm apenas os valores brutos de dose, de 21x66 elementos (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012). Um exemplo de mapa de dose gerado pelo ArcCHECK e os valores dos eixos pode ser visto na Figura 7. A superfície 2D de visualização é composta de 41x131 elementos, de forma que o *software* representa os valores de dose interpolados. Neste trabalho, tanto a matriz contendo os valores de dose adquiridos diretamente pelos diodos quanto a matriz dos valores de dose interpolados foram utilizadas para as análises e as comparações, das quais também foram visualizadas em forma de imagens quando necessário.

Figura 6 — Ilustração da abertura de uma casca cilíndrica em um mapa retangular 2D.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 7 — Exemplo de visualização 2D resultante de uma medição com o ArcCHECK, gerada pelo software do mesmo.

Fonte: SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012.

Na mesma interface mostrada através da Figura 7, também é possível carregar uma janela que compara os dados planejados através do TPS com os dados medidos pelo ArcCHECK. O usuário pode selecionar o tipo de análise para a comparação – DTA ou gama –, escolher se deseja visualizar dose absoluta ou relativa, bem como inserir os critérios de análise *threshold*, porcentagem de diferença de dose e distância de concordância. O *software*, então, realiza os cálculos e apresenta o número de pontos analisados e a quantidade deles que passaram ou que falharam na análise selecionada (SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012).

Toda a estrutura e os componentes que acompanham o ArcCHECK foram projetados de modo que o sistema representasse uma aproximação à geometria de um paciente, de onde é possível obter medidas de dose em diferentes profundidades. Por ser um sistema 3D, garante medições e estimativas de valores em profundidade muito mais precisas se comparadas com os valores

estimados por dispositivos 2D, compostos de detectores em forma de matriz. Na rotina clínica, além de ser objeto de medida para QA de todo o sistema de administração de dose, o ArcCHECK também é bastante utilizado para o QA de planejamentos específicos de pacientes da radioterapia. Na prática, o planejamento de tratamento do paciente, calculado baseado em sua Tomografia Computadorizada (TC), é importado pelo *software* do ArcCHECK diretamente da Comunicação de Imagens Digitais na Medicina (DICOM). Assim, a partir desse planejamento, é feita uma estimativa de dose nos locais dos diodos, de acordo com a composição do ArcCHECK, entretanto sob as circunstâncias de irradiação do arquivo importado. Logo, ao executar o planejamento desse paciente por meio do LINAC, a dose medida através do ArcCHECK deve ser tão próxima às estimativas por ele calculadas, que seja possível aceitar esse planejamento através dos critérios de aceitação estabelecidos pela instituição. Caso não passe nos critérios, o planejamento é refeito, bem como o controle de qualidade (EZZELL et al., 2009; SUN NUCLEAR CORPORATION, 2012).

3.2 Acelerador Linear Varian Unique

Os aceleradores lineares comercializados para as clínicas de radioterapia possuem tecnologias que possibilitam a emissão de elétrons e a produção de ondas eletromagnéticas de alta frequência que aceleram esses elétrons para altas energias no interior de um tubo linear de vácuo. Assim, de modo conciso, o feixe de elétrons de alta energia pode ser usado por si só para o tratamento de tumores superficiais ou, então, pode ser direcionado para se chocar com um alvo – geralmente de Tungstênio – e, através do freamento, produzir um feixe de fótons da ordem de mega elétron-volts (MeV) para o tratamento de tumores mais profundos. Nessa interação, a energia do elétron é convertida em um espectro de energia de raios X, de energia máxima igual à energia incidente do elétron, sendo que a energia média dos fótons do feixe é aproximadamente um terço da energia máxima. A unidade mais usada para quantificar a dose administrada por um LINAC é a Unidade Monitora (UM), em que, nominalmente, será obtida uma leitura de 1 UM quando 1 cGy for administrado, com um campo de 10x10 cm², ao ponto de dose máxima em um material equivalente à água, cuja

superfície está a 100 cm da fonte (SCAFF, 1997; PODGORSK, 2005; KHAN, 2014).

Há variações na construção dos LINACs de cada empresa, entretanto, são basicamente compostos por uma mesa de tratamento e por um cabeçote, parte esta robusta que engloba componentes como o gerador de ondas eletromagnéticas, o tubo acelerador, o ponto focal do alvo, colimadores e filtros do feixe de radiação, entre outros. Tanto a mesa quanto o cabeçote são capazes de se mover, geralmente girando sobre um ponto definido no espaço como o isocentro (PODGORSK, 2005; KHAN, 2014).

Neste trabalho, todas as medidas experimentais foram executadas no acelerador linear Unique, comercializado pela *Varian Medical Systems*, o qual permite realizar radioterapia de intensidade modulada, tanto IMRT quanto VMAT. Possui seis taxas de dose fixas, sendo capaz de variar de 100 a 600 UM/min, utilizando sua energia nominal de 6 MeV. A ele é associada a descrição de ser um LINAC de energia única de fótons de 6 MeV, o que significa, na prática, que uma dada tensão inicial é aplicada ao equipamento, para que seja possível produzir um espectro energético composto de fótons de diversas energias e energia máxima de 6 MeV (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2016).

A *Performance edition*, uma das edições deste equipamento, é acompanhada do *Varian Millenium MLC-120*, colimadores multi-lâminas de ótima conformação, alta precisão e capazes de executar interdigitação, propriedades importantes para a realização de VMAT. Tais lâminas retraem para executar técnicas convencionais e são capazes de realizar interdigitação para técnicas de intensidade modulada, isto é, as lâminas de um lado podem, eventualmente, ultrapassar os limites físicos das lâminas do outro lado, a fim de conformar o campo apropriadamente. Esse colimador oferece uma resolução de lâmina de 0,5 cm para os 20 cm centrais do campo de tamanho 40x40 cm², e uma resolução de 1,0 cm na porção externa do campo, ambas para o isocentro do LINAC. Dessa forma, o Unique faz uso da variação da taxa de dose e da velocidade de seu cabeçote, associadas às movimentações da MLC-120, visando gerar distribuições homogêneas de dose no alvo planejado e reduzir o máximo possível de dose em órgãos de risco. O tempo médio de administração da dose é menor que dois minutos para um número baixo de unidades monitoras (SURUCU et al., 2012; VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2016).

3.3 Método Monte Carlo

O Método Monte Carlo (MMC) é uma técnica matemática vastamente utilizada para representar problemas que, usualmente, envolvem processos estocásticos, como a interação da radiação com a matéria. Esse método, por si só, é bastante antigo, sendo que foi consolidado com esse nome no ano de 1949, exatamente através da publicação do artigo *The monte carlo method* (METROPOLIS, 1949).

No MMC, são definidas Funções Densidade de Probabilidade (PDFs), ou Funções Distribuição Cumulativa (CDFs), correspondentes às variáveis físicas envolvidas e que descrevem o processo físico do problema de interesse. Assim sendo, técnicas de amostragem são aplicadas, de forma que associam essas funções probabilísticas a uma sequência de números gerados aleatoriamente e uniformemente distribuídos, fazendo com que seja possível simular o comportamento também aleatório do processo físico em questão. Consequentemente, é possível estimar valores médios de determinadas grandezas físicas, com grande precisão, observando-se um número grande de eventos individuais arbitrários. Assim, analogamente a problemas que são resolvidos analiticamente, resultando em um conjunto de saídas, o MMC é utilizado para solucionar um problema a partir de amostragens, de modo a convergir para um resultado válido (SÓBOL, 1976; PAGANETTI et al., 2004; MAYLES, 2007; YORIYAZ, 2009).

Na aplicação do MMC no transporte de radiação através da matéria, as PDFs são funções que caracterizam as variáveis físicas de transporte, tais como posição, energia e direção da partícula, que indicam o próximo estado de cada partícula, incluindo seu modo de interação com a matéria. Assim, os traços de cada partícula ionizante são simulados em um volume de interesse. O conjunto de eventos que devem ser observados é chamado de história da partícula, isto é, os fenômenos que se sucedem desde o momento em que uma partícula é emitida até o momento em que ela é absorvida ou escapa do sistema. Tais observações são feitas para todas as partículas existentes dentro do sistema a ser observado, para que seja possível contabilizar um valor final de uma grandeza de relevância relacionada à radiação (MAYLES, 2007; YORIYAZ, 2009).

Um cálculo de dose em um volume em particular, por exemplo, envolve a contagem da energia depositada por unidade de massa como consequência de todas as interações ocorridas neste volume. De modo resumido, os elementos básicos de um código Monte Carlo para cálculo de dose são: modelos físicos – representados pelas PDFs e pelas CDFs –, tabelas de dados de interação, um gerador de números aleatórios, definição de geometria, da composição dos materiais presentes na simulação, da definição de uma fonte de radiação, da escolha de um estimador contador associado à grandeza de interesse. Outros componentes não obrigatórios, entretanto que podem ser utilizados para os cálculos, são as técnicas de redução de variância (NCS, 2006; MAYLES, 2007; YORIYAZ, 2009).

A grande vantagem na utilização do Método Monte Carlo reside no fato de algumas variáveis poderem ser isoladas e os resultados obtidos poderem ser analisados separadamente. Isso não é praticável tendo em consideração medidas experimentais, em que todas as variáveis são relacionadas e variadas ao mesmo tempo. Ainda, as soluções com este método, se comparadas a métodos determinísticos, não se tornam difíceis de se obter quando um problema se torna complexo, além do método ser capaz de gerar resultados de alta precisão. Por isso, seu uso é totalmente confiável em diferentes áreas do conhecimento e, atualmente, os algoritmos baseados no MMC são frequentemente implementados no setor de radioterapia de clínicas e hospitais, para cálculos de dose absorvida para o tratamento de câncer, tanto com fontes externas como com fontes internas, como braquiterapia (NCS, 2006; YORIYAZ, 2009; FONSECA et al., 2014; BRANCO et al., 2018).

Entre a prescrição de dose para um tumor e a administração de dose, de fato, existe um grande número de etapas, durante as quais várias incertezas são introduzidas e acumuladas à incerteza final de todo o processo. Assim sendo, a redução da incerteza no cálculo de dose implica diretamente na redução da incerteza na administração final da dose ao paciente, um dos motivos pelos quais o MMC é utilizado na clínica. De forma geral, esses algoritmos baseados no MMC são utilizados para averiguar a dose que foi planejada para um paciente, independente do sistema de planejamento, como uma forma secundária de verificação e de identificação de erros que o próprio TPS não é capaz de apontar (NCS, 2006).

O Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) e o Acuros, algoritmos comercializados não baseados no MMC e que podem ser integrados ao TPS, se utilizam da solução de várias equações matemáticas determinísticas para obter um resultado teórico da deposição de dose (FAILLA et al., 2015; YAN et al., 2017). Comparados a estes, os algoritmos baseados no Método Monte Carlo demonstram maior desempenho, principalmente pelo fato de estimarem valores de dose baseados em inúmeras amostragens das PDFs que regem o sistema. O SciMoCa é um algoritmo deste tipo, utilizado tanto para verificação secundária de dose como para QA de planejamentos de tratamentos em equipamentos de alta tecnologia, garantindo alta precisão (BRIESMEISTER, 2000; IBA, 2018). Apesar de códigos baseados no MMC já serem largamente aplicados na prática clínica, ainda não é possível obter os cálculos de dose inteiramente por este método. Isso se deve ao fato de a atual tecnologia computacional disponível não suprir as necessidades clínicas, levando à necessidade da utilização de aproximações e simplificações para acelerar os processos rotineiros de cálculo (PAGANETTI et al., 2004; NCS, 2006).

3.4 Código MCNP

O *Monte Carlo N-Particle Transport Code* (MCNP) é um código embasado no Método Monte Carlo, mundialmente conhecido e utilizado em vários tipos de projetos e pesquisas em transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e prótons. Possui um potencial que permite trabalhar com geometrias tridimensionais não somente genéricas, o que o torna uma ferramenta muito poderosa em cálculos onde a geometria não pode ser representada por formas regulares como cubos, esferas e cilindros. É capaz de fazer uso de bibliotecas de dados nucleares em energia contínua ou discreta, dependendo das necessidades de cálculo, e também permite ao usuário especificar uma variedade bem ampla de fontes (PELOWITZ, 2013).

As áreas de aplicação do MCNP incluem proteção radiológica, dosimetria, blindagem contra radiação, radiografia, física médica, segurança de criticidade nuclear, *design* de reator de fissão e fusão, descontaminação e descomissionamento, entre outras (PELOWITZ, 2013). Diversos estudos são feitos com o uso das diferentes versões deste código. Taghavi et al. (2017)

utilizaram o MCNP de maneira complementar para avaliar a dose espalhada e absorvida pela tireoide de pacientes com câncer de mama submetidos a radioterapia. Toker et al. (2019) determinaram, através de simulações com o MCNP, parâmetros de interação da radiação em amostras de sangue de pacientes com câncer de mama. Khodajou-Chokami et al. (2019) desenvolveram e implementaram um modelo de fonte de uma Tomografia Computadorizada para simulações no código MCNP.

Para as simulações computacionais com este código, os elementos básicos para um código Monte Carlo, já citados no item 3.3, são seguidos. Uma vez que o próprio MCNP já possui modelos físicos intrínsecos e um gerador de números aleatórios, com a finalidade de realizar amostragens, assim, inicialmente, um arquivo de entrada no formato aceitável pelo código deve ser criado. Nele, devem ser inseridos elementos, chamados de “cartões”, que descrevam a geometria física do problema em questão, detalhando delimitações de células e volumes de interesse, bem como devem ser informadas as composições e as densidades dos materiais desses volumes. Um cartão com informações de uma fonte de radiação também deve ser definido, de forma que seja possível criar partículas ionizantes de interesse para o modelo computacional e transportá-las através da matéria durante a simulação. A distribuição de probabilidades para os parâmetros de fonte deve ser especificada, tais como posição, direção e energia (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; PELOWITZ, 2013).

O MCNP possui dados de interação já inclusos, entretanto, também é permitido adicionar, ao arquivo de entrada, tabelas de dados de interesse do usuário, mais atualizados, se necessário. Dados esses que, geralmente, são utilizados pelo código em função dos valores de energia que cada partícula adquire no momento do transporte. Técnicas de redução de variância podem ser aplicadas para tornar a simulação estatisticamente eficiente, aumentando a precisão das grandezas estimadas. Para isso, podem ser dadas importâncias ou pesos diferentes para cada célula geométrica, ou para o transporte de partículas com determinadas energias, de forma a privilegiar algumas regiões de interesse ou aumentar a população de partículas em determinadas áreas, por exemplo, entre outras técnicas. Apesar de essas técnicas promoverem o aumento na precisão da simulação, é necessário utilizá-las com cautela, uma vez que podem acarretar em perda de exatidão (YORIYAZ, 2009; PELOWITZ, 2013).

Um método de também melhorar a precisão dos resultados é simplesmente aumentando o número de partículas simuladas (NPS) no arquivo de entrada. Sempre haverá uma incerteza envolvida no processo de simulação, porém, seguindo a Lei dos Grandes Números (LGN), quanto maior for o número de eventos individuais observados de cada partícula, maior a tendência de os valores médios se aproximarem do valor esperado, tornando possível estimar melhor os valores das grandezas físicas. Neste sentido, o avanço tecnológico ao longo do tempo, tanto na velocidade de processamento dos computadores quanto na capacidade de armazenamento de informações, é de fundamental importância (YORIYAZ, 2009; PELOWITZ, 2013).

Por último, porém não menos importante, o MCNP possui uma variedade de estimadores, ou contadores, chamados *tallies*, os quais podem ser usados para estimar determinadas grandezas físicas de interesse, tais como fluxo de partículas ou dose de radiação absorvida. O cartão é inserido no arquivo de entrada de forma “Fn”, em que n pode assumir os números 1, 2, 4, 5, 6, 7 ou 8, ou múltiplos de 10 adicionados a esses números, como F11 (*tally* F1), F72 (*tally* 2), F994 (*tally* F4), e assim por diante. Sendo que cada número final representa um estimador diferente (YORIYAZ, 2009; PELOWITZ, 2013). Para este trabalho, é relevante ressaltar os *tallies* de mnemônico F4, F6 e F8, que serão melhor descritos nos itens seguintes.

O MCNP possui uma infinidade de ferramentas que podem ser utilizadas em diversas situações, de acordo com o problema em questão a ser resolvido, ferramentas essas que são melhor exploradas no manual deste código (PELOWITZ, 2013). Um breve histórico do código, onde estão descritas as evoluções que este sofreu para que hoje fosse possível fazer uso da versão 6, pode ser lido no Apêndice A.

3.4.1 Tally F4 – Fluxo Médio de Partículas

O *tally* F4 estima o fluxo médio de partículas em um determinado volume de interesse através do comprimento dos traços deixados por cada partícula nesse volume. Para isso, faz uso de informações de cada uma das partículas no momento em que atravessam o volume, informações como velocidade, energia e direção. Pode ser usado para contabilizar a contribuição de

nêutrons no fluxo, de fótons ou de elétrons no sistema simulado, todos separadamente. Assim, a estimativa do fluxo médio é feita através da Equação 1, em que V é o volume, $\vec{r}$ é o vetor posição da partícula, Ω é o vetor direção da partícula, E é a energia da partícula, t é o tempo e Ψ é o fluxo angular (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \Omega, E, t) \quad (1)$$

Dado que $\Psi(\vec{r}, \Omega, E, t) = v n(\vec{r}, \Omega, E, t)$, ou seja, é a velocidade da partícula multiplicada pela densidade de partículas. E dado que $\int d\Omega n(\vec{r}, \Omega, E, t) = N(\vec{r}, E, t)$ é a densidade de partículas em um ponto, independentemente de suas trajetórias, e que $v dt = ds$, é possível reescrever a Equação 1:

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega v n(\vec{r}, \Omega, E, t) \quad (2)$$

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int dt v N(\vec{r}, E, t) \quad (3)$$

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dV \int ds N(\vec{r}, E, t) \quad (4)$$

Se $\int ds N(\vec{r}, E, t)$ é a densidade de comprimento de caminho das partículas, então o fluxo médio pode ser estimado integrando os comprimentos de caminho de todas as partículas no volume de interesse, para todas as energias, assim como representa a Equação 4. Dessa forma, é possível encontrar T_l , a grandeza utilizada pelo MCNP para calcular o fluxo através da Equação 5, em que W é o peso estatístico da partícula, que se relaciona com a técnica de amostragem da simulação, e não com o processo físico de fato (BRIESMEISTER, 2000; X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

$$\bar{\phi}_V = \frac{W T_l}{V} \quad (5)$$

Esse fluxo¹ médio resulta valores em partículas/cm². Quando usado com um multiplicador de energia da partícula, com um asterisco na frente (*F4), o fluxo é, como o nome indica, multiplicado pela energia das partículas e esse *tally* é, então, capaz de fornecer valores de fluência energética, de unidade MeV/cm² (BRIESMEISTER, 2000).

Uma ferramenta também muito útil, adicionada a partir da versão 5 do MCNP, foi o FMESH, um *tally* que atua como uma estrutura em forma de malha 3D, que permite sobrepor a geometria de qualquer problema. Para isso, a geometria da malha, suas delimitações em cada plano no espaço e a quantidade de divisões dessa malha em malhas menores são definidas pelo usuário a partir do arquivo de entrada. Por utilizar o *tally* de número 4, o FMESH é capaz de estimar valores tanto de fluxo médio de partículas quanto de fluência energética nos volumes delimitados, este último usando o multiplicador. Ainda, sua definição pode ser combinada com a entrada de cartões contendo valores de coeficiente de absorção de energia em massa, dependente da energia da partícula, por exemplo, bem como outros valores de interesse para serem utilizados pelo código durante a simulação (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; PELOWITZ, 2013).

3.4.2 *Tally* F6 – Deposição Média de Energia

O *tally* F6 calcula a deposição média de energia em um dado volume, também a partir dos comprimentos de caminho das partículas, cálculo este representado pela Equação 6, em que ρ_a é a densidade atômica, m é a massa do volume em questão, $\sigma_t(E)$ é a seção de choque total microscópica do material e $H(E)$ é a função calor. Pode ser usado para contabilizar a contribuição de nêutrons na deposição de energia, de fótons ou de nêutrons e fótons juntos. Analogamente à Equação 1, que foi reduzida à Equação 4, é possível reduzir a Equação 6 na Equação 7. Assim, novamente integrando os comprimentos de caminho de todas as partículas no volume de interesse, para todas as energias, e chamando de T_l , é possível encontrar a Equação 8, através da qual o MCNP realiza as contagens.

¹ Apesar de, na Física, a quantidade da grandeza fluência ser expressa pela unidade partículas/cm², a nomenclatura do MCNP determina que a grandeza expressa por tal unidade seja chamada de fluxo e, por isso, assim também é nomeada neste trabalho.

$$H_t = \frac{\rho_a}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \quad (6)$$

$$H_t = \frac{\rho_a}{m} \sigma_t(E) H(E) \int dE \int dV \int ds N(\vec{r}, E, t) \quad (7)$$

$$H_t = W T_l \frac{\rho_a}{m} \sigma_t(E) H(E) \quad (8)$$

Nesse *tally*, a função calor $H(E)$ caracteriza uma estimativa da energia depositada por unidade de comprimento de caminho. Para o cálculo com o transporte de fótons, $H(E)$ é calculada através da Equação 9, em que o primeiro termo E é a energia do fóton incidente, $p_i(E)$ é a probabilidade de ocorrer a interação i para o fóton com a energia incidente E , e $[\bar{E}_{\nu, out}(E)]$ é a energia média com que o fóton sairá após a interação i . O MCNP considera as três principais interações de fótons com a matéria, interessantes para o intervalo de energia usado neste código. O índice $i=1$ representa o Espalhamento Incoerente (Compton); $i=2$ representa a Produção de Pares, de onde a energia de saída será $[\bar{E}_{\nu, out}(E)] = 2 m_0 c^2 = 1,022 \text{ MeV}$, isto é, duas vezes a massa de repouso de um elétron; e $i=3$ representa o Efeito Fotoelétrico, que terá $[\bar{E}_{\nu, out}(E)] = 0$, pelo fato de o fóton incidente ser totalmente absorvido. Na prática, a energia média depositada para todas as interações, na energia da partícula incidente, é contabilizada, independentemente da interação que seja amostrada na próxima colisão.

$$H(E) = E - \sum_{i=1}^3 p_i(E) [\bar{E}_{\nu, out}(E)] \quad (9)$$

A deposição média de energia H_t resulta, por fim, valores em MeV/g. Quando usado com o multiplicador (*F6), os resultados finais são alterados de unidade, retornando valores em jerks/g, em que 1 MeV é aproximadamente igual a $1,60219 \times 10^{-22}$ jerks. Esse *tally* assume que toda energia transferida para os elétrons secundários gerados seja depositada localmente, isto é, considera que existe o equilíbrio eletrônico de partículas carregadas no sistema, de onde é possível igualar o kerma de colisão à dose absorvida naquele volume (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; PELOWITZ, 2013).

3.4.3 Tally F8 – Altura de Pulso

O *tally* F8 fornece resultados de distribuição de energia a partir da detecção de pulsos em um dado volume, volume este definido como um detector no sistema. Diferentemente dos outros *tallies*, que são estimativas de variáveis macroscópicas, em que os valores são determinados através da observação de um grande número de eventos microscópicos, o F8 registra a energia ou a carga diretamente depositada por cada partícula da fonte e suas partículas secundárias em um volume. A energia total T depositada em um volume é representada pela Equação 10, em que E_i é a energia da i -ésima vez que uma partícula adentra o volume de interesse, D_j é a energia da j -ésima vez que essa mesma partícula deixa o mesmo volume. K é o número de entradas e L é o número de saídas durante a história dessa partícula no volume. Quando, por uma técnica de redução de variância, um peso estatístico é dado às partículas do sistema, então a energia total depositada T é multiplicada pelo peso coletivo da história de uma partícula W_s . Ao final da história, a contagem no volume é dividida pelo peso.

$$T = \sum_{i=1}^K E_i - \sum_{j=1}^L D_j \quad (10)$$

Esse *tally* pode ser usado para contabilizar a contribuição de nêutrons, de fótons, de elétrons ou de fótons e elétrons juntos no resultado final. Se usado com o multiplicador (*F8), o valor resultante em um volume é multiplicado pela energia total E_D depositada pelas histórias nesse volume, em MeV. Com isso, também torna capaz realizar estimativas de dose, dividindo o valor resultante em MeV pela massa do volume em questão. Todos os outros *tallies* assumem, de certa forma, o equilíbrio eletrônico de partículas carregadas no meio simulado ao considerarem depositada localmente a energia dessas partículas secundárias no volume de interesse. Isso não ocorre para o F8, no qual partículas carregadas, como elétrons, podem ser transportadas no volume e têm suas contribuições contabilizadas na grandeza final (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; PELOWITZ, 2013).

3.5 Análise Gama

Na clínica, a rotina do controle de qualidade do planejamento específico de um paciente exige uma comparação das distribuições da dose calculada e da medida. Há alguns anos, esse processo era realizado apenas através da sobreposição das curvas de isodose, o qual evidenciava grosseiramente áreas de grandes discordâncias entre os mapas. Entretanto, a tecnologia atual demanda análises em que seja possível quantificar melhor os valores comparados. Low et al. (1998) foram os pioneiros com respeito à proposição de uma técnica quantitativa muito utilizada atualmente na clínica para a comparação de distribuições de dose calculada e medida, chamada análise gama. Para a avaliação, a função gama faz uso de um critério de aceitação *pass-fail* baseado em uma análise composta da Distância de Concordância (DTA) e, ainda, da Diferença de Dose (DD) entre calculado e medido, gerando um índice gama para cada ponto. Em regiões de alto gradiente de dose, qualquer pequeno erro espacial resulta em um alto valor na diferença de dose entre as distribuições. E é nesse caso que o conceito da DTA se insere para determinar a aceitação da dose calculada (LOW et al., 1998; HARMS et al., 1998; LI et al., 2011; STOJADINOVIC, 2015).

Na prática, o índice gama representa o mínimo da distância euclidiana no espaço dose-distância, ou seja, $\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$, em que $\Gamma(r_m, r_c)$ é representada pela Equação 11. A representação geométrica desse cálculo pode ser observada na Figura 8, tanto em (a) 2D quanto em (b) 1D, onde r_m é um único ponto medido, centrado na origem da figura, $D_m(r_m)$ é a dose medida nesse ponto, r_c é um ponto em que foi calculada a dose $D_c(r_c)$, Δd_M é o valor que representa o critério escolhido de DTA e ΔD_M , o critério escolhido de DD. Dessa forma, os eixos x e y representam a localização espacial do ponto calculado com relação ao ponto medido e o terceiro eixo, δ , representa a diferença entre as doses medida e calculada. Assim sendo, se alguma porção da superfície de $D_c(r_c)$ intersecta a elipsoide da Figura 8-a, definida pelos critérios estabelecidos, então o cálculo passa para o ponto medido r_m . Isto é, nesse critério *pass-fail*, o cálculo passa se $\gamma(r_m) \leq 1$ e falha se $\gamma(r_m) > 1$ (LOW et al., 1998; HARMS et al., 1998).

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{(|r_c - r_m|)^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D_c(r_c) - D_m(r_m))^2}{\Delta D_M^2}} \quad (11)$$

Figura 8 — Representação geométrica da análise gama, usando a combinação da diferença de dose e a distância de concordância, em: (a) 2D; (b) 1D.

Fonte: LOW et al., 1998.

Na clínica, a comparação é repetida para todos os pontos medidos e, ao final, uma distribuição dos valores de $\gamma(r_m)$ pode ser analisada. O critério mais utilizado é, em geral, o de 3 mm/3%, com o limite de confiança de que 90% ou 95% dos pontos passem nesse critério. Essa escolha depende de cada instituição realizar os testes necessários, a partir do TG-119 (EZZELL et al., 2009), e selecionar o melhor critério de acordo com suas condições, resultados, equipamentos e TPS usados. Devido a isso, também é possível analisar com 2 mm/2%, 1 mm/1%, 1 mm/2%, 4 mm/4%, 3 mm/5%, entre outras combinações. Em função disso, é comum usar as notações: $\gamma(DTA/DD)$ para o índice gama com o critério DTA/DD e $P(DTA/DD)$ para a porcentagem de pixels ou pontos que passaram no critério DTA/DD ($\gamma(DTA/DD) \leq 1$) (LOW et al., 1998; LI et al., 2011; STOJADINOVIC, 2015).

De acordo com a publicação de número 24 da NCS, regiões de baixa dose devem ser descartadas da análise gama para evitar falsos positivos devidos a sinais baixos e ruidosos (NCS, 2015). Na prática, a esse corte é dado o nome de *threshold*. Essa análise pode ser feita até em três dimensões, dependendo do

caso a ser analisado e das condições de aquisição do dispositivo a ser usado no QA. Em geral, nos *softwares* dos próprios dispositivos de medição já estão embutidos uma análise gama capaz de avaliar os índices de acordo com o que é medido por meio do dispositivo e com a distribuição de dose planejada que é importada e tomada como referência. Apesar de ser uma técnica quantitativa, deve ser usada com cautela e em conjunto de outras avaliações no controle de qualidade, principalmente de planejamentos que envolvem intensidade modulada do feixe (NCS, 2015).

O grupo Monte Carlo e Dosimetria aplicados à Física Médica possui um algoritmo desenvolvido no *software* MATLAB (THE MATHWORKS INC, 2015) para análise gama em 2 dimensões, já previamente validado, cedido pelo Departamento de Oncologia do Centro Médico da Universidade de Maastricht (MAASTRO), da Holanda (PODESTA, 2014). Apesar disso, neste trabalho o algoritmo cedido foi novamente verificado. Para um mesmo caso clínico selecionado, a análise gama entre a distribuição da dose medida e da calculada foi feita tanto com este algoritmo quanto no HCFMUSP, separadamente. Então, os valores de $P(3\text{ mm}/3\%)$ resultantes de ambas as análises foram comparados. A medida deste caso foi feita no HCFMUSP com o dispositivo MatriXX (IBA, 2009a) e a matriz resultante foi comparada com a matriz calculada e importada do TPS, através da análise gama do *software* OmniPro-I'mRT (IBA, 2009b) associado a esse dispositivo.

Após a validação, o algoritmo foi utilizado para comparações de informações geradas para este trabalho, como análises entre dados experimentais e simulados. O critério inicial utilizado foi o de 3 mm/3%, este sendo o mais usado na rotina clínica brasileira atualmente, com um limite de confiança de que 90% dos pontos passem nesse critério. O algoritmo é capaz de exibir a distribuição 2D resultante da análise, com os pontos que passaram ou não, através de uma escala de cores, juntamente com o valor de $P(DTA/DD)$. Também exibe um histograma com a distribuição de frequência dos índices gama de cada ponto em torno dos valores por eles adquiridos, histograma esse que deve se parecer com uma Gaussiana. Estatisticamente, quantos mais pontos investigados, mais a distribuição se aproxima da distribuição normal.

3.6 Medidas Experimentais

As medidas experimentais neste trabalho apresentadas foram propostas com dois intuitos principais. O primeiro foi avaliar e compreender as respostas apresentadas pelo ArcCHECK, um dispositivo de QA relativamente novo e diferente de qualquer outro já comercializado antes. E o segundo foi investigar a sensibilidade deste sistema, que será mais bem descrito no item 3.9. Devido à parceria estabelecida com a Beneficência Portuguesa, as medidas foram realizadas no setor de radioterapia deste hospital. A BP dispõe tanto do ArcCHECK quanto do LINAC Varian Unique – *Performance Edition*, já descritos anteriormente e necessários para este estudo, o que permitiu variados tipos de análises de medidas e posteriores comparações e validações de dados simulados.

Neste trabalho, em todos os casos foi utilizado o feixe de fótons de energia nominal 6 MeV e, inicialmente, o sistema dosimétrico foi posicionado no isocentro do LINAC, a uma distância de 100 cm da fonte até o centro do ArcCHECK, da mesma maneira que costuma ser posicionado para um QA na clínica. Todas as medidas foram realizadas com o plugue da cavidade central inserido no ArcCHECK e preenchido com as partes modulares de acrílico, equivalentes à água. Antes do início das medições, o fator rendimento – ou *output* – do LINAC sempre foi medido através de uma câmara de ionização (CI) cilíndrica, de modo a garantir que o equipamento estivesse operando de maneira apropriada. O fator rendimento é uma característica intrínseca do LINAC e é medido periodicamente a fim de garantir que o LINAC está operando apropriadamente (ABOU-HAIDAR et al., 2012). É importante pontuar que, apesar de a dose ser administrada variando alguns parâmetros do acelerador na modalidade VMAT, a dose absorvida por um dispositivo dosimétrico, como o ArcCHECK, é tratada como um todo, independentemente da forma pela qual a radiação chegou até esse dispositivo. Devido a isso, e também para facilitar a compreensão na aquisição de dados, todas as irradiações do ArcCHECK neste trabalho foram realizadas de modo estático.

Inicialmente, com a finalidade de avaliar a repetitividade do sistema, ou seja, sua capacidade em reproduzir um mesmo evento sem apresentar grandes variações nas respostas, foi definida uma dose de 100 UM, com um campo de fótons de 10x10 cm² incidindo perpendicularmente ao sistema dosimétrico e este

foi irradiado três vezes independentemente, sob mesmas condições. Assim, foi possível utilizar a matriz contendo os resultados adquiridos pelos diodos, calcular a média de dose entre as medidas e, ainda, calcular o desvio padrão relativo gerado por essa repetição. Essas três medidas também foram realizadas igualmente em dias diferentes, com o propósito de analisar a reprodutibilidade do ArcCHECK. Isto é, foi observado o grau de concordância entre os resultados das medições realizadas sob a variação de uma condição, condição esta que foi a alteração do dia da medição. Então, a média entre as três medições foi calculada para cada dia e a média e o desvio padrão relativo entre os dois dias foram obtidos.

Para análise da linearidade das respostas do ArcCHECK, primeiramente foi explorada sua dependência com os valores de dose. Novamente, três medições foram realizadas, todas sob mesmas condições, contudo para diferentes valores de dose do LINAC. A partir de um campo de fótons de incidência perpendicular, de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$, os valores de dose determinados foram: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 250, 300, 400 e 500 UM. Então, a partir da média das três medições para cada valor de dose, foi calculada a média das respostas dos dois diodos mais centralizados com a entrada do feixe de fótons no sistema dosimétrico. Bem como o desvio padrão da média também foi calculado para cada valor de dose. Em seguida, os resultados das doses foram normalizados para a resposta da medição com a dose de 100 UM.

Em uma análise da dependência das respostas do ArcCHECK com a taxa de dose, foi definida uma dose fixa de 100 UM e, a cada três irradiações, todas feitas sob mesmas condições, a taxa foi alterada. O tamanho do campo de fótons incidindo perpendicularmente ao sistema foi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e os valores de taxa de dose escolhidos foram: 100, 200, 300, 400, 500 e 600 UM/min. Semelhantemente, foram calculados a média das três medições para cada valor de taxa, a média entre os dois diodos centrais com relação à entrada do feixe e o desvio padrão da média para cada taxa de dose. Cada resultado foi normalizado para a resposta da medição com a taxa de 400 UM/min.

3.7 Modelo Computacional do Sistema

Assim como já citado, Lin et al. (2013) sugerem fortemente a utilização de uma ferramenta para cálculo de dose independente daquela usada na prática clínica, o que, neste trabalho, foi colocado em prática através do uso do MCNP. Um dos motivos que levou à utilização do MCNP foi principalmente o de este código permitir modelar estruturas genéricas, possibilitando reproduzir especificamente o ArcCHECK de forma livre e realizar qualquer modificação relevante que fosse necessária para as simulações, inclusive de modo a reproduzir o arranjo experimental. Em todas as simulações computacionais apresentadas neste trabalho, a versão 6 do MCNP (MCNP6) foi utilizada, exatamente pelo fato de ser a mais nova versão, com banco de dados mais atualizados, além de novos recursos e ferramentas úteis. O número de partículas simuladas (NPS) utilizado nas simulações, isto é, o número de histórias de cada partícula, foi em torno de 10^9 , determinado de forma que os resultados obtidos apresentassem erros relativos abaixo de 2%, ou muito abaixo disso, para todos os casos simulados e aqui apresentados.

3.7.1 Espaço de Fase e Modelo de Fonte Virtual

A princípio, para que seja possível modelar um sistema que envolva transporte de radiação através da matéria, é necessário o uso de algum tipo de fonte que simule a geração da partícula de interesse, que, neste caso, é a produção de fótons assim como um LINAC é capaz de produzir. Uma maneira de se fazer isso é utilizando o Espaço de Fase (phsp), o qual é um arquivo gravado em um dado plano no espaço após a saída de um feixe de fótons ou de elétrons. Sucintamente, nesse arquivo são registradas determinadas informações, como energia, posição e direção de um grande número de partículas que foram geradas em uma fonte e passavam por esse plano definido. O arquivo, então, pode servir como fonte da partícula gravada em outras situações. Alguns phsp's são validados e disponibilizados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) e são convenientes pelo fato de proverem informações sobre as partículas de diversos aceleradores lineares, já que as empresas fabricantes destes não revelam totalmente os componentes existentes no interior de seus equipamentos (NAQVI et al., 2005; BRUALLA, 2009).

O phsp de que o grupo dispõe e que foi utilizado para as simulações foi o arquivo contendo informações do feixe de fótons do Varian Clinac 600C. Em seu registro, a fonte pontual de elétrons do LINAC foi considerada na posição $x=y=z=0$, onde foi gerado um feixe de elétrons monoenergético ($E=5,88$ MeV) e monodirecional, em que a direção do feixe era paralela ao eixo z . Logo em seguida, o feixe foi convergido para se chocar com o alvo para a consequente produção de fótons. As informações dos fótons produzidos no meio foram, então, registradas no plano a uma distância de $z=66,8$ cm da fonte pontual. Na Figura 9, é possível verificar uma representação axial da localização tanto da fonte real, caso estivesse presente, quanto do plano em que o phsp foi registrado. Também é possível visualizar a distância de 33,2 cm com que o sistema dosimétrico deve ser posicionado em uma simulação com o phsp como fonte de radiação.

Figura 9 — Visualização axial da disposição do espaço de fase com relação ao ArcCHECK.

Fonte: autora da dissertação.

Outro meio de utilizar uma fonte é criando uma a partir de informações já adquiridas, ou seja, criar um Modelo de Fonte Virtual (VSM). O grupo Monte Carlo e Dosimetria aplicados à Física Médica possui um banco de fontes virtuais desenvolvidas e validadas por esse (DEL NERO, 2019), para simulações no MCNP, as quais recriam fontes reais de radiação através de definições

geométricas de alguns componentes do cabeçote de um LINAC e de espectros energéticos dos fótons, baseadas em Rucci et al. (2014) e Rucci et al. (2016). Isso permite modificações nesses modelos de fontes, tornando possível variar os tamanhos de campo e os espectros energéticos de acordo com a necessidade do usuário. Assim, também foi possível fazer uso de um modelo de fonte virtual que representa um feixe de fótons de energia de 6 MeV, com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ incidindo perpendicularmente, assim como o phsp fornece, com a vantagem de poder realizar modificações na fonte no que for preciso.

Para a definição do VSM, foi especificada uma distribuição discreta de energia das partículas, associando as probabilidades de ocorrência para os valores de energia inseridos (RUCCI et al., 2014). Também foi limitada uma pequena área no plano xy, na altura $z=100 \text{ cm}$, de modo a indicar as prováveis posições iniciais e monodirecionais das partículas geradas. Então, a partícula selecionada para ser gerada foi o fóton, e foram transportados fótons e elétrons no meio do sistema. Geometricamente, foram delineados os chamados *jaws* também no plano xy, a uma altura de $z=65 \text{ cm}$, estruturas presentes no cabeçote de um acelerador. São compostos de Tungstênio e foram desenhados com uma angulação de $2,50^\circ$, de forma que pudessem delimitar uma região no espaço que define a abertura para o tamanho de campo de radiação desejado, no caso, $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Uma representação axial da fonte virtual e seus componentes, posicionados com relação ao ArcCHECK, pode ser vista na Figura 10.

Figura 10 — Visualização axial da disposição do VSM com relação ao ArcCHECK.

Fonte: autora da dissertação.

Neste trabalho, inicialmente, as simulações foram realizadas com ambos os tipos de fonte, phsp ou VSM, com o objetivo de explorar qual delas mais se aproximaria da realidade aqui discutida.

3.7.2 Modelo Simples

A partir de informações e ferramentas suficientes, a criação de um modelo computacional que reproduz o ArcCHECK é totalmente exequível e bastante relevante, desde que permita reproduzir e estudar algumas situações usuais da realidade. Assim sendo, primeiramente foi desenvolvido um modelo simples do arranjo experimental para simulações no código MCNP6. Uma vez definida ou inserida uma fonte no modelo computacional, como o phsp ou o VSM, de maneira que seja possível irradiar perpendicularmente o sistema dosimétrico durante a simulação, este foi, então, definido geometricamente através do formalismo utilizado nos arquivos de entrada do MCNP. De forma geral, foi delineado um cilindro vazado, composto de água, preenchido de um núcleo homogêneo também de água, ambos de acordo com os tamanhos reais do ArcCHECK. O centro desse cilindro foi posicionado de modo que se distanciasse de 100 cm da fonte, assim como foi arranjado nas medidas experimentais. Para

este modelo, o FMESH foi a ferramenta estruturada utilizada como detector, definido de forma que uma malha cilíndrica 3D fosse posicionada a uma distância do centro do cilindro igual àquela dos diodos com relação ao centro do ArcCHECK, ou seja, 10,4 cm. Essa malha, uma casca cilíndrica de 0,4 cm de espessura e 21 cm de altura, foi dividida em várias outras malhas finas de tamanhos iguais, 1386 mais especificamente, em que cada uma atuou como um volume para a estimativa de um valor de dose. Todo esse sistema composto pela fonte de radiação e pelo cilindro com a malha foram imersos em ar. Uma ilustração do sistema dosimétrico contendo a malha, definido no modelo simples, pode ser vista na Figura 11. Uma ilustração semelhante à malha descrita através do FMESH, com suas subdivisões volumétricas, pode ser visualizada separadamente na Figura 12.

Figura 11 — Representação 3D de um corte axial no sistema dosimétrico definido no modelo simples, contendo a malha cilíndrica e quadriculada.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 12 — Ilustração de uma malha 3D em forma de casca cilíndrica, assim como foi definida com a ferramenta FMESH. No modelo desenvolvido, a casca possui espessura de 0,4 cm.

Fonte: autora da dissertação.

Pelo fato de o FMESH fazer uso do *tally* F4, como já exposto no item 3.4.1, o tempo de simulação do modelo foi otimizado, se comparado com simulações utilizando o F8, por exemplo. Assim, foi discriminado no arquivo de entrada o *FMESH4, solicitando o transporte e a consequente contribuição de fótons para aqueles volumes finos da malha. Também foram inseridos valores atualizados do coeficiente de absorção de energia em massa para água líquida, associados a possíveis valores de energia das partículas, fornecidos pelo *National Institute of Standards and Technology* (NIST, 2018), em cm^2/g . Dessa forma, modificando o *tally* a partir dos coeficientes inseridos, foi possível obter estimativas de dose nos pequenos volumes, em MeV/g . Então, de posse de medidas experimentais realizadas sob as mesmas configurações do modelo computacional, foi possível utilizar a matriz de dose bruta obtida através dos diodos como referência para comparar com os resultados simulados. Similarmente, para que pudesse ser comparado também aos dados interpolados do arquivo de saída do ArcCHECK, o modelo simples foi ligeiramente modificado e simulado novamente. A alteração se deu na ferramenta FMESH, a qual foi mantida na mesma posição, de mesma altura e espessura, porém dividida em mais volumes, mais especificamente 41×131 malhas finas, isto é, 5371 elementos semelhantes para a detecção na simulação.

Este modelo foi simulado tanto com um espaço de fase inserido quanto com o modelo de fonte virtual disponível, ambos com um campo de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia nominal de 6 MeV.

3.7.3 Modelo Detalhado

Com o intuito de alcançar um modelo mais realístico, foi desenvolvido outro modelo para MCNP detalhando melhor o sistema dosimétrico, exatamente por levar em consideração as reais posições dos diodos do ArcCHECK, as quais foram adquiridas de seu próprio arquivo de saída. Na prática, cada diodo é considerado como um ponto, devido a seu tamanho e consequente volume sensível pequenos. Em razão disso, a malha FMESH, presente no modelo simples, foi, então, substituída por 1386 pequenas esferas de raio igual a 0,456 cm e compostas de água, que representam os diodos do sistema. Todas foram posicionadas em suas determinadas localizações no interior da estrutura cilíndrica,

embora não sejam esferas na realidade. É significativo pontuar que o raio das esferas nunca foi definido tão pequeno de tal forma que reproduzisse fielmente o tamanho real dos diodos. Isso exigiria muito mais tempo computacional e a inserção de técnicas de redução de variância que não influenciariam tanto no melhoramento dos resultados. Ainda, os diodos não foram representados de acordo com seu real material para que o modelo fosse simplificado.

Isto feito, para que as esferas pudessem servir de detectores nas simulações, foram solicitados resultados de deposição de energia nos volumes de cada uma delas, tanto com o *tally* F6 quanto com o *F8, ambos que estimam, cada qual de uma forma, a deposição de energia em um volume, como exposto nos itens 3.4.2 e 3.4.3. Este modelo também foi simulado tanto com um espaço de fase inserido quanto com o modelo de fonte virtual, ambos com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia nominal de 6 MeV. A ilustração da Figura 13-a permite uma visualização da estrutura cilíndrica vazada do sistema dosimétrico definido, em azul, preenchida com um núcleo sólido homogêneo, em verde. Já na Figura 13-b, é possível visualizar a disposição helicoidal de alguns dos diodos no interior da estrutura cilíndrica em azul, em torno do núcleo verde. Ambas são *plots* do próprio modelo computacional no *software* Vised (Schwarz, 2011), o qual é capaz de gerar ilustrações baseadas nas especificações do arquivo de entrada para o MCNP.

Figura 13 — Visualização 3D de (a) a estrutura cilíndrica vazada do sistema dosimétrico do modelo detalhado, preenchida com um núcleo homogêneo; (b) alguns diodos que compõem o interior da estrutura cilíndrica, em torno do núcleo.

Fonte: autora da dissertação.

Com o propósito de obter o melhor modelo computacional e sempre partindo do princípio de que quanto menores as diferenças relativas entre o modelo e a medida experimental, melhor o modelo, algumas simulações foram feitas alterando o raio das 1386 esferas do modelo de 0,456 cm, definido inicialmente, para 0,2 cm, o que melhorou ligeiramente a exatidão do modelo. Ainda, já com o melhor raio estabelecido e fixo em 0,2 cm, foram feitas outras simulações variando a densidade do material do sistema dosimétrico, dado que isso altera sutilmente a atenuação da radiação através do material pelo qual se propaga. Tanto a densidade das esferas quanto a da parte cilíndrica do sistema com seu núcleo foram alteradas, e a densidade de todos os outros materiais presentes foi mantida. O PMMA, material que constitui o ArcCHECK, possui densidade de 1,19 g/cm³. Sendo este equivalente à água, a qual possui uma densidade de 1 g/cm³, então a variação da densidade do material foi aproximadamente baseada nesse intervalo. Assim, o mesmo modelo foi simulado diferentes vezes, usando densidade de 1 g/cm³, 1,1 g/cm³, 1,15 g/cm³ ou 1,2 g/cm³ para o sistema dosimétrico. Para garantir o equilíbrio eletrônico nas

simulações utilizando o *tally* *F8, foram definidos cortes de energia tanto para os fótons quanto para os elétrons produzidos, cortes estes que foram ajustados conforme o tamanho da esfera. Essa técnica garante que partículas abaixo daquele valor de corte inserido não sejam mais transportadas pelo meio e tenham sua energia toda depositada localmente. Sendo assim, após todas as experimentações feitas, foi possível encontrar o melhor modelo detalhado possível, compará-lo e validá-lo a partir das medidas experimentais.

3.8 Interpolação

A interpolação é um método bastante utilizado em várias áreas, a qual permite a construção de novos pontos de dados a partir de outros pontos já conhecidos. Geralmente, para um conjunto de dados que representam os valores de uma função com um número limitado de valores da variável independente, é possível interpolar, isto é, estimar os valores dessa função para valores intermediários da variável independente. Esse processo acaba por suavizar a curva da função na qual é utilizado um método de interpolação, em que a escolha desse método depende unicamente da tendência dos dados disponíveis. Alguns dos diversos métodos de realizar essas estimativas podem ser: linear, bilinear, cúbico, polinomial, triangular, trigonométrico, entre outros (BARTIER, 1996; WATSON, 2013).

Como anteriormente citado no item 3.1, o ArcCHECK também fornece valores interpolados de dose no arquivo de saída, através de matrizes que são quase o quádruplo daquelas que possuem os valores de dose adquiridos diretamente dos diodos. Tendo isso em vista, foi desenvolvido um algoritmo no *software* MATLAB (THE MATHWORKS INC, 2015), para que fosse possível avaliar a influência da interpolação da dose no conjunto de dados adquiridos, assim como avaliar o impacto causado por diferentes métodos de interpolação. Neste algoritmo, as posições iniciais, para as quais foram associados valores de dose no mapa 2D, foram consideradas como se uma configuração helicoidal tivesse sido aberta sem modificações, em que a posição em y cresce lentamente até completar uma volta (Figura 14); diferente do que ocorre com o mapa de dose aberto pelo ArcCHECK, no qual as posições são arranjadas de modo retangular. Com isso, os dados a serem interpolados foram associados a essas posições e

os pontos a serem encontrados novos valores foram determinados, pontos esses em posições perpendiculares com relação aos outros pontos, em forma de uma matriz de 41x131 elementos.

Figura 14 — Ilustração das posições determinadas para os valores de dose no algoritmo desenvolvido para interpolação.

Fonte: autora da dissertação.

O método utilizado foi a interpolação por média ponderada, em que o peso aplicado para dados mais distantes deve ser menor que aquele aplicado para dados mais próximos, tornando naturalmente o peso de um dado inversamente proporcional à sua distância. Para isso, foram identificados os quatro pontos vizinhos mais próximos de cada ponto a ser estimado e as distâncias euclidianas desses vizinhos foram utilizadas para o cálculo da dose D_{int} , como mostrado na Equação 12, onde N é o número de vizinhos, igual a 4, D_i é a dose do ponto vizinho i , (x_i, y_i) é a posição desse ponto vizinho i e (x, y) é a posição do ponto a ser interpolado (BARTIER, 1996; WATSON, 2013). Dessa forma, foi possível utilizar o algoritmo para comparar a matriz resultante da simulação com o modelo simples 21x66, interpolada no MATLAB para 41x131 elementos, e a matriz resultante da simulação com o modelo simples 41x131, sempre comparando doses de pontos de mesma localização. Também foram feitas comparações entre a matriz de dose experimental bruta interpolada pelo algoritmo com a matriz experimental interpolada pelo ArcCHECK e entre a matriz resultante do modelo detalhado, interpolada com o algoritmo, e a matriz experimental interpolada pelo ArcCHECK.

$$D_{int} = \begin{cases} \frac{\sum_{i=1}^N \frac{D_i}{[(x_i-x)^2 + (y_i-y)^2]}}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{[(x_i-x)^2 + (y_i-y)^2]}}, & \text{se } x_i \neq x \text{ ou } y_i \neq y \\ D_i, & \text{se } x_i = x \text{ e } y_i = y \end{cases} \quad (12)$$

3.9 Análise da Sensibilidade do Sistema

Outras medidas experimentais também foram adquiridas de modo que fosse possível analisar a sensibilidade do ArcCHECK, isto é, sua capacidade em detectar pequenos erros, investigando as diferenças de resposta do mesmo ao se alterar o arranjo experimental. Para isso, foram feitos alguns tipos de deslocamento intencionalmente, os quais podem eventualmente ocorrer durante um controle de qualidade com este sistema dosimétrico. Na Figura 15, está o sistema de coordenadas de um acelerador linear genérico, onde é possível verificar os eixos x, y e z de todo o sistema, o ângulo de rotação θ_T da mesa de tratamento, o ângulo de rotação θ_G do cabeçote, os colimadores móveis x1, x2, y1 e y2 e o ângulo de rotação θ_C do colimador que contém tais colimadores móveis.

Figura 15 — Ilustração do sistema de coordenadas de um acelerador linear genérico.

Fonte: adaptada de ZHAN, 2012.

O primeiro deslocamento analisado se deu no sentido positivo cranial, ou seja, a mesa de tratamento contendo o ArcCHECK foi movimentada no sentido longitudinal positivo em z, para cada vez mais próxima do cabeçote do LINAC.

Assim, a mesa foi da posição de referência em 00 mm, em que o ArcCHECK estava centralizado e no isocentro do feixe, até a posição deslocada em 12 mm, com passos de 1 mm a cada irradiação.

O segundo deslocamento explorado foi no sentido negativo lateral, isto é, a mesa de tratamento se moveu lateralmente no sentido negativo de x. Então, estabelecida uma referência em 00 mm lateral e deslocada em 5 mm no sentido cranial, o sistema foi movido lateralmente até 10 mm, com passos de 1 mm a cada irradiação; em seguida, para 11, 12, 14 e 60 mm. Apenas um deslocamento foi feito no sentido positivo de x, para 5 mm.

A terceira análise foi baseada na rotação negativa da mesa de tratamento contendo o ArcCHECK, ou seja, rotações no sentido horário do ângulo θ_T . Assim sendo, foi determinada uma referência em que a mesa estivesse em 0 graus de rotação e deslocada em 5 mm cranial e, então, foram feitas irradiações com a mesma rotacionada em 0,2°, 1°, 2°, 3° e 5°. Para todos esses três diferentes tipos de medidas descritas, foram estabelecidos um campo estático de 7x7 cm², uma dose de 100 UM e as matrizes de dose resultantes das medidas diretas dos diodos foram todas normalizadas e comparadas com a medida de referência também normalizada, através da diferença relativa de dose entre elas.

A quarta análise foi fundamentada no teste *Rotisserie*, que consiste em rotacionar axialmente o sistema dosimétrico, em torno de seu próprio eixo, a fim de analisar grosseiramente a simetria de resposta do mesmo com respeito ao ângulo de incidência do feixe. Neste estudo, para que não houvesse equívocos relacionados a deslocamentos manuais, o ArcCHECK foi deixado em sua posição inicial, alinhado com o feixe, e então o cabeçote do LINAC foi rotacionado em determinados ângulos, no sentido de θ_G . Para tal, foram feitas irradiações com tamanhos de campo de 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 e 7x7 cm², em que, para cada tamanho de campo, foram adquiridos dados nos ângulos do cabeçote em 0°, 30°, 60°, 90°, 110°, 120° e 270°. Este teste é mais bem detalhado por Feygelman et al. (2011).

Por último, porém não menos importante, para que fosse possível analisar a resposta deste sistema dosimétrico ao irradiar basicamente o conjunto de diodos presentes em apenas uma volta na estrutura cilíndrica, foi incidido um campo de tamanho 30x1 cm², com o cabeçote em 0° e uma dose nominal de 500 UM. O campo estreito, em forma de filete, se estendeu apenas 1 cm

longitudinalmente e 30 cm no eixo axial, abrangendo toda a seção angular do ArcCHECK, uma vez que este possui um diâmetro externo de 26,6 cm.

É relevante mencionar que a *Varian Medical Systems* garante variações de até 1,5% para a simetria e de até 3% para a planura, tanto no eixo radial quanto no transversal, para todos os tamanhos de campo quadrados do acelerador Varian Unique, com energia de 6 MeV, incluindo os tamanhos utilizados para este estudo (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2016). Ainda, a BP possui uma rotina de QA que também permite garantir a simetria e a planura para diferentes tamanhos de campo e para os diferentes ângulos do cabeçote de seus aceleradores. Além disso, vale ressaltar que o *software* do ArcCHECK realiza correções angulares e de tamanho de campo para os valores adquiridos em cada medida experimental, como já citado anteriormente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Medidas Experimentais

4.1.1 Repetitividade e Reprodutibilidade

A fim de analisar a repetitividade do dispositivo, uma vez calculada a média de três matrizes contendo valores de dose, adquiridas a partir de três irradiações simples e sob mesmas condições, o desvio padrão relativo dessas medidas também foi calculado para cada um dos 1386 diodos. O maior valor encontrado foi de 1,42% em determinado diodo, estando todos os outros diodos com desvios abaixo disso, valores do quais é possível inferir que o ArcCHECK é um sistema altamente repetível. Devido a isso, em todos os casos seguintes envolvendo medidas experimentais, foi utilizada a média de três medidas realizadas todas sob mesmas condições.

Para a análise de reprodutibilidade, considerando que as medidas realizadas em dias diferentes não possuem grandes desvios intra-dia, assim como apresentado no parágrafo anterior, então a média de três medidas de cada dia foram utilizadas para comparação. A média das medidas inter-dias e o desvio padrão relativo foram calculados para todos os diodos, dos quais foi possível observar desvios entre 0,02% e 24%, aproximadamente, para diodos arbitrários, em que valores baixos, de até 2%, foram predominantes. Apenas um diodo resultou em um desvio maior, de 52,51%, provavelmente devido a alguma falha de medição do mesmo. Estes valores indicam o fato de o ArcCHECK ser reprodutível em medidas sob mesmas condições, porém realizadas em dias diferentes. Tais desvios de maior valor se devem principalmente à sensibilidade do sistema com relação a ligeiras diferenças em seu posicionamento na mesa de tratamento para a realização do QA nos diferentes dias.

4.1.2 Linearidade

Os valores da média da dose dos dois diodos mais centrais, adquiridos para diferentes valores de dose em unidades monitoras - de 1 a 500 UM -, foram normalizados para o resultado da medição com 100 UM e são apontados na Figura 16. Para melhor visualização do gráfico na região de doses baixas,

interessantes para os tratamentos utilizando VMAT, na Figura 17 é possível verificar as respostas do dispositivo para as doses de 1 a 60 UM apenas. O desvio padrão da média das três medições realizadas para cada ponto experimental também é mostrado em ambas as figuras seguintes.

Figura 16 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 100 UM, em função da dose, de 1 a 500 UM. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 17 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 100 UM, em função da dose, de 1 a 60 UM. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.

Fonte: autora da dissertação.

Para a análise da dependência com a taxa de dose, os valores da média da dose dos diodos centrais, adquiridos para diferentes valores de taxa de dose - de 100 a 600 UM/min -, foram normalizados para o resultado da medição com 400 UM/min. Os resultados estão mostrados na Figura 18, bem como o desvio padrão da média de cada ponto experimental. É possível constatar a ótima linearidade das respostas do ArcCHECK tanto com relação à dose quanto com relação à taxa de dose, uma vez que os dados experimentais, indicados pelos marcadores vermelhos, concordam muito bem com as retas ajustadas, em preto. Esse fato é reforçado pelos valores do coeficiente de determinação do ajuste (R^2),

indicados em cada um dos gráficos, bem como pelos baixos valores encontrados para o desvio padrão de cada média.

Figura 18 — Gráfico das respostas do ArcCHECK, normalizadas para 400 UM/min, em função da taxa de dose, de 100 a 600 UM/min. A reta em cor preta é uma função ajustada aos dados.

Fonte: autora da dissertação.

Os dados aqui expostos, em todo o item 4.1, concordam e reforçam alguns dos resultados publicados por Li et al. (2013), por Chaswal et al. (2014) e por Aristophanous et al. (2016) com relação a testes iniciais realizados com o ArcCHECK. Todos estes autores encontraram resultados de alta precisão, como já citado na Revisão Bibliográfica (item 2) desta dissertação.

4.2 Modelo Computacional do Sistema

Em todas as simulações realizadas, observou-se que tanto o modelo simples quanto o detalhado geraram resultados mais próximos dos experimentais ao utilizar o modelo de fonte virtual (VSM), se comparados com os simulados com o espaço de fase (phsp). Assim, todos os resultados aqui apresentados são de simulações no MCNP6 utilizando apenas o VSM nos arquivos de entrada. É importante frisar a irrelevância das unidades de medida a partir desse item do trabalho, uma vez que as análises das imagens e as comparações feitas foram todas a partir das matrizes de dose normalizadas para o valor máximo de dose, tanto para os dados experimentais quanto para os simulados.

Assim sendo, após as simulações, os resultados adquiridos com o modelo simples, bem como com o detalhado, foram normalizados para o valor máximo de dose e organizados em forma matricial, que é a forma como o ArcCHECK arranja seus dados, de modo que a casca cilíndrica da região de

detecção seja desdobrada e transformada em um plano 2D. Com isso, os volumes utilizados como detectores em ambos os modelos corresponderam, no mapa, aos diodos do ArcCHECK aos quais estavam reproduzindo. Então, puderam ser comparados com a média de três medidas experimentais, todas feitas sob mesmas condições, também com um campo de 10x10 cm² e energia 6 MeV, já apresentadas no item 4.1. As comparações foram baseadas tanto na diferença relativa de dose entre os mapas de dose experimental e simulado quanto na análise gama entre eles, os quais serão exibidos a seguir.

4.2.1 Modelo Simples

4.2.1.1 Efeito de Cisalhamento

As estimativas de dose obtidas a partir da simulação com o modelo simples, contendo a malha FMESH, foram então normalizadas para o ponto de dose máxima e, a fim de se obter uma análise qualitativa, foram geradas imagens da distribuição da dose no MATLAB. É possível visualizar os resultados da simulação com 1386 subvolumes em forma de curvas de isodose na Figura 19-a, curvas essas que são linhas que passam por pontos de mesma dose, com os valores indicados em porcentagem. Nela, também podem ser visualizadas cores correspondentes aos valores de dose, com uma escala indicada em porcentagem. Igualmente, os resultados simulados com 5371 subvolumes são exibidos através das curvas de isodose juntamente do mapa de cores na Figura 19-b. Em ambas as imagens, é possível verificar um padrão retangular no centro do mapa, que representa a dose de entrada do feixe de fótons que incide no ArcCHECK, de tamanho 10x10 cm², da mesma forma que as laterais do mapa representam a dose de saída do feixe através da estrutura cilíndrica. Essa dose de saída acaba sendo dividida em duas partes na representação 2D, bem como possui valores menores por conta da atenuação da radiação através do corpo do ArcCHECK. Ainda, a pequena diferença observada entre os dois mapas com respeito à conformação das curvas é devida exclusivamente à melhoria na resolução de detecção, por haver quase o quádruplo de malhas finas em (b).

Figura 19 — Curvas de isodose resultantes da simulação do modelo simples, campo 10x10 cm², com (a) 21x66 e com (b) 41x131 malhas finas. Os valores indicados nas curvas e na escala de cores correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.

Fonte: autora da dissertação.

Tais respostas mostram um resultado esperado para uma irradiação simples em um sistema dosimétrico cilíndrico, apresentando um padrão retangular e simétrico com relação à incidência perpendicular do feixe no sistema quando a detecção é aberta em um mapa. Entretanto, esse padrão não é observado nas medidas experimentais. Na Figura 20-a, é possível verificar as curvas de isodose resultantes da média de três medidas experimentais realizadas sob mesmas condições que a simulação, já apresentadas no item 4.1. A média das doses interpoladas pelo *software* do ArcCHECK, das mesmas medidas, pode ser verificada na Figura 20-b. Em ambas, é evidente um cisalhamento nos valores de

dose, um efeito causado ao se representar valores de uma distribuição de dose inicialmente adquiridos de forma helicoidal, como é o caso do ArcCHECK, em uma forma retangular ortogonal, como ocorre com os mapas de dose desse sistema. Apesar da configuração visual 2D da dose, os valores que agora aparecem ortogonais não o são na realidade, mas sim continuam a possuir a característica helicoidal intrínseca da aquisição de dose pelos diodos.

Figura 20 — Curvas de isodose resultantes das medidas (a) brutas e (b) interpoladas utilizando o ArcCHECK, campo 10x10 cm². Os valores indicados nas curvas correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.

Fonte: autora da dissertação.

Esse fato é melhor visualizado comparando as curvas de isodose à reta vermelha traçada como referência na altura de 5 cm nas imagens tanto das

simulações com o modelo simples quanto das medidas experimentais. É possível notar nas curvas experimentais que, principalmente nas extremidades, ou seja, na saída do feixe através do ArcCHECK, esse tipo de deformação é pertinente. A reta indica valores de dose mais baixos do lado esquerdo, dentro da curva de 10% da dose máxima, e valores pouco maiores do lado direito, dentro da curva de 20%, enquanto que, nas curvas simuladas, a reta se encontra dentro de 20% dos dois lados. Ainda, se observado o perfil na altura de -5 cm, é possível verificar que os valores maiores ou menores de dose das laterais se invertem nas medidas experimentais. Isso é devido à representação retangular da distribuição helicoidal, já citada, que pode ser melhor analisada através da ilustração da Figura 21. A dose é adquirida a partir dos diodos dispostos na forma helicoidal, assim como é mostrado em (a), em que os diodos superiores centrais estão em preto apenas para diferenciação. As sequências de diodos presentes em cada volta são então abertas, de modo que o eixo x represente os valores da altura z do cilindro e o eixo y, os valores angulares θ das voltas helicoidais, bem como está em (b). O mapa obtido é, então, girado 90°, como observado em (c), e os valores brutos medidos são simplesmente reposicionados para as posições denotadas pelos círculos vazados de (d), sem correções de valores para as novas posições ortogonais. Essa representação também elucida o pequeno grau de cisalhamento, quase não visível, ao centro das imagens, na entrada do campo no sistema, e sua melhor visualização nas extremidades do mapa, em que as novas posições se encontram mais afastadas das reais posições dos diodos. Na realidade, os diodos mais extremos de cada volta no ArcCHECK, volta esta representada por cada linha do mapa, estão distanciados igualmente dessa linha de recolocação, com a diferença de a região esquerda estar deslocada mais para cima e a região direita, mais para baixo do referencial. Isso explica o fato de, nas medidas experimentais, a reta vermelha estar dentro de uma curva de isodose mais baixa na extremidade esquerda que na direita.

Figura 21 — Ilustração da representação dos dados adquiridos pelo ArcCHECK; (a) aquisição helicoidal; (b) abertura dos dados em 2D; (c) giro dos dados em 90°; (d) reposicionamento dos dados no mapa retangular.

Fonte: autora da dissertação.

4.2.1.2 Análises Comparativas

As matrizes de dose obtidas com o modelo simples, tanto a de tamanho 21x66 quanto de 41x131, bem como as matrizes da média experimental da dose bruta e da interpolada, foram normalizadas. Com isso, foi calculada uma diferença relativa entre as matrizes de mesmo tamanho. Isso foi feito através da equação $\left[\left(\frac{\text{simulação}}{\text{experimental}} \right) - 1 \right] * 100$, de modo que a matriz experimental pudesse servir de referência para o modelo, comparação na qual as doses abaixo de 10% da dose máxima foram todas previamente igualadas a zero nas matrizes para que não influenciassem demasiadamente na análise da diferença. Os mapas obtidos dessas diferenças pontuais podem ser vistos em porcentagem nos mapas de cores da Figura 22-a e b, em que (a) tem um total de 21x66 elementos e (b), 41x131 elementos. Delas, é possível notar maiores diferenças de dose, em torno de 40 a 50%, principalmente nas extremidades superiores e inferiores do campo

de saída através do ArcCHECK, reforçando o efeito de cisalhamento apresentado. A interpolação realizada pelo ArcCHECK suavizou levemente esse efeito, apesar de ainda estar nitidamente presente. As bordas dos campos de entrada também apresentam algumas diferenças em torno de 15% em (a), o que evidenciam a penumbra do campo. A região de penumbra é gerada pela geometria da fonte de radiação, na qual existe um gradiente em que os valores de dose variam de 80 a 20% da dose máxima em uma pequena região, isto é, qualquer pequena variação espacial resulta em uma alta diferença. Em (b), essa região chega a ter diferenças até em torno de 50%, visto que a interpolação, ao suavizar os dados, não descreve tão bem esse rápido decréscimo da dose.

Figura 22 — Mapa da diferença relativa de dose entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose (a) bruta e (b) interpolada.

Fonte: autora da dissertação.

Ainda, uma análise mais quantitativa pôde ser obtida através do algoritmo feito para MATLAB para análise gama. Contudo, antes que pudesse ser feita, esse algoritmo foi verificado ao ser executado para comparar, com um critério de 3 mm/3%, um mapa de dose de um caso clínico calculado pelo TPS com a medição desse caso por um dispositivo 2D, ambos adquiridos através do MatriXX do HCFMUSP. A porcentagem de pontos que passaram pelo MATLAB foi de 96,00%, enquanto que, para a mesma análise, essa porcentagem foi de 97,52% no HCFMUSP. Considerando que o código de análise utilizado na clínica pode

diferir em alguns refinamentos matemáticos, ou simplesmente de *software* para *software* de diferentes dispositivos, então o valor de 1,52 pontos percentuais entre as observações foi considerado pequeno. Apesar de apenas um teste com caso clínico não ser suficiente para analisar apropriadamente o algoritmo, este já havia sido submetido a vários testes e tinha sido validado na Holanda, por isso foi aqui considerado revalidado.

Dessa forma, a análise gama do MATLAB foi feita para comparar as mesmas matrizes de dose comparadas e mostradas anteriormente na Figura 22-a e b. O mapa da distribuição dos pontos e os respectivos índices gama da análise entre a simulação de 21x66 malhas finas e a medida experimental bruta podem ser observados na Figura 23-a. Na Figura 23-b, essa distribuição com os índices pode ser vista para a análise entre a simulação com 41x131 malhas finas e a medida experimental interpolada pelo ArcCHECK. Como já detalhado em 4.5, um ponto passa no critério estabelecido pelo usuário caso seu respectivo índice gama $\gamma(r_m) \leq 1$ e falha se $\gamma(r_m) > 1$. Em função disso, a escala de cores utilizada para o Valor Gama nessas imagens é baseada nesse conceito, em que os pontos verdes são os que passaram, isto é, resultaram em valores gama entre -1 e 1, e os pontos em outras cores não passaram no critério. O critério inicial utilizado para as análises foi de 3 mm/3%, com um limite de confiança de que 90% dos pontos passem. Disso, é possível observar que ambas as análises passaram no critério estabelecido, em que a porcentagem de pontos que passaram foi de $P(3 \text{ mm}/3\%) = 94,9\%$ em (a) e de $P(3 \text{ mm}/3\%) = 93,4\%$ em (b).

Figura 23 — Mapa da análise gama 3 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose (a) bruta e (b) interpolada.

Fonte: autora da dissertação.

Dado que cada diodo se encontra a 1 cm de distância de outro diodo e que, interpolados os dados, cada valor de dose se encontra a 0,5 cm de distância um do outro, então tal critério de 3 mm/3% não contempla completamente o conceito da análise gama. Essa distância sendo maior que a DTA de 0,3 cm selecionada faz com que cada ponto seja comparado com apenas um ponto espacial da outra matriz de valores. Dessa forma, também foram encontrados os índices gama para o critério de 7,5 mm/3%, o qual contempla, para os dados interpolados, outros pontos espaciais, tanto na lateral quanto na diagonal do ponto observado. A distribuição com esses índices é mostrada através da Figura 24. É notável o aumento na porcentagem de pontos aprovados, $P(7,5 \text{ mm/3\%}) = 97,0\%$, se comparada com a análise de 3 mm/3% dos dados interpolados, justamente pelo fato de, agora, serem considerados outros pontos do espaço na análise, dos quais o valor simulado pode estar mais próximo e, então, passar no

critério. É válido notar que, nessas três últimas distribuições apresentadas, a maior parte dos que não passam se encontra na região de penumbra do campo.

Figura 24 — Mapa da análise gama 7,5 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo simples e o experimental, ambos normalizados, para os valores da dose interpolada.

Dado que a maioria dos pontos que passam no critério se encontra em regiões de dose igual a zero, ainda foram feitos cálculos com o objetivo de verificar a porcentagem de pontos que passam nos critérios estabelecidos ao desconsiderar da análise gama pontos com dose abaixo de 10% da dose máxima. Na prática clínica, quando são feitas análises comparativas através do *software* do ArcCHECK, geralmente também é inserido na interface do mesmo um *threshold* de 10, o que tem o mesmo significado de não considerar na análise regiões do plano com doses abaixo de 10% da dose máxima. Para isso, foram excluídos os índices gama relativos a essas baixas doses, foi encontrado o número N de pontos que possuem valor de dose maior que 10% e, desses, foi encontrado o número F de pontos que falharam e calculada a porcentagem $P_{-10}(DTA, DD)$ de pontos que foram efetivamente aprovados do total N, isto é, pontos com $\gamma(r_m) \leq 1$. Assim, para a análise entre o modelo simples com 21x66 elementos e as medidas experimentais brutas (Figura 23-a), com o critério de 3 mm/3%, foi obtido N=222, F=48 e, portanto, $P_{-10}(3\text{ mm}, 3\%) = 78,4\%$. Para a análise entre o modelo simples com 41x131 elementos e as medidas experimentais interpoladas (Figura 23-b), com o critério de 3 mm/3%, N=902, F=228 e $P_{-10}(3\text{ mm}, 3\%) = 74,7\%$. E, finalmente, para a análise entre o modelo simples com 41x131 elementos e as medidas experimentais interpoladas (Figura 24), com o critério de 7,5 mm/3%, N=902, F=147 e $P_{-10}(7,5\text{ mm}, 3\%) = 83,7\%$. É

possível afirmar que todos os pontos que falharam se encontram na região de penumbra e, se consideradas tais porcentagens calculadas, nenhuma das avaliações seriam aprovadas nos critérios.

4.2.2 Modelo Detalhado

Uma vez que o modelo simples não representou tão fielmente o sistema dosimétrico, o modelo detalhado foi desenvolvido de modo a recriar a configuração helicoidal e os consequentes artefatos na representação 2D, considerando esferas nas exatas localizações dos diodos do ArcCHECK. Para este modelo, foram observados valores mais exatos nas distribuições de dose das simulações realizadas com o *tally* *F8 nos volumes das esferas, se comparados com os resultados usando o *tally* F6. Assim, os resultados apresentados nesta seção são apenas de simulações com *F8. Um dos motivos que torna os valores de dose com esse *tally* ligeiramente mais próximos dos valores reais é que possibilita considerar nos cálculos – e, neste caso, foi considerado – o transporte tanto de fótons quanto dos elétrons produzidos a partir das interações dos fótons com a matéria, enquanto que o F6 assume equilíbrio eletrônico e deposita localmente a energia dos elétrons gerados, não os transporta.

As simulações do modelo detalhado realizadas com diferentes raios para os detectores definidos no modelo geraram resultados mais exatos para o raio de 0,2 cm, quando feitas as diferenças relativas com as medidas experimentais brutas ($\left[\left(\frac{\text{simulação}}{\text{experimental}}\right) - 1\right] * 100$). Em seguida, ao fixar esse raio e simular com diferentes densidades do material do sistema dosimétrico, foi possível obter os seguintes resultados: para 1 g/cm³, 1,1 g/cm³, 1,15 g/cm³ e 1,2 g/cm³, as diferenças relativas máximas entre o modelo detalhado e a média das medidas experimentais brutas foram em torno de 25%, 20%, 15% e 30%, respectivamente. Dessa forma, dentre as quatro densidades, a que gerou menores diferenças foi aquela que possui densidade de 1,15 g/cm³. Assim, o modelo que melhor representa os valores da realidade é aquele em que os detectores possuem um raio de 0,2 cm e o sistema dosimétrico uma densidade de 1,15 g/cm³.

Após a simulação do modelo com essa configuração, os valores de dose adquiridos foram normalizados e igualmente abertos em um mapa 2D, de

21x66 elementos, exibidos na Figura 25 em forma de curvas de isodose junto de uma escala de cores correspondentes a valores de dose. Visto que esse modelo tenta reproduzir o sistema mais rigorosamente, seus resultados tendem a se assemelhar aos dos experimentos, inclusive recriando o efeito de cisalhamento na representação 2D da distribuição de dose, artefato já discutido anteriormente. Isso pode ser visto com a linha referencial vermelha, posicionada também na altura de 5 cm.

Figura 25 — Curvas de isodose resultantes da simulação com o modelo detalhado, campo 10x10 cm². Os valores indicados nas curvas correspondem à porcentagem e a linha vermelha é uma reta de referência.

Fonte: autora da dissertação.

A fim de analisar a exatidão do modelo, na Figura 26 é mostrado um mapa da diferença relativa de dose entre o resultado simulado com o modelo detalhado e o experimental adquirido diretamente das medições dos diodos. É possível observar pequenas diferenças, demonstrando maior proximidade deste modelo com a realidade, se comparado ao modelo simples. Apenas alguns pontos específicos da distribuição apresentam diferenças entre 10 e 15%, principalmente em regiões de alto gradiente de dose, caracterizadas pela penumbra, já anteriormente elucidada.

Figura 26 — Mapa da diferença relativa de dose entre o resultado simulado com o modelo detalhado e o experimental bruto, ambos normalizados.

Fonte: autora da dissertação.

Como já mostrado por Del Nero (2019), para o mesmo modelo de fonte virtual utilizado neste trabalho, a comparação entre o perfil de dose obtido com as simulações com o código MCNP e o perfil experimental aponta o fato de esse modelo não ser capaz de reproduzir exatamente a região da penumbra de uma fonte física. Isso pode ser visualizado na Figura 27 e, embora seja em um campo de 40x40 cm² a uma profundidade de 1,5 cm, o VSM exibe essa limitação para qualquer tamanho de campo e profundidade. Dessa forma, devido a essas pequenas limitações associadas à criação do modelo de fonte virtual, que já são intrínsecas aos resultados aqui mostrados, então o modelo detalhado não possui erros consideravelmente grandes. Assim, a melhor configuração do modelo detalhado foi considerada validada para usos posteriores.

Figura 27 — Comparação entre perfis de dose simulado e experimental, com um campo de 40x40cm², a uma profundidade de 1,5 cm.

Fonte: DEL NERO, 2019.

Da mesma forma, a análise gama desenvolvida para MATLAB foi usada para comparar o resultado do modelo detalhado com as medidas experimentais brutas e obter a Figura 28, um mapa da distribuição dos valores de índice gama obtidos. Considerando o limite de confiança de que 90% dos pontos passe na análise, a porcentagem $P(3\text{ mm}/3\%) = 94,0\%$ se mostrou plausível para a aceitação do teste. Entretanto, quando calculada a porcentagem de pontos que passam nessa análise gama com tal critério desconsiderando os pontos com dose abaixo de 10% da dose máxima, os resultados foram $N=234$, $F=55$ e, portanto, $P_{-10}(3\text{ mm}, 3\%) = 76,5\%$. Novamente, os pontos com índice gama maior que 1 se encontram exclusivamente nas bordas do campo, ou seja, locais próximos à penumbra da fonte, isto é, de alto gradiente de dose.

Figura 28 — Mapa da análise gama 3 mm/3% entre o resultado simulado com o modelo detalhado e o experimental bruto, ambos normalizados.

Fonte: autora da dissertação.

4.2.3 Perfis de Dose

O perfil da linha central da dose normalizada, na altura de 0 cm do sistema dosimétrico, foi analisado tanto para os dados experimentais quanto para ambos os modelos computacionais. Os perfis centrais dos dados experimentais brutos, do modelo simples com 21x66 subvolumes e do modelo detalhado podem ser verificados através da linha preta, do círculo azul e do losango vermelho na Figura 29, respectivamente. Na Figura 30, podem ser observados os perfis dos dados experimentais interpolados e do modelo simples com 41x131 subvolumes através da linha preta e do quadrado magenta, respectivamente. Os perfis das diferenças relativas de dose entre cada um dos modelos computacionais e as medidas experimentais brutas também podem ser observados na Figura 31, para essa mesma linha de 0 cm. Assim como na Figura 32 é possível visualizar a diferença entre o modelo simples de 41x131 malhas finas e as medidas experimentais interpoladas. Para essas últimas, as doses abaixo de 10% da dose máxima também foram zeradas das matrizes de dose antes da comparação.

Figura 29 — Perfil central da dose normalizada dos dados experimentais brutos, do modelo simples com 21x66 malhas finas e do modelo detalhado, na altura de 0 cm.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 30 — Perfil central da dose normalizada dos dados experimentais interpolados e do modelo simples com 41x131 malhas finas, na altura de 0 cm.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 31 — Perfil da diferença relativa de dose entre cada um dos modelos e os dados experimentais brutos, na altura de 0 cm. A linha preta é uma reta de referência.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 32 — Perfil da diferença relativa de dose entre o modelo simples de 41x131 malhas finas e os dados experimentais interpolados, na altura de 0 cm. A linha preta é uma reta de referência.

Fonte: autora da dissertação.

De modo geral, é possível verificar a aproximação de ambos os modelos com as medidas experimentais na linha central, salvo por alguns poucos pontos na diferença relativa de dose que se distanciam da reta de referência em zero. Apesar de essas discrepâncias não serem nitidamente visíveis nas duas primeiras imagens, do perfil da dose, são vistas nas outras imagens através da diferença relativa. Como já discutido, são geradas principalmente em regiões de alto gradiente de dose e em torno do campo de radiação, devido à limitação na reprodução da penumbra nas simulações com o modelo de fonte virtual. Ainda, quando observados os dados de 41x131 elementos, é evidente o aumento da diferença relativa em alguns pontos por conta da suavização dos dados causada pela interpolação do ArcCHECK, principalmente nas bordas dos campos, suavização esta que não ocorre para os dados simulados. Ademais, especialmente no centro do feixe de fótons, em torno de 0°, as pequenas variações são devidas ao efeito que o filtro achatador do LINAC gera no perfil de dose experimental e que os modelos computacionais não são capazes de reproduzir apropriadamente.

4.3 Interpolação

Ambas as matrizes resultantes da simulação com o modelo simples 21x66 e da simulação com o modelo simples 41x131 foram normalizadas para o valor máximo de cada uma e as doses abaixo de 10% da dose máxima foram zeradas, para que estas não influenciassem demasiadamente na comparação. Assim, aquela da simulação com 21x66 elementos foi interpolada através do algoritmo desenvolvido para MATLAB e a diferença relativa de dose foi calculada entre as matrizes, em que a matriz simulada com o FMESH 41x131 serviu como referência no denominador do cálculo. As diferenças encontradas foram muito pequenas, como esperado de uma comparação entre duas matrizes retangulares, exceto para alguns poucos pontos exatamente nas bordas do campo de entrada através do ArcCHECK, que apresentaram diferenças relativas máximas de 81% e mínimas de -45%. Esses pontos com altas diferenças se encontram todos na região de penumbra, em que a dose vai de 80 a 20% em uma pequena distância, visto que a suavização causada pela interpolação não reproduz tão bem a realidade para esses pontos. Então, o algoritmo escrito para interpolação de

dados no MATLAB foi considerado validado. É importante ressaltar que a validação foi realizada sem que houvesse o reposicionamento helicoidal inicial 2D dos pontos (Figura 14), uma vez que o FMESH é uma malha já retangular, então os resultados foram reposicionados de modo também retangular e, então, os novos pontos foram estimados.

Em seguida, ao normalizar para o valor máximo, igualar a zero as doses abaixo de 10% da dose máxima e comparar os resultados da matriz retangular obtida através da interpolação dos dados experimentais brutos com a matriz interpolada pelo *software* do ArcCHECK, foi possível gerar a Figura 33. A máxima discrepância encontrada foi de 110% e a mínima de -100%, representados por um ou dois pontos mais escuros ou mais azuis no mapa da diferença, respectivamente. Entretanto, as diferenças mais persistentes são as de módulo em torno de 30%, causadas novamente pelo cisalhamento, mais visível nas bordas superiores e inferiores da saída do campo. Isso ocorre devido ao fato de que os dados brutos, posicionados como na Figura 14 e interpolados para as posições perpendiculares entre si no algoritmo para MATLAB, foram comparados com os dados reposicionados pelo *software* do ArcCHECK sem correção para os valores de dose. Da mesma forma que, após normalização, zeradas as doses abaixo de 10% e comparada a matriz adquirida com a simulação do modelo detalhado e aquela da dose interpolada pelo ArcCHECK, o mapa resultante da diferença foi deveras parecido com o mostrado abaixo e partilha das mesmas discussões apresentadas, já que o modelo reproduz a aquisição helicoidal de dose. Apresentou uma diferença relativa máxima de 88% para determinado ponto e mínima também de -100%.

Figura 33 — Mapa da diferença relativa de dose entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados.

Fonte: autora da dissertação.

Um detalhe que não é visível na imagem acima pode ser observado na Figura 34 ao se reajustar a escala de cores, em que foram definidos limites de $\pm 0,1$ e qualquer valor de diferença abaixo ou acima disso possui a mesma cor do limite inferior ou superior. Nela, são presentes pontos de valor zero que alternam com pontos de pequenas diferenças tanto na primeira quanto na última coluna do mapa, na região de saída do campo. Esse efeito não é observado quando calculada a diferença relativa entre as matrizes simuladas com a malha retangular, com as quais o algoritmo foi validado. Ele é devido ao método de interpolação utilizado pelo *software* do ArcCHECK, o qual não estima valores de dose nas extremidades direita e esquerda, provavelmente pelo fato de não encontrar exatamente quatro vizinhos próximos para o cálculo, mas sim apenas três. Assim, esses pontos permanecem com valor zero na matriz de dose interpolada pelo dispositivo, resultando em uma notável diferença ao compará-la com uma matriz que possui todos os pontos estimados, como ocorre através do algoritmo desenvolvido para MATLAB. Na realidade, esse efeito ocorre em todas as bordas do mapa de dose – direita, esquerda, superior e inferior –, contudo não são visíveis nessa imagem, uma vez que as doses baixas em torno da maioria deles também foram igualadas a zero nas matrizes de dose iniciais, tornando-se visíveis apenas dentro do campo de saída, onde os valores ao redor são diferentes de zero.

Figura 34 — Mapa da diferença relativa de dose entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados, com escala reajustada.

Fonte: autora da dissertação.

Esse feito já era visível na Figura 20-b, próximo às curvas de isodose de 10 e 20% do campo de saída, dos dados interpolados pelo ArcCHECK. Ao observar tais matrizes geradas no arquivo de saída, após realizar medidas com esse sistema, é possível notar um padrão de interpolação dos dados. Na Figura 35, é possível acompanhar os passos com que o *software* ArcCHECK realiza essa interpolação, sendo que a quantidade de elementos das figuras não representa a quantidade real de elementos das matrizes. Primeiramente, através dos valores brutos de dose adquiridos diretamente dos diodos, representados pelos círculos vermelhos em (a), o *software* utiliza quatro diodos mais próximos para encontrar valores de dose em meio a esses quatro. Valores estes interpolados de forma linear 2D e representados pelos triângulos azuis em (b). Em seguida, os pontos vermelhos e azuis são usados para interpolar também valores entre eles, resultando nos valores representados pelos losangos verdes em (c). Os losangos vazados, aos cantos do mapa de dose, representam os zeros já mencionados, ou seja, pontos para os quais o *software* não calcula valores de dose.

Figura 35 — Ilustração da metodologia de interpolação do software do ArcCHECK; (a) círculos vermelhos representam os diodos; (b) triângulos azuis representam os primeiros pontos interpolados; (c) losangos verdes representam os segundos pontos interpolados.

Fonte: autora da dissertação.

Quando feita a análise gama entre essas mesmas matrizes, da experimental interpolada através do MATLAB e da experimental interpolada pelo ArcCHECK, com um critério de 7,5 mm/3% (Figura 36), é possível verificar que o valor $P(7,5 \text{ mm}/3\%) = 94,2\%$ é totalmente aceitável. Apesar disso, ainda são notórias as regiões tanto do cisalhamento quanto das bordas dentadas da primeira e da última coluna, estas que, neste tipo de análise, se confundem e formam uma linha contínua de valores que não passam no critério estabelecido.

Figura 36 — Mapa da análise gama 7,5 mm/3% entre os dados experimentais brutos interpolados no MATLAB e os experimentais interpolados pelo *software* do ArcCHECK, ambos normalizados.

Fonte: autora da dissertação.

4.4 Análise da Sensibilidade do Sistema

4.4.1 Análises de Deslocamento

Com o intuito de investigar a sensibilidade do ArcCHECK independentemente dos efeitos causados pela interpolação do mesmo, as medidas de dose obtidas diretamente dos diodos foram aqui analisadas. Assim, uma vez estabelecida a medida de referência normalizada, todas as outras medidas realizadas com um determinado deslocamento foram também normalizadas, comparadas com essa referência e os valores máximos da diferença relativa de dose entre as distribuições foram tabelados. Para todos estes casos, as doses abaixo de 10% da dose máxima foram zeradas das matrizes antes de cada comparação, para que essas não influenciassem demasiadamente na diferença.

Com relação aos deslocamentos no sentido cranial, na Figura 37 é possível observar o mapa da diferença relativa de dose entre o menor deslocamento cranial estudado, de 1 mm, e a medida de referência realizada em 00 mm. Esse mapa permite a visualização do movimento que foi efetuado no sentido longitudinal para cada vez mais próximo do cabeçote do LINAC, de modo que a dose do feixe incidente migrasse para uma posição abaixo da posição de referência. Isso gerou diferenças de dose de até 35,0% na região inferior das bordas do campo de entrada e 19,7% na superior, isto é, bastante consideráveis para um deslocamento de apenas 1 mm. Os valores das diferenças máximas de dose encontradas para as medições com os deslocamentos craniais são apresentados na Tabela 1. Uma observação a ser feita é que a medida com o deslocamento de 3 mm foi realizada, entretanto uma falha no sistema fez com que o arquivo de saída do ArcCHECK não gerasse as matrizes com os valores de dose, contudo esse fator não influenciou nas observações do estudo.

Figura 37 — Mapa da diferença relativa de dose entre a medida com deslocamento cranial de 1 mm e a referência de 00 mm.

Fonte: autora da dissertação.

Tabela 1 — Valores máximos obtidos da diferença relativa de dose entre as medidas com deslocamento cranial e a referência de 00 mm

Deslocamento cranial (mm)	Diferença máx. dose (%)
+1	19,7
+2	23,7
+3	Falhou
+4	25,9
+5	26,6
+6	26,9
+7	26,9
+8	27,0
+9	27,0
+10	27,1
+11	27,0
+12	27,3

Fonte: autora da dissertação.

A mesma metodologia de análise foi aplicada para os deslocamentos no sentido lateral e da rotação da mesa de tratamento. Os mapas de dose foram analisados em todos os casos, assim como mostrado na Figura 37, dos quais as regiões mais visíveis e enfatizadas na diferença de dose entre cada medida e a referência eram diferentes para cada tipo de deslocamento. Os valores máximos obtidos da diferença relativa de dose entre as medidas com deslocamentos laterais e a referência de 00 mm lateral e 5 mm cranial são exibidos na Tabela 2.

Uma vez que as medidas foram realizadas já com um deslocamento cranial fixado em 5 mm, então a referência escolhida foi tal que fosse possível observar valores nos quais só havia contribuição do deslocamento lateral. Dessa segunda tabela, é possível inferir que o ArcCHECK foi novamente capaz de apontar diferenças significativas para pequenos movimentos, como de 1 mm lateral, o qual resultou em uma máxima de quase 4,0%.

Tabela 2 — Valores máximos obtidos da diferença relativa de dose entre as medidas com deslocamento lateral e a referência de 00 mm lateral e 5 mm cranial

Deslocamento lateral (mm)	Diferença máx. dose (%)
+5	5,3
-1	3,9
-2	4,0
-3	3,6
-4	4,3
-5	4,6
-6	5,1
-7	5,5
-8	5,8
-9	5,8
-10	6,2
-11	6,7
-12	6,7
-14	7,4
-60	11,1

Fonte: autora da dissertação.

Na Tabela 3, os valores da diferença são mostrados para cada irradiação feita com um grau de rotação da mesa de tratamento e comparada com a referência 00 mm lateral e 5 mm cranial, dado que as medidas também foram adquiridas na posição inicial de 5 mm cranial. É possível inferir que alguns décimos de grau deslocados incrementam consideravelmente as diferenças de dose para a clínica, como o valor 4,7% apresentado para o deslocamento de apenas 0,2°. Em todas as tabelas, é visível a crescente diferença ao incrementar o tamanho do deslocamento.

Tabela 3 — Valores máximos obtidos da diferença relativa de dose entre as medidas com deslocamentos na rotação da mesa e a referência de 00 mm lateral e 5 mm cranial

Rotação da mesa (°)	Diferença máx. dose (%)
-0,2	4,7
-1	17,4
-2	54,8
-3	102,3
-5	309,0

Fonte: autora da dissertação.

Arumugam et al. (2015) analisaram a capacidade do ArcCHECK em detectar pequenos erros sistemáticos no sistema de administração de dose e, apesar de terem utilizado uma metodologia diferente da utilizada neste trabalho, também encontraram ser um sistema bastante sensível para a detecção desses erros clínicos.

4.4.2 Teste *Rotisserie*

Para que fosse possível visualizar o efeito causado pela resolução espacial dos diodos, através do teste *Rotisserie*, curvas de isodose para os ângulos de incidência do feixe de 0°, 90°, 120° e 270° foram suficientes para a análise. Assim, as medidas diretas dos diodos foram normalizadas e são exibidas na Figura 38-a, b, c e d, para os ângulos 0°, 90°, 120° e 270°, respectivamente. Nelas, o tamanho de campo é igual a 1x1 cm², o menor das medidas experimentais, o que torna mais fácil constatar quando o feixe incidente sensibiliza um ou mais diodos. O fato de existir uma linha longitudinal de diodos exatamente nos ângulos de 90° e de 270° faz com que a detecção seja mais pontual no ArcCHECK e não perca o formato esperado das curvas de dose. Entretanto, isso não ocorre para os ângulos de 0° e 120°, os quais são regiões angulares divididas entre duas linhas longitudinais de diodos. Quando observado um corte axial de uma ilustração 3D da disposição dos diodos, como na Figura 39, é possível visualizar o padrão que os detectores seguem a cada volta no sistema, evidenciando o motivo das deformações nas curvas de isodose deste teste. As linhas tracejadas indicam os diodos pertencentes às linhas longitudinais, em 90° e

270°, e a linha que divide duas linhas de diodos, em 0°, assim como ocorre para 120°.

Figura 38 — Curvas de isodose resultantes do teste *Rotisserie* em um campo 1x1 cm², para os ângulos de incidência de (a) 0°; (b) 90°; (c) 120° e (d) 270°. Os valores indicados na escala de cores correspondem à porcentagem.

Fonte: autora da dissertação.

Figura 39 — Corte axial da representação 3D da disposição dos diodos do ArcCHECK. As linhas tracejadas indicam os ângulos 0° , 90° e 270° .

Fonte: autora da dissertação.

Tais deformações tornam mais evidente a realidade assimétrica do ArcCHECK. Idealmente, os formatos das curvas de dose fornecidos por um dispositivo de QA não deveriam se alterar para exposições a diferentes ângulos. Embora constatado esse efeito, os resultados das irradiações feitas com os demais tamanhos de campo – até 7x7 cm² – também foram analisados e é possível afirmar que a sensibilidade deste sistema dosimétrico não é prejudicada principalmente para tamanhos de campo maiores que 3x3 cm². Conforme o tamanho de campo aumentou, o formato quadrado da incidência do feixe e o efeito de cisalhamento nos dados se tornaram mais visíveis nos mapas.

4.4.3 Efeitos Mistos

Para a análise com uma incidência de campo de tamanho 30x1 cm², a um ângulo de 0° do cabeçote, praticamente apenas o conjunto de diodos da volta da região central da altura do ArcCHECK foi sensibilizado. Na Figura 40-a, é possível visualizar as curvas de isodose resultantes da aquisição direta dos diodos nessa medição, a partir dos dados normalizados para o valor máximo. Nela, pode-se observar que os pontos pertencentes ao campo de entrada e ao de saída acabam por se fundir em um único conjunto de curvas, em torno da altura de 0 cm. De forma geral, a distribuição possui um baixo gradiente de dose na linha axial central – na horizontal da figura – e um alto gradiente na linha longitudinal do sistema dosimétrico – vertical da figura –, uma vez que, neste sentido, a abrangência do campo utilizado foi de somente 1 cm. Também, um fato a ser destacado é o visível efeito de cisalhamento já exposto e comentado anteriormente. As curvas dos dados adquiridos através da mesma medição e interpolados pelo *software* do ArcCHECK podem ser visualizadas na Figura 40-b. Nesta, fica evidente uma composição de efeitos, em que são visíveis tanto o cisalhamento quanto o efeito de interpolação da dose realizada pelo ArcCHECK. A interpolação, da forma que é feita, já exposta no item 4.3, acaba por suavizar os valores de dose inclusive entre aqueles valores adquiridos pelos diodos da linha central axial, dado que o campo estreito, em formato de filete, faz com que o *software* utilize valores de dose vizinhos bem menores para estimar os novos pontos. Este fato faz com que os pontos da distribuição não possuam, por vezes,

valores de dose próximos, principalmente na linha central, sendo separados por curvas diferentes e gerando os efeitos pontuais e pontiagudos visíveis na figura.

Figura 40 — Curvas de isodose resultantes das medidas (a) brutas e (b) interpoladas utilizando o ArcCHECK, campo 30x1 cm². Os valores indicados na escala de cores correspondem à porcentagem.

Fonte: autora da dissertação.

5 CONCLUSÕES

Constatou-se que o ArcCHECK é um bom sistema dosimétrico, de ótimas reprodutibilidade, repetitividade, linearidade em função da dose e da taxa de dose e, portanto, validado na fase I para a implementação de um sistema 3D descrita por Feygelman et al. (2011), apesar de não ter apresentado boa reprodutibilidade inter-dias. Por isso, é essencial o cuidado no correto posicionamento do ArcCHECK ao utilizá-lo para as medidas de QA, de modo a se obter resultados mais exatos possíveis. A análise de dados experimentais obtidos de irradiações simples com esse sistema, com a taxa de dose e o tamanho de campo fixos, permitiu investigar efeitos que geralmente não são observados no QA da rotina clínica, quando a dose é administrada de forma complexa, variando o ângulo do cabeçote do LINAC, a taxa de dose e a colimação, tudo ao mesmo tempo, assim como em um tratamento VMAT. Os efeitos não são fatores limitantes para a boa funcionalidade do ArcCHECK, porém é de fundamental importância o usuário estar ciente dos mesmos ao realizar a caracterização e, posteriormente, fazer uso desse sistema.

Ainda, foi possível verificar que o ArcCHECK possui uma sensibilidade capaz de acusar diferenças consideráveis na distribuição final de dose ao induzir pequenos erros intencionais de deslocamento mecânico. Apesar de um diodo se distanciar em 1 cm de outro diodo, identificou alterações em deslocamentos a nível de décimos de centímetros, o que leva a considerar este sistema validado perante a fase II de implementação descrita por Feygelman et al. (2011). Assim como apresentou ótima resolução na detecção, principalmente para campos maiores que 3x3 cm², independente das deformações nas curvas de isodose para campos muito pequenos. Ambas as características são primordiais para a execução de um bom controle de qualidade, sempre visando concordar com as tolerâncias exigidas nos protocolos clínicos.

O algoritmo desenvolvido para a interpolação de dados no MATLAB também permitiu investigar efeitos da interpolação dos dados adquiridos pelos diodos realizada através do *software* do ArcCHECK, isto é, visualizar o padrão dentado de doses iguais a zero nas bordas das distribuições de dose. O usuário desse sistema 3D pode, ao gerar os mapas de dose, selecionar a exibição da

dose bruta na interface do *software*, a fim de não ter suas aquisições influenciadas por esse efeito.

Os modelos computacionais desenvolvidos neste trabalho, algo não encontrado em nenhuma literatura, contribuíram para a compreensão das respostas do ArcCHECK. É possível concluir que a simulação do modelo simples apresentou grande precisão, porém falta de exatidão, o que propiciou a visualização do efeito de cisalhamento na representação da dose do ArcCHECK em um mapa 2D. Este modelo, tanto com 21x66 quanto com 41x131 malhas finas, é uma ótima referência para a estimativa de dose de forma retangular e posterior comparação com as medidas brutas e as interpoladas pelo sistema dosimétrico, respectivamente. Já da simulação do modelo detalhado, é possível inferir tanto alta precisão quanto exatidão, considerando as limitações do modelo de fonte virtual e também que foram feitas aproximações tanto para o real tamanho dos diodos quanto para a composição do sistema. Este pode ser utilizado como um modelo base para simulações de diversas outras situações de irradiação com o ArcCHECK no MCNP, com a intenção de verificar se as respostas experimentais condizem com o esperado. Ou, ainda, ser usado em situações que exijam o estudo de uma resposta de acordo com a variação de algum parâmetro sem que seja necessário irradiar o sistema dosimétrico fisicamente. Dessa forma, todos os objetivos propostos para este trabalho foram cumpridos.

Dessa forma, assim como vários autores também relataram, é possível concluir que o ArcCHECK é um sistema 3D adequado para a realização de QA em equipamentos que exigem técnicas mais complexas. No entanto, é fundamental redobrar a atenção no que diz respeito à interpretação de seus resultados, posto que apresenta efeitos inesperados principalmente em regiões de alto gradiente de dose, evento bastante corrente na técnica de VMAT. Uma vez conhecidos tais efeitos através deste estudo, o usuário desse sistema dosimétrico é capaz de analisar mais criticamente seus resultados no controle de qualidade na radioterapia e, com isso, desenvolver protocolos mais adequados para sua instituição.

5.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

O ArcCHECK ainda pode ser muito explorado, dado que é um sistema complexo e geralmente usado em situações de administrações de dose também complexas. O mesmo pode ser investigado com relação à deterioração dos diodos com o tempo ou com as irradiações, aos fatores de correção que são aplicados aos dados, às análises comparativas executadas por seu *software*. Podem ser investigadas as partes heterogêneas que são inseridas em sua cavidade, com o objetivo de determinar a dose em meios com diferentes composições, bem os outros tipos de detectores que podem, concomitantemente, contribuir com os estudos dosimétricos quando usados fora ou dentro desta cavidade do ArcCHECK. Ainda, o modelo computacional detalhado pode ser melhorado no que diz respeito à aproximação da realidade, buscando, por exemplo, efetivar o desafio de detalhar a composição dos diodos, assim como melhorar o modelo de fonte virtual utilizado, a fim de obter resultados mais exatos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOU-HAIDAR, Z.; BOCCI, A.; ALVAREZ, M. A. G.; ESPINO, J. M.; GALLARDO, M. I.; CORTÉS-GIRALDO, M. A.; OVEJERO, M. C.; QUESADA, J. M.; ARRÁNS, R.; PRIETO, M. R.; VEGA-LEAL, A. P.; NIETO, F. J. P. Output factor determination for dose measurements in axial and perpendicular planes using a silicon strip detector. **Physical Review Special Topics-Accelerators and Beams**, v. 15, n. 4, p. 042802, 2012.

ANTUNES, P. C. G. **Reconstrução de objetos simuladores segmentados aplicáveis a dosimetria de pele**. 2010. 116 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

ARISTOPHANOUS, M.; SUH, Y.; CHI, P. C.; WHITTLESEY, L. J.; LANEAVE, S.; MARTEL, M. K. Initial clinical experience with ArcCHECK for IMRT/VMAT QA. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 17, n. 5, p. 20-33, 2016.

ARUMUGAM, S.; XING, A.; YOUNG, T.; HOLLOWAY, L. Sensitivity of a helical diode array dosimeter to Volumetric Modulated Arc Therapy delivery errors. **Physica Medica**, v. 31, n. 8, p. 1043-1054, 2015.

BARTIER, P. M.; KELLER, C. Peter. Multivariate interpolation to incorporate thematic surface data using inverse distance weighting (IDW). **Computers & Geosciences**, v. 22, n. 7, p. 795-799, 1996.

BEDFORD, J. L.; LEE, Y. K.; WAI, P.; SOUTH, C. P.; WARRINGTON, A. P. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. **Physics in Medicine & Biology**, v. 54, n. 9, p. N167, 2009.

BRANCO, I. S. L.; LIMA, F. A.; ANTUNES, P. C. G.; YORIYAZ, H.; BELLEZZO, M.; FONSECA, G. P.; BORGUEZAN NETO, E.; BRUNO, A. C.; SANTO, M. L. R.; BARBI, G. L.; BORGES, L. F.; BERTUCCI, E. C.; VIANI, G. A.; PAVONI, J. F. Desenvolvimento de software de cálculo de dose pontual em Braquiterapia baseado em simulações de Monte Carlo. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 12, n. 1, p. 2-9, 2018.

BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C**. Report LA-13709-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2000.

BRUALLA, L.; SALVAT, F.; PALANCO-ZAMORA, R. Efficient Monte Carlo simulation of multileaf collimators using geometry-related variance-reduction techniques. **Physics in Medicine & Biology**, v. 54, n. 13, p. 4131, 2009.

CEBERG, S.; GAGNE, I.; GUSTAFSSON, H.; SCHERMAN, J. B.; KORREMAN, S. S.; KJÆR-KRISTOFFERSEN, F.; HILTS, M.; BÄCK, S. Å. J. RapidArc treatment verification in 3D using polymer gel dosimetry and Monte Carlo simulation. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 17, p. 4885, 2010.

CHASWAL, V.; WELDON, M.; GUPTA, N.; CHAKRAVARTI, A.; RONG, Y. Commissioning and comprehensive evaluation of the ArcCHECK cylindrical diode array for VMAT pretreatment delivery QA. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 15, n. 4, p. 212 – 225, 2014.

DAS, I. J.; CHENG, C. W.; WATTS, R. J.; AHNESJÖ, A.; GIBBONS, J.; LI, X. A.; LOWENSTEIN, J.; MITRA, R. K.; SIMON, W. E.; ZHU, T. C. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. **Medical physics**, v. 35, n. 9, p. 4186-4215, 2008.

DEL NERO, R. A. **Estudos dosimétricos pelo método de Monte Carlo para irradiação de corpo total**. 2019. 114 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

EZZELL, G. A.; BURMEISTER, J. W.; DOGAN, N.; LOSASSO, T. J.; MECHALAKOS, J. G.; MIHAILIDIS, D.; MOLINEU, A.; PALTA, J. R.; RAMSEY, C. R.; SALTER, B. J.; SHI, J.; XIA, P.; YUE, N. J.; XIAO, Y. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. **Medical Physics**, v. 36, n. 11, p. 5359-5373, 2009.

FAILLA, G. A.; WAREING, T.; ARCHAMBAULT, Y.; THOMPSON, S. **Acuros XB Advanced Dose Calculation for the Eclipse Treatment Planning System**. Clinical Perspectives – Acuros XB, Varian Medical Systems, 2015.

FEYGELMAN, V.; ZHANG, G.; STEVENS, C.; NELMS, B. E. Evaluation of a new VMAT QA device, or the “X” and “O” array geometries. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 12, n. 2, p. 146-168, 2011.

FONSECA, G. P.; LANDRY, G.; RENIERS, B.; HOFFMANN, A.; RUBO, R. A.; ANTUNES, P. C. G.; YORIYAZ, H.; VERHAEGEN, F. The contribution from transit dose for ¹⁹²Ir HDR brachytherapy treatments. **Physics in Medicine & Biology**, v. 59, n. 7, p. 1831, 2014.

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

GIANFALDONI, S.; GIANFALDONI, R.; WOLLINA, U.; LOTTI, J.; TCHERNEV, G.; LOTTI, T. An Overview on Radiotherapy: From Its History To Its Current Applications in Dermatology. **Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences**, v. 5, n. 4, p. 521-525, 2017.

GONÇALVES, L. R.; SANTOS, G. R.; MENEGUSSI, G.; SILVA, M. A.; PÁSSARO, A. M.; RODRIGUES, L. N. Comissionamento de um acelerador linear para realização da radioterapia em arco modulada volumetricamente. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 7, n. 2, p. 65-70, 2013.

HARMS, W. B.; LOW, D. A.; WONG, J. W.; PURDY, J. A. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. **Medical physics**, v. 25, n. 10, p. 1830-1836, 1998.

IBA. **MatriXX Evolution System Brochure: The solution for Rotational treatment QA**. IBA Dosimetry, 2009a.

IBA. **Monte Carlo Secondary Dose Check and Plan QA with SciMoCa**. IBA Dosimetry, 2018.

IBA. **OmniPro I'mRT System Version 1.7a – User's Guide**. IBA Dosimetry, 2009b.

INCA. **Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil**. INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, Coordenação de Prevenção e Vigilância, Rio de Janeiro - RJ, 2017.

INCA. Tratamento do câncer. **INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva**, Rio de Janeiro. Seção Tratamento. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/cancer/site/tratamento>>. Acesso em: 18 set. 2018.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **Khan's the physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KHODAJOU-CHOKAMI, H.; HOSSEINI, S. A.; AY, M. R.; ZAIDI, H. MCNP-FBSM: Development of MCNP/MCNPX Source Model for Simulation of Multi-Slice Fan-Beam X-Ray CT Scanners. **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)**. IEEE, p. 1-6, 2019.

LI, G.; ZHANG, Y.; JIANG, X.; BAI, S.; PENG, G.; WU, K.; JIANG, Q. Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. **Physica Medica**, v. 29, p. 295-303, 2013.

LI, H.; DONG, L.; ZHANG, L.; YANG, J. N.; GILLIN, M. T.; ZHU, X. R. Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. **Medical Physics**, v. 38, n. 12, p. 6730-6741, 2011.

LIN, M. H.; KOREN, S.; VELTCHEV, I.; LI, J.; WANG, L.; PRICE, R. A.; MA, C. M. Measurement comparison and Monte Carlo analysis for volumetric-modulated arc therapy (VMAT) delivery verification using the ArcCHECK dosimetry system. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 14, n. 2, p. 220-233, 2013.

LING, C. C.; ZHANG, P.; ARCHAMBAULT, Y.; BOCANEK, J.; TANG, G.; LOSASSO, T. Commissioning and Quality Assurance of Rapidarc Radiotherapy Delivery System. **International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics**, v. 72, n. 2, p. 575-581, 2008.

LJUNGBERG, M.; STRAND, S. E.; KING, M. A. **Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging**. 2^a edição, Flórida, EUA: CRC Press, 2013.

LOW, D. A.; HARMS, W. B.; MUTIC, S.; PURDY, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. **Medical Physics**, v. 25, n. 5, 1998.

LOW, D. A.; MORAN, J. M.; DEMPSEY, J. F.; DONG, L.; OLDHAM, M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. **Medical Physics**, v. 38, n. 3, p. 1313-1338, 2011.

MANS, A.; SCHURING, D.; ARENDS, M. P.; VUGTS, C. A.; WOLTHAUS, J. W.; LOTZ, H. T.; ADMIRAAL, M.; LOUWE, R. J.; ÖLLERS, M. C.; VAN DE KAMER, J. B. The NCS code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 61, n. 19, p. 7221-7235, 2016.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. C. **Handbook of radiotherapy physics: theory and practice**. CRC Press, 2007.

METROPOLIS, N.; ULAM, S. The monte carlo method. **Journal of the American statistical association**, v. 44, n. 247, p. 335-341, 1949.

MORRISON, C. T.; SYMONS, K. L.; WOODINGS, S.J.; HOUSE, M. J. Verification of junction dose between VMAT arcs of total body irradiation using a Sun Nuclear ArcCHECK phantom. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n.6, p. 177-182, 2017.

NAQVI, S. A.; D'SOUZA, W. D.; EARL, M. A.; YE, S. J.; SHIH, R.; LI, X. A. Using a photon phase-space source for convolution/superposition dose calculations in radiation therapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, n. 17, p. 4111-4124, 2005.

NCS - NETHERLANDS COMISSION ON RADIATION DOSIMETRY. **Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy**. Report 24. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Subcommittee VMAT QA, 2015.

NCS - NETHERLANDS COMISSION ON RADIATION DOSIMETRY. **Monte Carlo Treatment Planning: an introduction**. Report 16. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Subcommission Monte Carlo Treatment Planning, 2006.

NELMS, B. E.; CHAN, M. F.; JARRY, G.; LEMIRE, M.; LOWDEN, J.; HAMPTON, C.; FEYGELMAN, V. Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels. **Medical physics**, v. 40, n. 11, p. 111722, 2013.

NIST – NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, PHYSICS LABORATORY. **X-Ray Mass Attenuation Coefficients**. Disponível em: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>. Acesso em 06 fev. 2018.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2016.

OTTO, K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. **Medical Physics Journal**, v. 35, n. 1, p. 310-317, 2008.

PAGANETTI, H.; JIANG, H.; LEE, S. Y.; KOOY, H. M. Accurate Monte Carlo simulations for nozzle design, commissioning and quality assurance for a proton radiation therapy facility. **Medical physics**, v. 31, n. 7, p. 2107-2118, 2004.

PELOWITZ, D. B. **MCNP6 User's manual**. Version 1.0 LA-CP-13-00634. Los Alamos National Laboratory, 2013.

PETOUKHOVA, A. L.; VAN EGMOND, J.; EENINK, M. G. C.; WIGGENRAAD, R. G. J.; VAN SANTVOORT, J. P. C. The ArcCHECK diode array for dosimetric verification of HybridArc. **Physics in Medicine & Biology**, v. 56, n. 16, p. 5411, 2011.

PODESTA, M.; PERSON, L. C. G. G.; VERHAEGEN, F. A novel time dependent gamma evaluation function for dynamic 2D and 3D dose distributions. **Physics in Medicine & Biology**, v. 59, n. 20, p. 5973, 2014.

PODESTA, M.; POPESCU, I. A.; VERHAEGEN, F. Dose rate mapping of VMAT treatments. **Physics in Medicine & Biology**, v. 61, n. 11, p. 4048, 2016.

PODGORSK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

RUCCI, A.; CARLETTI, C.; CRAVERO, W.; STRBAC, B. Use of IAEA's phase-space files for the implementation of a clinical accelerator virtual source model. **Physica Medica**, v. 30, p. 242-248, 2014.

RUCCI, A.; CARLETTI, C.; CRAVERO, W.; STRBAC, B. Use of IAEA's phase-space files for virtual source model implementation: Extension to large fields. **Physica Medica**, v. 32, p. 1030-1033, 2016.

SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

SCHWARZ, A. L.; SCHWARZ, R. A.; CARTER, L. L. **MCNP/MCNPX Visual Editor Computer Code Manual for Vised Version 24E**. Version 24E. 2011.

SÓBOL, I. M. **Método de MonteCarlo: Lecciones populares de matemáticas**. Tradução de Carlos Vega. Moscou: Editorial Mir, 1976.

SOUZA, C. H. **Caracterização dosimétrica e modelagem computacional de um detector do tipo transistor de efeito de campo metal-óxido-semicondutor**. 2019. 207 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

STEERS, J. M.; FRAASS, B. A. IMRT QA: Selecting gamma criteria based on error detection sensitivity. **Medical physics**, v. 43, n. 4, p. 1982-1994, 2016.

STOJADINOVIC, S.; OUYANG, L.; GU, X.; POMPOŠ, A.; BAO, Q.; SOLBERG, T. D. Breaking bad IMRT QA practice. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 16, n. 3, p. 154-165, 2015.

SUN NUCLEAR CORPORATION. **ArcCHECK Reference Guide: The Ultimate 4D QA Solution**. Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, United States, 2012.

SUN NUCLEAR CORPORATION. **Benefits Analysis: SunPoint Diode Detectors**. SunPoint Precision QA, Sun Nuclear Corporation, 2011.

SURUCU, M.; YEGINER, M.; KAVAK, G. O.; FAN, J.; RADOSEVICH, J. A.; AYDOGAN, B. Verification of dose distribution for volumetric modulated arc therapy total marrow irradiation in a humanlike phantom. **Medical Physics Journal**, v. 39, p. 281-288, 2012.

TAGHAVI, R.; MIRZAEI, H. R.; AGHAMIRI, S. M. R.; HAJIAN, P. Calculating the absorbed dose by thyroid in breast cancer radiotherapy using MCNP-4C code. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 130, p. 12-14, 2017.

TEMPLETON, A. K.; CHU, J. C. H.; TURIAN, J. V. The sensitivity of ArcCHECK-based gamma analysis to manufactured errors in helical tomotherapy radiation delivery. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 16, n. 1, p. 32-39, 2015.

THE MATHWORKS INC. **MATLAB and Statistics Toolbox Release R2015a**. Natick, Massachusetts, United States, 2015.

THIYAGARAJAN, R.; NAMBIKAR, A.; SINHA, S. N.; YADAV, G.; KUMAR, A.; SUBRAMANI, V.; KOTHANDARAMAN. Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan. **Reports of Practical Oncology & Radiotherapy**, v. 21, n. 1, p. 50-56, 2016.

TOKER, O.; CAGLAR, M.; OZ, E.; BAKIRDERE, S.; TOPDAGI, O.; EYECIOGLU, O.; ICELLI, O. Radiation interaction parameters for blood samples of breast cancer patients: an MCNP study. **Radiation and environmental biophysics**, v. 58, n. 4, p. 531-537, 2019.

VAN DYK, J.; BARNETT, R. B.; CYGLER, J. E.; SHRAGGE, P. C. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, v. 26, n. 2, p. 261-273, 1993.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Unique Specifications – The Complete Radiation Oncology Solution**. Varian Medical Systems International AG, Cham, Suíça, 2016.

WATSON, D. **Contouring: a guide to the analysis and display of spatial data**. Vol. 10, Pergamon, 2013.

WERLÉ, F.; DEHAYNIN, N.; NIEDERST, C.; JARNET, D.; GANTIER, M.; KARAMANOUKIAN, D.; MEYER, P. Detecting anomalies in a deliberately biased tomotherapy plan: Comparison of two patient-specific quality assurance processes involving ArcCHECK® and Gafchromic® EBT3 films. **Cancer/Radiotherapie**, v. 21, n. 8, p. 749-758, 2017.

X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5**. Version 5, Volume I: Overview and Theory. LA-UR-03-1987. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2008.

YAN, C.; COMBINE, A. G.; BEDNARZ, G.; LALONDE, R. J.; HU, B.; DICKENS, K.; WYNN, R.; PAVORD, D. C.; HUQ, M. S. Clinical implementation and evaluation of the Acuros dose calculation algorithm. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 5, p. 195-209, 2017.

YANG, B.; WONG, W. K. R.; GENG, H.; LAM, W. W.; HO, Y. W.; KWOK, W. M.; CHEUNG, K. Y.; YU, S. K. Filmless methods for quality assurance of Tomotherapy using ArcCHECK. **Medical physics**, v. 44, n. 1, p. 7-16, 2017.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.

ZHAN, L.; JIANG, R.; OSEI, E. K. Beam coordinate transformations from DICOM to DOSXYZnrc. **Physics in Medicine & Biology**, v. 57, n. 24, p. N513, 2012.

APÊNDICE A – BREVE HISTÓRICO DO MCNP

A primeira versão do código foi, de fato, lançada nos anos de 1960, escrita em Fortran no *Los Alamos Laboratory*, no momento em que já era possível utilizá-lo para cálculos do transporte de nêutrons em três dimensões. A possibilidade de realizar cálculos a partir do transporte de raios gama foi adicionada somente nos anos de 1970. Nos anos 80, foram lançadas algumas versões do MCNP3, mostrando um contínuo desenvolvimento do código (BRIESMEISTER, 2000; X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; LJUNGBERG, 2013). Nos anos 1990, o MCNP foi novamente melhorado, surgindo a versão 4. Em 1997, foi lançada a versão 4B do código, o qual já incluía algoritmos para o transporte de elétrons, baseados nos melhores modelos já disponíveis na época (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008).

Um projeto paralelo foi iniciado meio aos anos 90, que gerou o pacote de códigos MCNPX, que incluía o MCNP-4B, com sua capacidade de transporte de nêutron/fóton/elétron, e o código LAHET, construído para cálculos com o transporte de partículas de alta energia. Ao MCNPX foi incorporada a possibilidade de estimar grandezas a partir do transporte de partículas carregadas pesadas. Ele trouxe a geometria padrão e os módulos físicos, mas com a capacidade de cálculos de várias outras partículas, como próton, anti-próton, pión, hélio e neutrino. Já no ano 2000, a versão 4C surgiu como forma de correção de várias ferramentas da versão anterior (4B), mais a adição de outras ferramentas úteis. Como novidades, foram lançadas: a ferramenta de geometria chamada *macrobodies*, a malha superposta chamada *mesh*, melhorias na física dos elétrons, *tallies* cumulativos, entre outras (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; LJUNGBERG, 2013).

Lançada em 2003, a versão 5 do MCNP incluiu vários pequenos melhoramentos, incluindo a adição da física de colisão fotonuclear e da divisão de tempo da simulação computacional. Ainda, foi introduzida a capacidade de reduzir facilmente as incertezas estatísticas com uma determinada fração de tempo, se múltiplos processadores estiverem disponíveis para uso. Outra ferramenta útil adicionada a esta versão foi o FMESH, um *tally* em forma de malha, que permite sobrepor a geometria de um problema (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2008; LJUNGBERG, 2013).

Atualmente, o MCNP encontra-se na versão 6, trazendo consigo a união das versões MCNP5 e MCNPX em um único *software* que compreende todos os recursos de ambos. O código foi expandido para lidar com vários tipos de partículas e incluir opções de energias acima do alcance da tabela de seção de choque, um recurso de queima de material e produção de partículas atrasadas. Embora o MCNP6 seja descrito de forma simples como a fusão das capacidades do MCNP5 e do MCNPX, o resultado é muito mais do que a soma desses dois códigos. Esta versão inclui, por exemplo, a capacidade de importar e ler geometrias a partir do código Abaqus, de transportar fótons de energia abaixo de 1.0 eV, de modelar emissões de relaxamento atômico, além de conter opções específicas de cálculo para simulação de imagens radiográficas (PELOWITZ, 2013). Todas as novas ferramentas e capacidades do MCNP6 que o faz melhor que as versões anteriores podem ser consultadas em seu manual, de Pelowitz (2013).

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.