



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE SANTA CRUZ**  
**PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM COMPUTACIONAL**  
**EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA**

**FABILONE SANTOS DA SILVA**

**SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE SIMULAÇÕES DOSIMÉTRICAS PARA**  
**RADIODIAGNÓSTICO**

**ILHÉUS-BA**  
**2019**

**FABILONE SANTOS DA SILVA**

**SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE SIMULAÇÕES  
DOSIMÉTRICAS PARA RADIODIAGNÓSTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual de Santa Cruz, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Felix Mas Milian

Coorientador: Prof. Dr. Francisco Bruno de Souza  
Oliveira

ILHÉUS-BA  
2019

FABILONE SANTOS DA SILVA

**SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE SIMULAÇÕES  
DOSIMÉTRICAS PARA RADIODIAGNÓSTICO**

Ilhéus-BA, 12/04/2019

Comissão Examinadora

---

**Prof. Dr. Felix Mas Milian**  
UESC  
(Orientador)

---

**Prof. Dr. Francisco Bruno de Souza  
Oliveira**  
UESC  
(Coorientador)

---

**Prof. Dr. Paulo Eduardo Ambrósio**  
UESC

---

**Prof. Dra. Maritza Rodríguez Gual**  
Membro Externo  
USP

A todos que sempre acreditaram em mim e em meus objetivos.

## Agradecimentos

- Agradeço primeiramente a meu orientador o Prof. Dr. Felix Mas Milian e minha família pelas orientações, força e apoio ao longo desses dois anos de pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Francisco Bruno de Souza Oliveira pela coorientação.
- Aos professores Dra. Agnes Maria da Fonseca Fausto e Dr. Francisco Bruno de Souza Oliveira pelas orientações e apontamentos durante o exame de qualificação.
- Ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia (PPGMC) e a Universidade Estadual de Santa Cruz (UESC) pela oportunidade de cursar o programa de mestrado.
- Aos professores do PPGMC pelos ensinamentos e orientações.
- Aos funcionários e coordenação do PPGMC pelo cuidado e atenção com os discentes.
- Ao Centro de Pesquisas em Ciências e Tecnologias das Radiações (CPqCTR) e a UESC por oferecer suporte computacional e infra-estrutura para a realização da pesquisa.
- Aos funcionários e coordenação do CPqCTR pelo cuidado e atenção com os discentes e colaboradores.
- Aos pesquisadores do Núcleo de Física Médica e Ambiental da Universidade Estadual de Santa Cruz pelas contribuições na pesquisa.
- Ao Programa de Iniciação Científica PROIC da Universidade Estadual de Santa Cruz e ao discente Adrian Garcia Valdes pelas contribuições na pesquisa.
- As Ma. Gisell Ruiz Boiset e Ma. Raranna Alves da Costa pelo embasamento da pesquisa.
- A todos os meus colegas e amigos do mestrado pelo apoio, cumplicidade e amizade.
- Agradecemos ao apoio financeiro da pesquisa pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

*“Quando o objetivo da jornada é nobre, Deus caminha ao teu lado para lhe ajudar a conquistá-lo.”*

# SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE SIMULAÇÕES DOSIMÉTRICAS PARA RADIODIAGNÓSTICO

## Resumo

É crescente o uso de simulações computacionais para auxílio em decisões clínicas e pesquisas dosimétricas ao longo dos anos. A realização de medições de dose em pacientes, normalmente não são realizadas em radiodiagnóstico, para isso são necessários o levantamento dos parâmetros dosimétrico para implementação de planos de qualidade em que seja implementado de forma otimizada os parâmetros de exposição. Estes são de fundamental importância para alcançar a melhores saídas e entregando a menor dose ao paciente. Este trabalho propõem a implementação de uma plataforma *Web* de forma automatizada e a modelagem de um sistema para a criação, gestão, acompanhamento e análise de simulações computacionais dosimétricas para Radiodiagnóstico. Utilizando simulações de Monte Carlo foi possível realizar simulações computacionais de exames médicos envolvendo radiações de tubos de raios-X, com redução do tempo de processamento das simulações e estimativas das doses recebidas pelos pacientes utilizando o código Monte Carlo GATE/GEANT4. Através de ferramentas LAMP (Linux, Apache, MySQL e PHP), modelo *Model-View-Controller* (MVC), *JavaScript*, HTML5 (*Hypertext Markup Language, versão 5*), CSS (*Cascading Style Sheets*) e *scripts* ROOT, foi desenvolvida uma plataforma *Web* para criação e gestão de simulações computacionais dosimétricas utilizando um modelo antropomórfico computacional *MASH\_3* (*Male Adult meSH 3*) de acordo com estudos da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICPR) publicação 110 de 2009, composto de  $478 \times 256 \times 246$  *voxels* de  $1,2 \times 1,2 \times 1,2$   $mm^3$  de dimensão com uma exposição AP (Ântero-Posterior) a um feixe cônico de raios-X de  $10^\circ$  de abertura, utilizando as tensões de 50, 80, 100 e 120 *keV* representando um exame de raios-X convencional de cabeça. Ao final do estudo são exibidos a plataforma construída e os resultados gerados por ela sendo eles: a distribuição 3D da dose em *voxels* da mesma dimensão da imagem, a distribuição 3D da energia depositada, a incerteza para cada dose e para cada energia, assim como o número de histórias simuladas. Esses resultados obtidos serão utilizados futuramente por pesquisadores para extrair as informações necessárias para estimar as doses recebidas nos diferentes órgãos radiosensíveis e assim estimar o risco de gerar câncer secundário radioinduzido.

**Palavras-chave:** Sistema *Web*. Simulação Monte Carlo. Dosimetria. Radiodiagnóstico.

## Abstract

The use of computational simulations to help in clinical decisions and dosimetric research is increasing over the years. Dose measurements in patients are usually not performed in radiodiagnosis, so it is necessary to collect the dosimetric parameters for the implementation of quality plans in which the exposure parameters are optimally implemented. These parameters are very important in order to achieve the best images delivering the lowest dose to the patient. This work proposes the implementation of a Web platform in an automated way and the modeling of a system for the creation, management, monitoring and analysis of computational dosimetric simulations for Radiodiagnosics. Using Monte Carlo simulations, it was possible to perform computational simulations of medical exams involving X-ray radiation, reducing the processing time and estimating the doses received by the patients using the GATE/Geant4 code. Through LAMP (Linux, Apache, MySQL and PHP) tools, Model-View-Controller (MVC), JavaScript, HTML5 (Hypertext Markup Language, version 5), CSS (Cascading Style Sheets) and ROOT scripts, the Web platform is able to create and manage dosimetric computational simulations using an anthropomorphic model MASH\_3 (Male Adult meSH 3) in agreement with the International Commission on Radiological Protection (ICRP) standar publication 110 of 2009, composed by 478x256x246 voxels of 1.2x1.2x1.2  $mm^3$  of dimension, with an AP (Anterior-Posterior) exposure to a 10° aperture X-ray cone beam using the tensions of 50, 80, 100 and 120  $keV$  representing a conventional head X-ray examination. At the end of the study are presented the platform built and the results generated by it being: the 3D distribution of the dose in voxels of the same dimension of the image, the 3D distribution of the deposited energy, the uncertainty for dose and energy respectively, as well as the number of simulated histories. These results will be used in future works to extract the necessary information to estimate the doses received in different radiosensitive organs and thus estimate the risk of generating secondary cancers.

**Keywords:** Web System. Monte Carlo Simulation. Dosimetry. Radiodiagnosics.

## Lista de Figuras

Figura 1 – Simuladores adultos (a) matemático, (b) <i>voxel</i> , (c) <i>mesh</i> e (d) híbrido. . . . .	8
Figura 2 – Simulação de <i>phantom</i> MOBY em um protótipo PET/CT ImXgam. . . . .	16
Figura 3 – Distribuições de tração usando o modelo de ajuste Gaussiano. . . . .	17
Figura 4 – A árvore de objetos HTML DOM. . . . .	19
Figura 5 – Sintaxe CSS. . . . .	20
Figura 6 – Combinação LAMP (Linux, Apache, MySQL e PHP). . . . .	22
Figura 7 – Modelo Cliente-Servidor. . . . .	23
Figura 8 – As três camadas do padrão Modelo-Visão-Controle. . . . .	23
Figura 9 – Geometria utilizada na simulação com GATE/GEANT4 para determinar o Kerma no ar. Esquema: A) ator de dose, C) caixa, F) feixe cônico de raios-X. . . . .	26
Figura 10 – Modelo do fantoma <i>MASH_3</i> utilizado na pesquisa, região da cabeça. . . . .	28
Figura 11 – Diagrama de blocos da estrutura da plataforma <i>Web</i> . . . . .	29
Figura 12 – Estrutura do bloco de controle da plataforma <i>Web</i> . . . . .	30
Figura 13 – Diagrama de blocos da interface Visão. . . . .	31
Figura 14 – Home da gerência de simulações da plataforma <i>Web</i> . . . . .	31
Figura 15 – Diagrama de ações permitidas ao usuário na plataforma <i>Web</i> . . . . .	32
Figura 16 – Diagrama de bloco do lado servidor. . . . .	32
Figura 17 – Diagrama de sequência da criação de simulações. . . . .	33
Figura 18 – Estrutura do diretório das simulações. . . . .	34
Figura 19 – Esquema sistema de simulação dosimétrica (fonte, geometria e ator de dose). . . . .	34
Figura 20 – Lista de arquivos de saída armazenados na pasta <i>output</i> após o processamento da simulação. . . . .	35
Figura 21 – Testes do modelo desenvolvido para simulações de radiodiagnóstico. Esquema: P) eixos de coordenadas, G) geometria e atores de dose, F) feixe cônico de raios-X, D) espalhamento de fótons. . . . .	36
Figura 22 – Simulação sendo executada: a) carregamento do <i>world</i> de $2\text{ m}^3$ (W), b) carregamento da geometria <i>MASH_3</i> (F) e os atores de dose (D) dentro do <i>world</i> e a caixa (C). . . . .	37
Figura 23 – Simulação sendo executada: a) carregamento da fonte de radiação (D), b) simulação após certo tempo de execução. . . . .	37
Figura 24 – Imagens dos raios-X simulados para diferentes fontes de radiação, números de histórias e seus respectivos tempos de processamento. . . . .	39

Figura 25 – Imagens dos raios-X simuladas para diferentes fontes de radiação, utilizando 1 milhão de histórias e seus respectivos tempos de processamento. . . . .	39
Figura 26 – Imagens dos raios-X simulados para diferentes fontes de radiação, utilizando 10 milhões de histórias e seus respectivos tempos de processamento. . . . .	40
Figura 27 – Imagem dos raios-X simulados para uma fonte de 120 keV, 500 milhões de histórias, com duração de 8h 33min e 19s de processamento. . . . .	40
Figura 28 – Doses absorvidas na região da cabeça do modelo e erro relativos para o espectro de 50, 100 e 120 keV, com 1, 100 e 200 milhões de histórias respectivamente. . . . .	41
Figura 29 – Construção da distribuição da dose na região da cabeça do modelo por meio do <i>software</i> ImageJ usando 100 milhões de histórias e espectros de 50, 100 e 120 keV. . . . .	42
Figura 30 – Construção da distribuição da dose na região da cabeça do modelo por meio do <i>software</i> ImageJ usando 500 milhões de histórias e espectro de 120 keV, com isolamento de parâmetros. . . . .	42
Figura 31 – Estrutura da plataforma <i>Web</i> para geração das simulações dosimétricas. . . . .	43
Figura 32 – Região da cabeça do modelo <i>MASH_3</i> . . . . .	54
Figura 33 – Região do pescoço e tórax do modelo <i>MASH_3</i> . . . . .	54
Figura 34 – Página <i>home</i> da <i>view</i> da plataforma. . . . .	55
Figura 35 – Tela de <i>login</i> da plataforma. . . . .	56
Figura 36 – Tela principal de gerenciamento das funcionalidades da plataforma. . . . .	56
Figura 37 – Tela de simulações disponíveis na plataforma e liberadas ao usuário. . . . .	57
Figura 38 – Tela de submissão de simulação para o servidor da plataforma. . . . .	57
Figura 39 – Tela de gerenciamento das simulações/históricos realizadas na plataforma. . . . .	58
Figura 40 – Arquitetura do computador utilizado na pesquisa. . . . .	59
Figura 41 – Projeção de doses usando 1, 10 e 100 milhões de histórias respectivamente para uma fonte de 50keV. . . . .	60
Figura 42 – Distribuição de doses usando uma fonte de 120 keV. a) usando 1 milhão de histórias, b) usando 200 milhões de histórias. . . . .	61

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Fatores de Ponderação ICRP 103. . . . .	11
Tabela 2 – Kerma no Ar . . . . .	25

## Lista de Abreviaturas e Siglas

AP	Ântero Posterior
APIs	Application Programming Interface
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
BNCT	Boron Neutron Capture Therapy
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CSS	Cascading Style Sheets
CPqCTR	Centro de Pesquisas em Ciências e Tecnologias das Radiações
CERN	European Organization for Nuclear Research
CMS	Compact Muon Solenoid
DCET	Departamento de Ciências Exatas e Tecnológicas
DOM	Document Object Model
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
DVH	Dose-Volume Histogram
ECMA	European Computer Manufacturers Association
EGS4	Electron Photon Shower Simulation by Monte-Carlo
GATE	GEANT4 Application for Emission Tomography
GEANT4	GEometry ANd Tracking
GPS	General Particle Source
GPU	Graphics Processing Unit
Gy	Gray
FASH	Female Adult meSH
HTML	Hypertext Markup Language
HTML5	Hypertext Markup Language, versão 5
ICRP	International Commission on Radiological Protection

ICRU	International Commission on Radiological Units and Measurements
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
keV	Quilo elétrons-volt
Kerma	Kinetic Energy Released in the Medium
LHC	Large Hadron Collider
LINACS	Linear Particle Accelerator
mAs	Miliampére por segundo
MASH	Male Adult meSH
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-Particle Transport Code
MeV	Mega elétrons-volt
MIRD	Medical Internal Radiation Dosimetry
mGy	Miligray
MS	Ministério da Saúde
mSv	Milisievert
MVC	Modelo-Visão-Controle
NURBS	Non Uniform Rational Basis Spline
OMS	Organização Mundial da Saúde
PDF	Portable Document Format
PET	Positron Emission Tomography
PHP	Hypertext Preprocessor
PPGMC	Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia
RM	Ressonância Magnética
SGBD	Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados

SI	Sistema Internacional de Unidades
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
SQL	Structured Query Language
Sv	Sievert
TC	Tomografia Computadorizada
TeV	Tera elétrons-volt
UESC	Universidade Estadual de Santa Cruz
USP	Universidade de São Paulo
XML	Extensible Markup Language
XHTML	eXtensible Hypertext Markup Language

# Sumário

<b>1 – INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos	3
1.1.1 Objetivos Gerais	3
1.1.2 Objetivos Específicos	3
<b>2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>4</b>
2.1 Radiodiagnóstico	4
2.2 Simulações Computacionais	5
2.3 Método de Monte Carlo	6
2.4 Modelos Antropomórficos	7
2.5 Grandezas Dosimétricas	9
2.5.1 Kerma ( $K$ )	9
2.5.2 Dose Absorvida ( $D$ )	10
2.5.3 Dose Equivalente ( $H_T$ )	10
2.5.4 Dose Efetiva ( $E$ )	11
2.6 Riscos em Radiodiagnóstico	12
<b>3 – MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>14</b>
3.1 Softwares, linguagens e Frameworks	14
3.1.1 GEANT4 - <i>GEometry ANd Tracking</i>	14
3.1.2 GATE - <i>GEANT4 Application for Emission Tomography</i>	15
3.1.3 ROOT <i>Data Analysis Framework</i>	16
3.1.4 HTML5 - <i>Hypertext Markup Language 5</i>	18
3.1.5 CSS - <i>Cascading Style Sheets</i>	19
3.1.6 <i>JavaScript</i>	21
3.2 Recursos Para Funcionamento da Plataforma <i>Web</i>	21
3.3 Simulações Computacionais Para Calibração do Kerma Em Ar	24
3.3.1 Modelagem da Geometria	25
3.3.2 Processos Físicos	26
3.3.3 Fontes de Emissão	27
3.3.4 Parâmetros de Saída	27
3.4 Simulações Computacionais Para Cálculo de Doses	27
<b>4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>29</b>
4.1 Plataforma <i>Web</i> Desenvolvida	29
4.2 Modelagem do Sistema de Geração das Simulações	33

4.3	Análise das Simulações . . . . .	36
4.3.1	Resultados das Simulações . . . . .	38
5	<b>CONCLUSÃO</b> . . . . .	44
5.1	Trabalhos Futuros . . . . .	44
	<b>Referências</b> . . . . .	46
	<b>Apêndices</b>	53
	<b>APÊNDICE A – ÓRGÃOS DO MODELO MASH_3.</b> . . . . .	54
	<b>APÊNDICE B – PROTÓTIPO DA INTERFACE WEB PARA PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO DOSIMÉTRICA</b> . . . . .	55
	<b>APÊNDICE C – ARQUITETURA USADA NAS SIMULAÇÕES DOS RESULTADOS DA PESQUISA</b> . . . . .	59
	<b>APÊNDICE D – DISTRIBUIÇÃO DE DOSES PARA UMA FONTE DE 50 KEV</b>	60
	<b>APÊNDICE E – DISTRIBUIÇÃO DE DOSES PARA UMA FONTE DE 120 KEV</b>	61
	<b>APÊNDICE F – MACRO GATE/GEANT4 ADAPTADA PARA O CÁLCULO DE DOSE COM O MASH_3</b> . . . . .	62

# 1 INTRODUÇÃO

A luta contra o câncer se tornou um dos assuntos mais importantes no cenário mundial nos últimos tempos, assim como as crescentes pesquisas que passaram a ser desenvolvidas em busca de uma cura, novos tratamentos e métodos menos invasivos para os pacientes estão sendo desenvolvidos. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) somente no ano de 2012 foram registrados mais de 8 milhões de mortes por câncer, além de registrado um aumento crescente a cada ano da incidência de novos casos (FERLAY et al., 2015). Segundo as pesquisas realizadas pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) para o biênio 2018-2019 foram estimados mais de 760 mil novos casos de câncer no Brasil levando em consideração os tipos de câncer mais comuns e com maior ocorrência. São dados alarmantes que demonstram uma realidade que vem crescendo a cada ano apesar dos avanços tecnológicos na área da medicina e o número de pesquisas para o tratamento e prevenção do câncer (INCA, 2018).

As radiações ionizantes (radiação com energia suficiente para expulsar os elétrons de sua órbita, resultando na criação de íons) vêm sendo amplamente utilizadas pela medicina com a finalidade de realizar diagnósticos como, por exemplo: os raios-X nos equipamentos de radiografia, de Tomografia Computadorizada (TC) e mamografia, a radiação gama na medicina nuclear, assim como para o tratamento de doenças e tumores com fins terapêuticos como na radioterapia, braquiterapia e medicina nuclear (MOREIRA, 2011).

Apesar das doses de radiação que são ministradas durante o radiodiagnóstico serem relativamente pequenas, é probabilístico, tem efeito cumulativo na vida do paciente, podem causar alterações celulares mesmo em níveis abaixo dos estipulados pelo Ministério da Saúde e a Secretaria de Vigilância Sanitária. O limite de dose efetiva anual não deve ultrapassar 1 *mSv* (*milisievert*) para indivíduos do público e para exposições ocupacionais não deve exceder 20 *mSv* em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 *mSv* em nenhum ano (BRASIL, 1998). A portaria 453/98 publicada pelo Ministério da Saúde e a Secretaria de Vigilância Sanitária leva em consideração a dose equivalente média recebida pelo corpo todo. Porém, um fator que deve ser levado em consideração e maiormente estudado é que, diversas partes do corpo são mais radiosensíveis que outras e na qual a aplicação de uma dose mais elevada pode provocar o risco maior de câncer radioinduzido (ICRP, 2007). Hoje em dia existem diversas pesquisas que estudam as radiações ionizantes realizando análises como: efeitos causados pelas radiações ionizantes a nível celular, fontes de exposição a radiações, efeitos das radiações no indivíduo e medidas para a proteção radiológica (MOREIRA, 2011).

Com os avanços tecnológicos dos últimos anos na área de computação, foi possível a realização de pesquisas e estudo das radiações ionizantes na Física Médica através de simulações computacionais por Monte Carlo (MC) utilizando códigos e modelos matemáticos ou antropomórficos computacionais, sem a necessidade de usar métodos invasivos aos pacientes, dificultando exames e tratamentos ou mesmo utilizando fantomas físicos que necessite de tempo maior de uso do feixe de radiação dos equipamentos. Estes códigos passaram a ser bastante utilizados em simulações de tratamentos de radioterapia a fim de alcançar uma maior precisão nos resultados. Na área de Proteção Radiológica essas simulações podem ser utilizadas para realizar estudos dosimétricos de pacientes submetidos à exames de radiodiagnósticos onde é necessário a exposição do mesmo aos raios-X para entender e diminuir a incidência de câncer radioinduzido (BOISET, 2016). Através desses avanços vem sendo possível melhorar a exatidão, precisão e realismo das simulações computacionais relativas às radiações ionizantes, obtendo resultados cada vez melhores e em menos tempo. No campo da Proteção Radiológica, o grupo de pesquisa do Núcleo de Física Médica e Ambiental da Universidade Estadual de Santa Cruz ao qual o trabalho de pesquisa está vinculado, vem utilizando essas simulações para realizar estudos dosimétricos dos pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico em equipamentos comerciais de raios-X e tomográfica computadorizada.

Com os últimos avanços tecnológicos o ideal é possibilitar a hospitais e clínicas que realizam radiodiagnóstico, utilizar o método de Monte Carlo através das ferramentas GATE/GEANT4 para realizar estudos dosimétricos e o controle de qualidade dos tratamentos. Porém, o grande problema encontrado é que o processo de simulação utilizando essas ferramentas é complexo, exigem um alto poder de processamento computacional, envolve um grande número de passos, além de levar em consideração a grande quantidade de combinações em estudo, como o tipo de equipamentos, espectros energéticos, modelos do paciente e tipo de exame a ser feito, demonstrando que esse amplo número de simulações requer um grande esforço para serem implementadas e analisadas. Além disso, não se acha na literatura consultada plataformas *Web* para estimações dosimétricas *on-line* com códigos Monte Carlo aplicados na Radiologia Diagnóstica (ou Radiodiagnóstico), existem apenas para cálculos do espectro de raios-X. O desenvolvimento de uma plataforma com recursos para realizar estimativas dosimétricas é de extrema importância para o planejamento radioterápico e análise de riscos.

Desta forma, é proposto nesse trabalho à implementação de uma plataforma *Web* e a modelagem de um sistema para a criação, gestão, acompanhamento e análise de simulações computacionais dosimétricas para Radiodiagnóstico que possibilite realizar simulações computacionais de exames médicos envolvendo radiações, com redução do tempo de processamento das simulações e obter estimativas das doses re-

cebidas pelos pacientes, proporcionando ao final material para os estudos dos riscos dosimétricos ao qual os pacientes são submetidos em radiodiagnóstico e em especial exames onde são utilizados os raios-X.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivos Gerais

Auxiliar hospitais, clínicas e pesquisadores no tratamento de seus pacientes que realizam exames médicos radiológicos por meio de uma plataforma *Web* e modelagem de um sistema que realize a criação e execução de simulações computacionais de forma automatizada, para estudo dos riscos dosimétricos que os pacientes são submetidos em radiodiagnósticos.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver uma plataforma automatizada e transparente para usuários *Web* no lado cliente;
- Executar simulações computacionais através da plataforma *Web* desenvolvida no lado servidor utilizando código GATE/GEANT4;
- Executar simulações computacionais *on-line* de distribuição 3D de doses, distribuição de energia 3D e incertezas;
- Automatizar a análise das simulações computacionais para estudo de doses e riscos em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Radiodiagnóstico

As técnicas de radiodiagnóstico utilizam a radiação ionizante para obtenção de um diagnóstico médico através de imagens, dentre essas técnicas, as mais utilizadas são as que utilizam os aparelhos de raios-X convencionais.

Após a descoberta de Röntgen, em 1895, dos raios-X a medicina sofreu grandes mudanças principalmente nas áreas de anatomia e fisiologia humana. A possibilidade de visualização do interior do corpo humano através de um método não invasivo proporcionou que as diversas aplicações médicas dos raios-X ocorressem de forma imediata. No início do ano de 1896, países como Alemanha, Inglaterra, França, Rússia e Estados Unidos já haviam adotado a realização de radiografias e fluoroscopias para realização de diagnósticos. Nos anos seguintes com os avanços tecnológicos, a busca por um método menos invasivo possível para geração de uma imagem nítida do interior do corpo para análises posteriores, fez com que cada vez mais fossem incorporados a utilização dos elementos radioativos com fins de diagnósticos e terapêuticos na medicina (NAVARRO et al., 2008).

Nos primeiros anos de descoberta e utilização das radiações ionizantes pela medicina, não houve medidas para avaliar os riscos que essas radiações poderiam trazer a saúde, essa questão se prolongou pelos primeiros vinte anos da utilização de radiodiagnóstico, e somente após o ano de 1915 que foram adotados procedimentos de proteção aos trabalhadores, vale ressaltar que, até este momento também ainda não havia a preocupação com os pacientes que eram submetidos a radiodiagnóstico. Posteriormente com as explosões das bombas de Hiroshima e Nagasaki, em 1945, que o mundo voltou seus olhares para o potencial de dano celular que podem ser causados pelas radiações ionizantes a longo e curto prazo. Esse fato levou a criação de ações protetivas levando em consideração não só apenas os profissionais que atuavam diretamente na manipulação das radiações ionizantes, mas também o meio ambiente e a população em geral. Somente a partir do final da década de 1970, que pacientes foram incluídos nas ações de proteção em radiodiagnóstico (NAVARRO et al., 2008).

No ano de 1998, o Ministério da Saúde e a Secretaria de Vigilância Sanitária publicaram a Portaria 453/98 com intuito de estabelecer parâmetros e regulamentar ações para o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público, em decorrência de práticas com radiações ionizantes. Essa portaria estabelece requisitos para o licenciamento e fiscalização dos serviços que realizam procedimentos radiológicos médicos

e odontológicos em todo o Brasil. Entre os aspectos mais importantes estabelecidos pela Portaria 453/98 está a diminuição da dose de radiação recebida pelos pacientes, a limitação das doses ocupacionais, e a prevenção de acidentes (BRASIL, 1998). Porém, apesar de ter sido crescente o surgimento de pesquisas relacionadas ao controle de riscos em radiodiagnóstico principalmente após a publicação da Portaria 453/98, em sua maioria esses estudos estão concentrados em avaliar apenas o desempenho de equipamentos de forma isolada (BRANDAN et al., 2004), sem levar em consideração procedimentos e os diversos fatores envolvidos no processo de controle (OLIVEIRA; KHOURY, 2003). Dessa forma podemos destacar que a vigilância sanitária ainda se encontra em processo de consolidação de políticas dirigidas à proteção da saúde, diversas pesquisas vem sendo desenvolvidas ao longo dos anos buscando suprir essas necessidades oferecendo contribuições teóricas e metodológicas (NAVARRO et al., 2008).

## 2.2 Simulações Computacionais

As simulações computacionais são formadas por um conjunto de técnicas matemáticas aplicadas em computadores permitindo a simulação do funcionamento de diversas operações do mundo real e o comportamento de sistemas. Segundo Pegden et al. (1995) "a simulação é um processo de projetar um modelo computacional de um sistema real e conduzir experimentos com este modelo com o propósito de entender seu comportamento e/ou avaliar estratégias para sua operação". As simulações podem ser entendidas como um processo amplo que engloba não só a construção de modelos, mas todo método experimental buscando descrever comportamento de sistemas, construção de teorias e hipóteses, prevenção de comportamentos futuros através de modelos, permitindo analisar os resultados de diversas maneiras através de realizações de alterações no sistema ou nos métodos empregados em sua operação (PEGDEN et al., 1995).

Cada vez mais a Física Médica e diversas áreas de conhecimento vêm utilizando as simulações computacionais para auxílio em decisões clínicas e pesquisas dosimétricas. A realização de medições de dose em pacientes, normalmente não são realizadas em radiodiagnóstico, para isso são necessários o levantamento dos parâmetros dosimétrico para implementação de planos de qualidade em que seja implementado de forma otimizada os parâmetros de exposição, que são de fundamental importância para alcançar a melhores saídas e entregando a menor dose ao paciente. Dessa forma, é possível através das simulações computacionais determinar grandezas dosimétricas e níveis de referência de radiodiagnóstico, como também avaliação do risco de exposição a determinada fonte de radiação. Esse tipo de estudo é de fundamental importância, pois através dele podem ser obtidos os parâmetros indiretos de dose que pode representar o possível dando a que o paciente está sendo submetido ao realizar determinado pro-

cedimento que envolva algum tipo de fonte radioativa (GROFF, 2008; MAURO et al., 2017).

Realizar estimativas de doses radioativas no tratamento de doenças como o câncer, por exemplo, é um dos principais objetivos a ser levado em consideração, pois para definir corretamente a aplicação de uma quantidade e intensidade de uma dose sobre uma determinada área do corpo humano é necessário a criação de um bom planejamento desenvolvido pela equipe médica onde deverão ser definidos qual tipo de radiação deverá ser utilizada, a intensidade, tempo de exposição e posicionamento do feixe radioativo. Nesse processo de planejamento as simulações computacionais são fundamentais para evitar que pacientes sejam expostos a quantidades excessivas de radiação durante o tratamento, minimizando assim os impactos da radiação nos órgãos próximos a região da aplicação da dose (OBAL, 2011; PAIXÃO, 2016).

## 2.3 Método de Monte Carlo

O estudo do transporte e interação da radiação vem sendo realizado desde a descoberta dos raios-X e passou a se intensificar após sua utilização por cientistas que trabalharam no desenvolvimento de armas nucleares em Los Alamos nos anos de 1940 durante a segunda guerra mundial. Cientistas como Enrico Fermi, John Von Neuman, Stan Ulam, Robert Richtmyer e Nicholas Metropolis passaram a utilizar os computadores como ferramentas de auxílio para resolver problemas estatísticos longos e que antes pareciam impossíveis de serem resolvidos (ECKHARDT, 1987).

O método de Monte Carlo consiste em um método estatístico de simulação numérica de problemas que usam sequências de números aleatórios. Esse método permite resolver diferentes problemas que envolvam amostragem aleatórias de funções densidade e probabilidade. Através do método de Monte Carlo é possível realizar a simulação do transporte de radiação utilizando funções de densidade e de probabilidade, dessa forma uma sequência de eventos é simulada para um número de histórias de partículas muito grande. A definição da história de uma partícula é dada pelo caminho percorrido por ela desde o início de sua criação e local de origem, até o seu fim, onde ao longo desse caminho percorrido sofre interações com o meio, pode perder energia, mudar o sentido do seu movimento ou produzir novas partículas, depositar sua energia totalmente ou sair do volume de importância. Os diferentes percursos das partículas são gerados através de modelos que simulam os principais mecanismos de interação, no qual são baseados na probabilidade de ocorrência de cada evento, definidos pelas funções de densidade de probabilidade das variáveis aleatórias que constituem a trajetória. Devido às incertezas estatísticas que podem ocorrer na utilização de métodos desse tipo, é necessário gerar um número de grande de histórias

ou utilizar técnicas de redução de variância para melhorar a precisão dos resultados (LJUNGBERG et al., 2012; BONIFÁCIO, 2007; YORIYAZ, 2009).

Os primeiros códigos desenvolvidos para simulação de partículas, radiação e interação com a matéria foram desenvolvidos para aplicações físicas de alta energia, à medida que foram crescendo as aplicações de radiação ionizantes na Física Médica os códigos de Monte Carlo sofreram adaptações para aplicações de alta energia com a capacidade de atingir a faixa de  $TeV$  (Tera elétrons-volt) (MALTHEZ, 2011). Dentre os códigos de Monte Carlo os que mais se tornaram conhecidos foram: *Electron Photon Shower Simulation by Monte-Carlo* (EGS4) (NELSON et al., 1985), PENELOPE (SALVAT et al., 2001), GEANT4 (CERN, 2017) e *Monte Carlo N-Particle Transport Code* (MCNP) (BRIESMEISTER, 2000). Através de códigos como esses é possível realizar estudos para aplicações na Física Médica como: o cálculo de dose em Medicina Nuclear através da utilização de modelos anatômicos do corpo humano obtidos por meio de Tomografia Computadorizada, planejamentos de distribuição de dose em pacientes de Radioterapia, a determinação de parâmetros dos feixes de radiação produzidos em Acelerador de Partículas Linear (*Linear Particle Accelerator - LINACS*), simulações de distribuição de doses radiais para fontes pontuais isotrópicas utilizadas em braquiterapia, estimativa de doses recebidas por pacientes em exames de radiodiagnóstico ou planejamento do tratamento e distribuição da dose recebida pelo paciente na técnica de Terapia por Captura de Nêutrons pelo Boro (*Boron Neutron Capture Therapy BNCT*) (YORIYAZ, 2009).

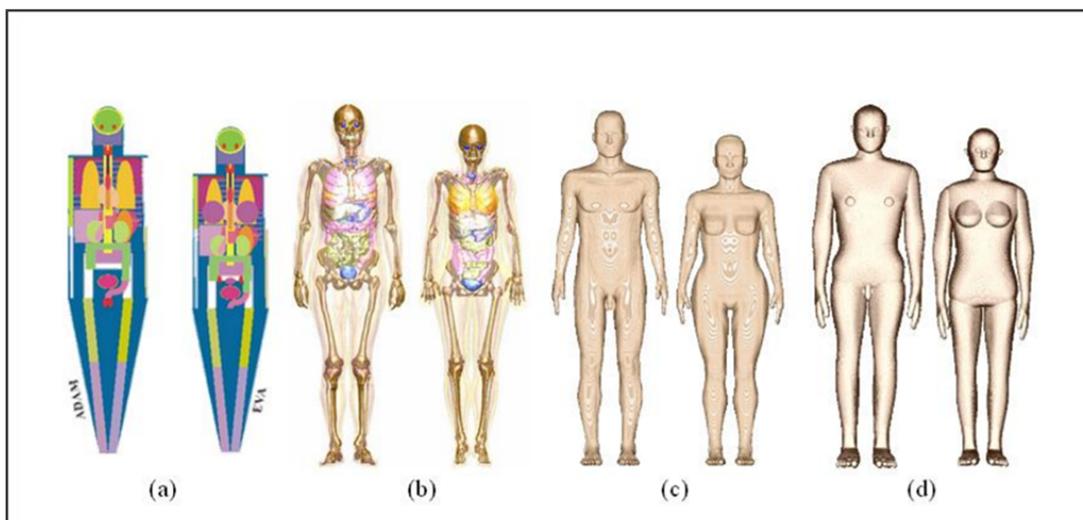
## 2.4 Modelos Antropomórficos

Para aplicação do estudo de doses através do método de Monte Carlo é necessário as características da geometria do objeto que será irradiado, para isso, são necessários modelos que possuam características o mais próximo possível da realidade. Esses modelos virtuais são chamados de modelos antropomórficos ou fantomas (*phantoms*), são modelos baseados em volume, conseguem simular a geometria a ser analisada com uma maior precisão devido ao seu desenvolvimento ser feito com imagens digitais reais obtidas por meio de técnicas de varredura dos pacientes utilizando Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética (RM) ou *Scanner*. A construção desses modelos computacionais geralmente é baseada em dados digitalizados do paciente ou através de expressões matemáticas que conseguem gerar com determinada precisão as formas do objeto em estudo (PAVÃO, 2010; COSTA, 2011).

Através dos simuladores antropomórficos podemos representar computacionalmente um indivíduo irradiado de forma interna ou externamente por uma fonte de radiação que possui características anatômicas como altura, peso, massa dos órgãos

e tecidos de acordo com Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), podendo ser classificados de acordo com a Figura 1 (XU; ECKERMAN, 2010).

Figura 1 – Simuladores adultos (a) matemático, (b) *voxel*, (c) *mesh* e (d) híbrido.



Fonte: Adaptado de (KRAMER et al., 2003; CASSOLA et al., 2010; LEE et al., 2010, ICRP, 2009).

Os modelos matemáticos são representados através de formas geométricas simples como planos, cones, esferas e formas elípticas, por exemplo. Essas formas geométricas representam as superfícies e os órgãos que compõem o corpo humano. Entre os modelos mais utilizados em dosimetria externa estão os simuladores adultos masculino ADAM e o modelo feminino EVA (KRAMER et al., 1982), que foram derivados do simulador hermafrodito matemático MIRD-5 (*Medical Internal Radiation Dosimetry*) utilizado na medicina nuclear (XU; ECKERMAN, 2010).

Os modelos *voxel* (volume *pixel*) são construídos a partir de conjuntos de imagens de Tomografia Computadorizada ou ressonância magnética de seres humanos ou cadáveres. Esse modelos apresentam um maior realismo da anatomia humana comparados aos modelos matemáticos e são desenvolvidos com base nas imagens tomográficas na qual são realizados o processo de segmentação dos órgãos/tecidos de interesse. No processo de segmentação, cada órgão/tecido são identificados através de um ID para cada parte segmentada, especificado sua densidade e composição, e por fim a geração de um arquivo 3D com as fatias das imagens (GIBBS et al., 1984).

Com o avanço da tecnologia e o poder de processamento dos computadores, vem se destacando a construção e uso de modelos computacionais baseados em 3D que possuem um alto grau de realismo (PAVÃO, 2010; COSTA, 2011). Esses modelos se baseiam no método de modelagem geométrica *Boundary Representation* (BREP) nos simuladores híbridos NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*) e em *mesh*, possuem características anatômicas complexas, com possibilidade de alteração dos parâmetros

morfométricos do corpo humano. Com base em dados anatômicos do corpo humano contidos em atlas de anatomia de [Cassola et al. \(2010\)](#) foram construídos dois simuladores adultos do tipo *mesh*, um masculino MASH *Male Adult meSH* e um feminino FASH *Female Adult meSH* com base na média dos órgãos e das massas de tecido de acordo com a ICRP 89 ([CASSOLA et al., 2010](#), [ICRP, 2002](#)). Para construção desses modelos foram adotadas a metodologia de utilização dos seguintes *softwares*: MakeHuman, para criação da malha de polígonos *mesh* com as características anatômicas superficiais (idade/sexo, massa, formato do corpo), Blender, para inserção e ajustar órgãos e tecidos na malha, Binvox, para voxelizar o simulador e o ImageJ, para realizar ajustes do volume do *voxel*. Utilizando as mesmas pesquisa de [Cassola et al. \(2010\)](#) também foram construídos simuladores antropomórficos com as faixas etárias de 5 e 10 anos, a partir da mesma metodologia empregada nos simuladores FASH e MASH ([LIMA et al., 2011](#)).

Atualmente os modelos BREP são os modelos mais realistas existentes, sua utilização na construção de fantasmas híbridos possuem as melhores características dos modelos matemáticos e tomográficos, devido seu desenvolvimento ser gerado a partir de modelos tomográficos ou diretamente de imagens tomográficas do corpo humano sendo descritos por superfícies NURBS altamente realistas ([LEE et al., 2010](#)).

## 2.5 Grandezas Dosimétricas

Devido a necessidade de descrever quantitativamente as interações que as radiações ionizantes realizam com a matéria surgiram as grandezas dosimétricas. Essas grandezas estão divididas em duas classes que são atualmente utilizadas na proteção radiológica: as grandezas dosimétricas e as grandezas limitantes, ambas definidas pela *International Commission on Radiological Units and Measurements - ICRU* ([ICRU, 1993](#)) e pela *International Commission on Radiological Protection - ICRP* ([ICRP, 2007](#)). Nas subseções abaixo são descritas as grandezas dosimétricas mais importantes na dosimetria das radiações e de interesse para o desenvolvimento desse trabalho.

### 2.5.1 Kerma ( $K$ )

A grandeza Kerma (*Kinetic Energy Released in the Medium*) representada pela letra  $K$ , é usada para descrever a quantidade de energia cinética liberada no meio. O Kerma é definido pela razão  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas transferida dos fótons para os elétrons em uma quantidade de massa  $dm$  ([ZOETELIEF et al., 2005](#)).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

A unidade de medida do Kerma no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o *Gray* (*Gy*), onde  $1 Gy = J/kg$  (Joule por quilograma).

### 2.5.2 Dose Absorvida ( $D$ )

Representada pela letra  $D$ , essa grandeza dosimétrica é definida pela razão da energia média depositada pela radiação  $dE_{abs}$  em uma determinada massa  $dm$ , podendo ser utilizada para quantificar a deposição de energia da radiação ionizante (ZOTELIEF et al., 2005).

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad (2)$$

A unidade de medida da dose absorvida  $D$  no SI também é o *Gy* da mesma forma como é definida o Kerma,  $K$ . A importância dessa grandeza está diretamente ligada com os efeitos biológicos causados pela interação com a matéria, sendo de extrema importância em pesquisas de radiobiologia, radiologia e proteção radiológica (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Através dessa medida é possível avaliar qual foi a dose recebida em determinado órgão e dessa forma realizar a multiplicação desse valor pelo fator de risco, estimando assim a probabilidade de indução de câncer pela radiação (NAGEL, 2002).

### 2.5.3 Dose Equivalente ( $H_T$ )

É possível medir a efetividade de um determinado tipo de radiação e seus efeitos estocásticos através da dose equivalente,  $H_T$ . Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar. O que significa que doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de radioproteção, podem induzir tais efeitos. Entre estes efeitos, podemos destacar o câncer. A dose equivalente em um órgão ou tecido é dada pela dose absorvida média  $D_{T,R}$  em um tecido específico  $T$ , realizando a multiplicação pelo fator de qualidade da radiação (ICRP, 2007).

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (3)$$

O fator de qualidade da radiação  $R$  é dado por  $w_R$ , validos para fotos de qualquer energia (ICRP, 1991). A representação da unidade de dose equivalente utilizada no SI é  $J/kg$  e possui o nome de *sievert* ( $Sv$ ).

### 2.5.4 Dose Efetiva ( $E$ )

O registro da dose efetiva  $E$ , é utilizado como um indicador da probabilidade de ocorrência e indução do câncer e de efeitos genéticos ocasionados por baixas doses e não como uma medida de gravidade de efeitos por altas doses. Isso ocorre porque algumas partes do corpo são mais vulneráveis que outras, dessa forma, quando queremos comparar doses quando diferentes tecidos e órgãos são irradiados, as doses equivalentes para diferentes partes do corpo são também ponderadas, sendo o resultado denominado dose efetiva. Essa dose é definida como a soma ponderada dos valores de Dose Equivalente para um determinado número de órgãos ou tecidos no corpo, onde  $H_T$  é a Dose Equivalente em órgãos e  $w_T$  é o fator de ponderação para tecidos  $T$  (ICRP, 2007).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (4)$$

No SI essa dose é representada por sievert ( $Sv$ ) e sua unidade é  $J/kg$ . Cada órgão possui sua radiosensibilidade de forma individual que pode ser representado e atribuído por  $w_T$ . Através dos fatores de ponderação podemos analisar a contribuição de cada órgão para a dose efetiva, a soma de todos esses fatores é igual a um. De acordo com a ICRP 103 os valores mais atuais de  $w_T$  são descritos na Tabela 1 (ICRP, 2007).

Tabela 1 – Fatores de Ponderação ICRP 103.

Tecido ou órgão	$w_T$	$\sum w_T$
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mama, outros tecidos <sup>1</sup>	0,12	0,72
Gônadas	0,8	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,4	0,16
Superfície do osso, cérebro, glândulas salivares, pele	0,1	0,04
	Total	1

Fonte: (ICRP, 2007).

<sup>1</sup>Outros tecidos: adrenais, região extratorácico (ET), vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cervix.

## 2.6 Riscos em Radiodiagnóstico

Os raios-X assim como outras radiações provenientes de elementos radioativos possuem energia suficiente para ionizar átomos e por isso esse tipo de radiação é chamado radiações ionizantes. Esse tipo de radiação é de origem nuclear assim como as radiações alfa, beta e gama ou de origem atômica geradas a partir de interações com os átomos. Os raios-X podem ser descritos como ondas eletromagnéticas assim como a luz e ondas de rádio, a diferença está em sua frequência e energia, portanto possuem energia suficiente para ionizar átomos (NAVARRO et al., 2010).

O contato das radiações ionizantes com as células pode ocasionar duas formas de interações: a de forma direta, onde é danificado a macromolécula como DNA, proteínas e enzimas ou de forma indireta, interagindo com o meio e produzindo radicais livres (NIAS, 1998). Essas alterações ocasionadas por esse tipo de radiação, pode ser revertida pelo próprio corpo humano, porém caso isso não aconteça surgirão lesões bioquímicas que podem levar a morte prematura, alterações no processo de divisão celular e alterações genéticas. Os efeitos biológicos provocados pela interação das radiações ionizantes com a matéria podem ser de dois tipos: determinísticos e estocásticos. Nos efeitos determinísticos quando o corpo recebe uma irradiação de forma geral ou localizada, é provocado mais morte celular do que é possível ser compensada pelo organismo, isso tudo ocorre com base no limiar de dose. A severidade dos danos provocados pela radiação acima desse limiar somente aumenta com a dose (ICRP, 1991).

Também podem ser entendidos como efeitos para os quais existe um limiar de dose absorvida necessário para sua ocorrência e cuja gravidade aumenta com o aumento da dose. Por outro lado, os efeitos estocásticos acontecem quando a irradiação no corpo humano, de forma geral ou localizada, provoca menos morte celular do que é possível ser compensada pelo organismo levando a transformação celular. Sua causa deve-se a alteração aleatória no DNA de uma única célula que continua a se reproduzir. Quando o dano ocorre em célula germinativa, efeitos genéticos ou hereditários podem ocorrer. Esse tipo de efeito possui caráter probabilístico, dessa forma o aumento da dose provoca um aumento de probabilidade do dano e não da severidade do dano (ICRP, 1991). Nesse caso não é apresentado limiar de dose, o dano pode ser causado por uma dose mínima de radiação. Tumores altamente malignos podem ser causados por doses baixas e outros benignos por doses altas. A severidade é constante e independente da dose (NAVARRO et al., 2010).

O radiodiagnóstico é de fundamental importância para a saúde pública, sua utilização na medicina como suporte para diagnóstico e acompanhamento nas mais diversas áreas médicas, representa a principal fonte de exposição às radiações artificiais. Porém, estudos preveem um aumento do número de câncer induzidos por radiação na população com o passar dos anos devido a exposição dos pacientes a radiações

médicas (SMITH, 2010; EINSTEIN et al., 2008; GONZÁLEZ, 2009; BRENNER; HALL, 2007). Estudos revelam diversas consequências para a saúde provenientes da exposição a baixo nível de radiações ionizantes (HENDEE; O'CONNOR, 2012). Portanto para que seja possível a utilização das radiações ionizantes resultando em máximo benefício com o mínimo prejuízo, é necessária a estruturação de sistemas de proteção radiológica de acordo com as autoridades competentes e agências regulamentadoras, desenvolvimento de novas metodologias, modelos de risco baseados em doses médias e estudos no campo da radioproteção relacionados à proteção da saúde humana e aos efeitos nocivos das radiações ionizantes. Dessa forma poderão ser estabelecidos razões que justifiquem o uso benéfico das radiações de maneira que possa ser prevenido a ocorrência dos efeitos determinísticos e redução dos efeitos estocásticos (BOISET, 2016).

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritas as principais ferramentas e recursos utilizados para construir a plataforma *Web*. Atualmente a forma de realizar simulações por Monte Carlo para Radiodiagnóstico usando o GATE/GEANT4 é feita totalmente de maneira manual (não automatizada), e o fato do GATE não possuir uma interface gráfica dificulta ainda mais o processo de configuração das simulações. Uma vez estruturada uma simulação computacional através do GATE/GEANT4, é necessário realizar uma série de configurações em diversos arquivos de *scripts* e macros contendo dados das geometrias, composições de materiais, Física, fontes de radiações e detectores. Por não ser um processo automatizado, cada vez que for necessário realizar alguma mudança na simulação como mudança de parâmetros, por exemplo, é necessário refazer toda a simulação, isso demanda tempo e conhecimento dos recursos existente no GATE/GEANT4. Dessa forma, foi necessário as ferramentas e recursos descritos neste capítulo para padronizar as simulações computacionais geradas pelo GATE/GEANT4, sendo listadas todas as funcionalidades principais para o funcionamento das simulações computacionais oferecidas pelo GATE, os recursos e ferramentas computacionais para funcionamento da plataforma *Web*, possibilitando que assim, uma vez criada uma simulação na plataforma *Web* a mesma fossem reaproveitada e automatizada, gerando novas simulações somente com pequenas mudanças de parâmetros escolhidas pelo usuário.

### 3.1 Softwares, linguagens e Frameworks

#### 3.1.1 GEANT4 - *GEometry ANd Tracking*

O *GEometry ANd Tracking (GEANT4)* é um pacote de ferramentas de *software* que possibilita a simulação da passagem de partículas através da matéria. De acordo com [CERN \(2017\)](#) essa ferramenta inclui todos os aspectos que envolve o processo de simulação como:

- Geometria do sistema;
- Materiais envolvidos;
- Partículas fundamentais de interesse;
- Geração de eventos primários;
- Passagem de partículas através de materiais e campos eletromagnéticos, envolvendo possíveis interações e processos de decaimento;

- Processos físicos que regem as interações das partículas;
- Respostas dos elementos sensíveis dos detectores;
- Armazenamento de eventos e trajetória da partícula;
- Visualização do detector e trajetórias das partículas;
- Processos físicos que geram interação das partículas;
- Captura análise dos dados de simulação em diferentes níveis de precisão e refinamento;
- Diferentes níveis de energia baseado em fantasmas.

Assim como o GATE o GEANT4 é um *software opensource* mantido de forma colaborativa e distribuída de forma gratuita pelo CERN (*European Organization for Nuclear Research*). O GEANT4 pode ser usado para um grande número de experimentos e projetos em uma variedade de domínios de aplicação, incluindo física de alta energia, astrofísica e ciência espacial, física médica e proteção contra radiação (ALLISON et al., 2006; CERN, 2017).

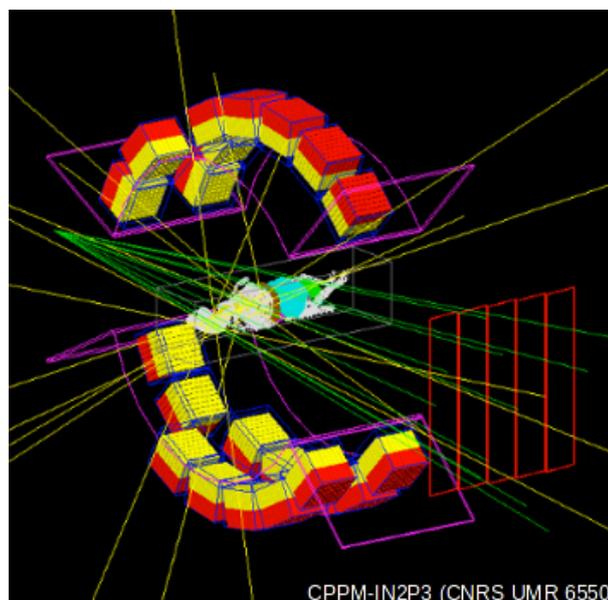
Através de seus recursos é possível a construção de modelos geométricos tridimensionais realistas desde modelos mais simples usando apenas formas geométricas básicas, como modelos baseados em fantasmas com características humanas. Seu constante desenvolvimento por seus colaboradores faz com que cada vez mais o GEANT4 possua um conjunto grande de modelos físicos para serem usados para lidar com interações das partículas com a matéria por meio de uma ampla gama de energia (ALLISON et al., 2006; CERN, 2017).

### 3.1.2 GATE - GEANT4 Application for Emission Tomography

GATE é um *software opensource* desenvolvido pela colaboração internacional *OpenGATE* e dedicado a simulações numéricas em imagens médicas e radioterapia, almejando o objetivo de disponibilizar à comunidade acadêmica um *software* gratuito, de uso geral, que fosse capaz de realizar simulações baseadas na plataforma GEANT4 para tomografia por emissão. Através de sua interface é possível modelar fenômenos dependentes do tempo, como movimentos de detectores, decaimentos de fontes, o que permite a simulação de curvas de tempo sob condições realistas. Utilizando um sistema de camadas (nível de usuário, camada de aplicação e camada de núcleo), o GATE permite realizar simulações sem a necessidade de programação e submeter simulações por Monte Carlo com configurações realista por meio de *scripts*. As versões mais atuais do GATE dão suporte a simulações de Tomografia por Emissão (*Positron Emission*

Tomography - PET e Single Photon Emission Computed Tomography - SPECT) como mostra a Figura 2, Tomografia Computadorizada, Imagens Ópticas (Bioluminescência e Fluorescência) e experimento com Radioterapia (COLLABORATION et al., 2017; GATE, 2017).

Figura 2 – Simulação de *phantom* MOBY em um protótipo PET/CT ImXgam.



Fonte: (GATE, 2017).

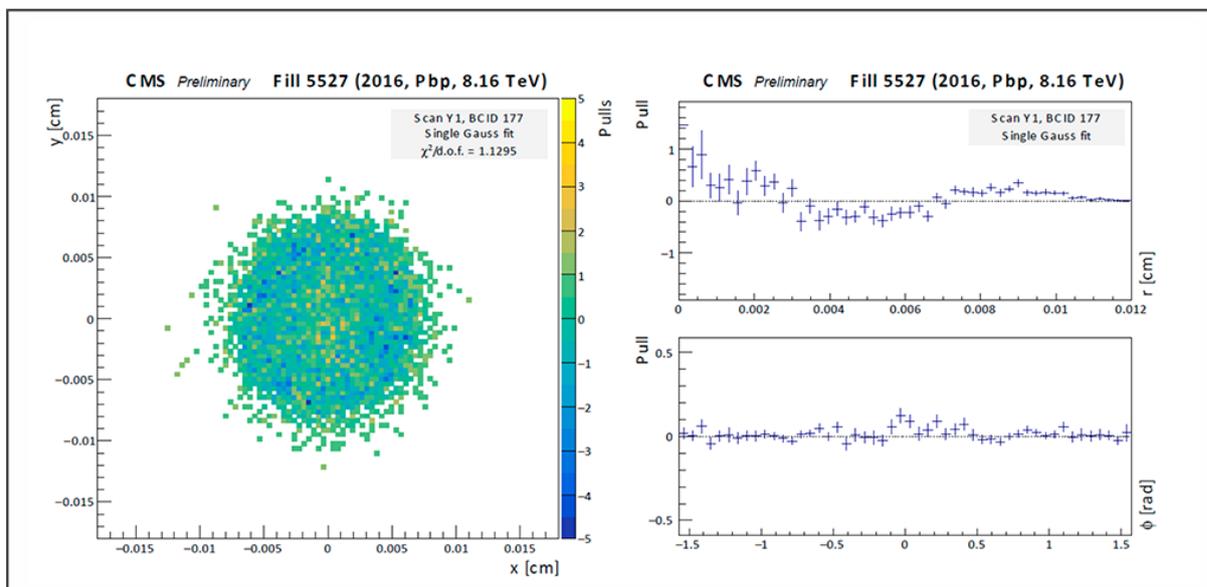
Através de um sistema configurado por meio de *scripts* é possível realizar as configurações do GATE desde as mais simples até as mais avançadas, permitindo assim a colaboração no *design* de novos dispositivos de imagens médicas, técnicas de correção, otimização de protocolos de aquisição, desenvolvimento e avaliação de algoritmos de reconstrução de imagens, além de também ser utilizado para cálculo de dose em experimentos de radioterapia (COLLABORATION et al., 2017; GATE, 2017).

### 3.1.3 ROOT Data Analysis Framework

ROOT é um *framework* para processamento de dados com o propósito de resolver os desafios de análise de dados da física de alta energia. Desenvolvida pelo Centro Europeu de Pesquisa Nuclear (*European Organization for Nuclear - CERN*) pelos pesquisadores René Brun e Fons Rademakers em 1994, desde então vem sendo utilizada para analisar e realizar simulações por pesquisadores do mundo todo. A ROOT foi desenvolvida na linguagem C++ o que torna o uso deste *framework* de maneira muito versátil, pois pode ser usado em modos interativos, juntamente com *scripts* de forma similar a produtos comerciais como o MATLAB. Projetada para alta eficiência computacional, uma vez que, sua origem está relacionada com sua utilização para processar dados dos experimentos do *Large Hadron Collider* (LHC) estimados em vários *petabytes*

por ano, como exemplificado na Figura 3, onde a ROOT foi utilizada para visualizar os resultados de ajustes das medições da escala de comprimento fornecidas pelas correntes magnéticas do LHC em estudos da calibração da luminosidade integrada fornecida ao experimento do *Compact Muon Solenoid - CMS* (COLLABORATION, 2018).

Figura 3 – Distribuições de tração usando o modelo de ajuste Gaussiano.



Fonte: (CMS, 2019).

Desde o ano de 2009 a ROOT é usada principalmente na análise de dados e aquisição de dados em física de partículas (física de alta energia). Utilizando os recursos fornecidos pela ROOT podemos salvar seus dados em um formato binário compactado em um arquivo ROOT. Mesmo no caso de os arquivos de origem que descrevem o modelo de dados não estarem disponíveis, as informações contidas em um arquivo ROOT serão sempre legíveis. Sua estrutura de dados em árvore, é extremamente poderosa para acesso rápido a grandes quantidades de dados, fazendo com que seja mais rápido do que acessar um arquivo normal (COLLABORATION, 2018). Dentre os diversos pacotes fornecidos pela ROOT podemos destacar:

- Histograma e gráficos para visualizar e analisar distribuições e funções;
- Ajuste de curva (análise de regressão) e minimização de funções;
- Ferramentas estatísticas usadas para análise de dados;
- Álgebra de matrizes;
- Cálculos de quatro vetores usado em física de alta energia;

- Funções matemáticas padrão;
- Análise multivariada de dados, como as usadas pelas redes neurais;
- Manipulação de imagens usadas para analisar imagens astronômicas;
- Acesso a dados distribuídos (no contexto do Grid);
- Computação distribuída para paralelizar as análises de dados;
- Persistência e serialização de objetos, que podem lidar com mudanças nas definições de classe de dados persistentes;
- Acesso a bases de dados;
- Visualizações de geometrias 3D;
- Criação de arquivos em vários formatos gráficos, como por exemplo: PDF, PostScript, PNG, SVG e LaTeX;
- Interface de código Python e Ruby;
- Interface geradora de eventos de Monte Carlo.

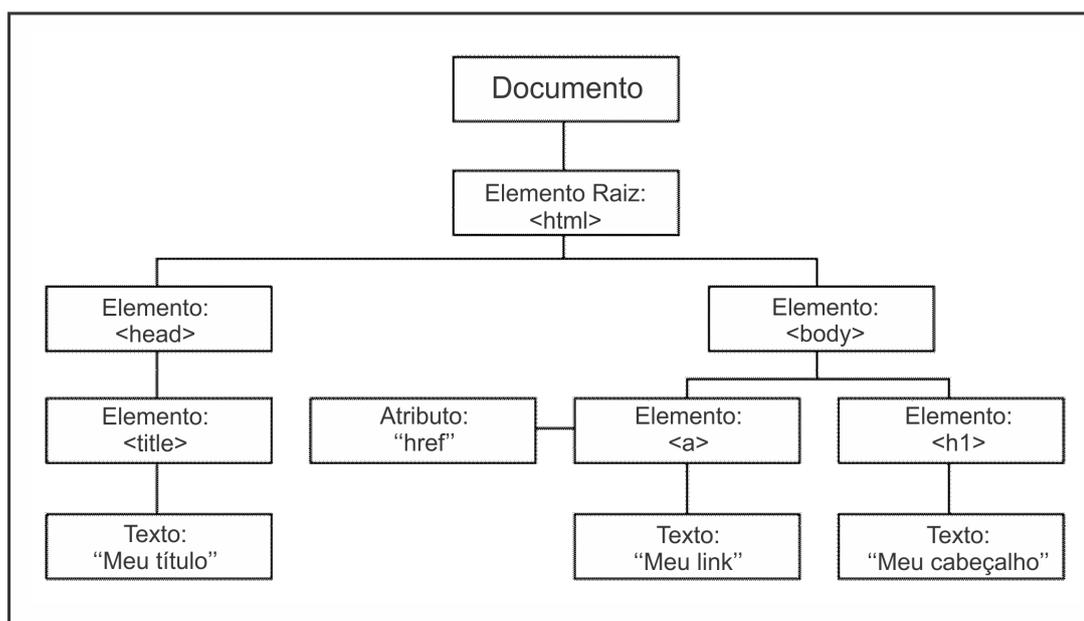
Os dados salvos em um ou vários arquivos ROOT podem ser acessados a partir de computadores pessoais, da *Web* e de sistemas de entrega de arquivos em larga escala. As árvores ROOT espalhadas por vários arquivos podem ser encadeadas e acessadas como um objeto único, permitindo *loops* sobre grandes quantidades de dados. Os resultados podem ser exibidos com histogramas, gráficos de dispersão, funções de ajuste. Os gráficos podem ser ajustados em tempo real com poucos cliques do mouse e as publicações podem ser salvas em PDF ou outros formatos. Além disso a ROOT possui integração com outras linguagens, fornecendo um conjunto de ligações para se integrar perfeitamente com linguagens existentes como Python, R e Mathematica (COLLABORATION, 2018).

### 3.1.4 HTML5 - *Hypertext Markup Language 5*

HTML (*Hypertext Markup Language*) é a linguagem de marcação criada em 1990 e desde então a mais usada na *World Wide Web*. Essa linguagem originalmente foi projetada principalmente para descrever semanticamente documentos científicos. No entanto, seu *design* geral permitiu que ela fosse adaptada com o passar dos anos para descrever vários outros tipos de documentos e até mesmo aplicativos. Possui uma semântica simples e poderosa, capaz de implementar diversas funcionalidades sem uso de muitos recursos. Ao longo dos anos o HTML foi se desenvolvendo passando por diversas mudanças, saímos da versão HTML 4.01 para o XHTML (*eXtensible Hypertext*

Markup Language), uma reformulação da linguagem de marcação HTML baseada em XML (*Extensible Markup Language*), além do surgimento do HTML DOM (*Document Object Model*) onde os elementos do HTML ao ser carregada a página *Web* puderam ser tratados como objetos podendo ser atribuídos propriedades, métodos e eventos para cada um desses elementos, como mostra a Figura 4 (W3C, 2017).

Figura 4 – A árvore de objetos HTML DOM.



Fonte: Adaptado de (W3SCHOOLS, 2017).

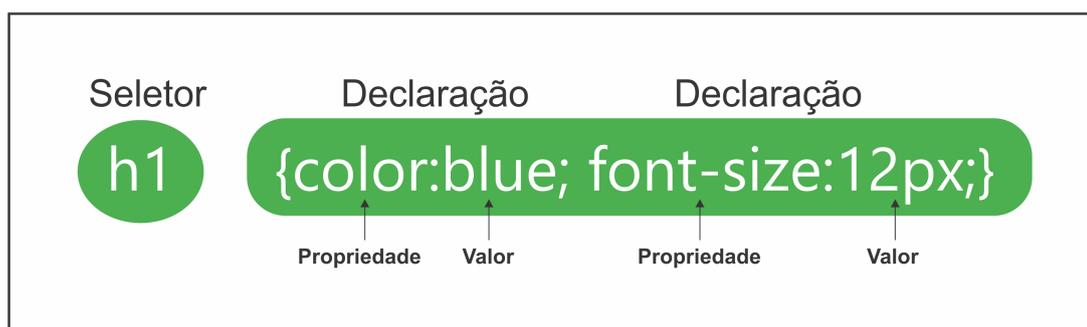
HTML5 (*Hypertext Markup Language, versão 5*) é a mais atual versão do HTML. Proposto por *Opera Software*, essa quinta versão da linguagem HTML traz importantes mudanças na semântica e acessibilidade. Possibilita o uso de novos recursos antes possíveis apenas com a aplicação de outras tecnologias. Cada vez mais estão sendo implementadas melhorias buscando o suporte para as mais recentes multimídias, mas sem deixar de perder sua essência simples e de fácil compreensão tanto por humanos, como por computadores e outros dispositivos. O HTML5 é o novo padrão para HTML, XHTML, e HTML DOM, apesar de ainda está sendo desenvolvido novos recursos diversos navegadores já implementam suas funcionalidades. A medida que as construções de seus recursos avançam o HTML5 vem sendo cotado como um candidato em potencial aplicações multi-plataforma móveis, sendo capaz de executar em dispositivos de baixa potência como *smartphones* e *tablets* (W3C, 2017).

### 3.1.5 CSS - *Cascading Style Sheets*

O *Cascading Style Sheets* (CSS) é uma especificação que define como os elementos que compõem uma página, um documento ou aplicação *Web* serão exibidos. Quando

nos preocupamos com acessibilidade, performance e manutenção, tem-se como princípio fazer separação do conteúdo, da interatividade e da apresentação de um site ou aplicação *Web*. Nesse sentido o CSS desempenha um grande papel na camada da apresentação. A forma certa de publicar um documento *Web* é seguindo uma estrutura semântica. O CSS traz toda a informação do *layout*, isto é, cores, posicionamento, fontes, tamanhos e imagens de fundo como mostra a Figura 5, enquanto o HTML deve fornecer uma arquitetura para o conteúdo (W3C, 2018).

Figura 5 – Sintaxe CSS.



Fonte: Adaptado de (W3SCHOOLS, 2018).

O suporte oferecido ao CSS pelos navegadores de hoje é bem sólido, mas teve um início tímido, sendo inicialmente suportado pelo navegador Netscape. A primeira versão da especificação foi lançada em 1996 e uma segunda versão publicada em 1998, porém até 2009 nem todos os navegadores em uso suportavam plenamente seus recursos. O CSS usa uma ordem em cascata, dessa forma em um documento você pode ter vários arquivos CSS, carregando diferentes regras que se referem a múltiplos ou aos mesmos elementos. Esses elementos são colocados em forma de cascata respeitando a seguinte prioridade:

- **Prioridade 1** - Estilos *in-line*: Os elementos *inline* podem ser exibidos em nível de bloco ou outros elementos *inline*. Eles ocupam somente a largura de seu conteúdo;
- **Prioridade 2** - Folhas de estilo externas e internas;
- **Prioridade 3** - Padrão do navegador.

Se estilos diferentes forem definidos no mesmo nível de prioridade, o último terá a prioridade mais alta. A utilização do CSS contribui num melhor controle de interface em diferentes documentos em um único arquivo, controle de diferentes interfaces para diferentes dispositivos (*responsive design*), precisão para manter a mesma interface para diferentes navegadores e melhorias na acessibilidade (W3C, 2018).

### 3.1.6 JavaScript

*JavaScript* é uma linguagem de programação baseada em *scripts* e padronizada pela *European Computer Manufacturers Association - ECMA*, associação especializada na padronização de sistemas de informação. Foi criada por Brendan Eich (Netscape) e surgiu em 1995 como linguagem de *script client-side* de páginas *Web*. É uma linguagem dinâmica, orientada a objetos e criada com sintaxe similar à linguagem C. O *JavaScript* suporta estilos de programação orientados a eventos funcionais e imperativos, incluindo os orientados a objetos e baseados em protótipos. Possui *Application Programming Interface* (APIs) para trabalhar com texto, matrizes, datas, expressões regulares e o DOM, mas infelizmente a linguagem não oferece nenhum suporte para E/S, como instalações de rede, armazenamento ou gráficos e depende do ambiente de *host* no qual está incorporado para fornecer esses recursos. Apesar de conter Java no nome, a linguagem *JavaScript* é distinta da linguagem Java e apresenta recursos não disponibilizados em Java ou C++. Os *scripts* que são desenvolvidos em *JavaScript* são extremamente populares e possui um poder de integração muito grande com as páginas *Web* devido à facilidade de interação com o DOM da página. Isso faz com que o *JavaScript* seja executado no interior de programas ou de outra linguagem de programação (MOZILA, 2019).

## 3.2 Recursos Para Funcionamento da Plataforma *Web*

O desenvolvimento e planejamento da plataforma *Web* foram realizados com base em recursos e funções que possibilitasse ao usuário a mínima interação possível através de uma interface amigável que disponibilizasse todos os recursos necessários para realização das simulações computacionais, possibilitando desde a criação até a análise das simulações submetidas pelo sistema. Para construir esse ambiente de desenvolvimento foi utilizada a metodologia LAMP que é uma combinação de *softwares* livres e de código aberto voltados para a criação de servidores virtuais no Linux (LVS, 2017). Essa combinação é feita através de sistema operacional, servidor *Web*, banco de dados e linguagem de programação.

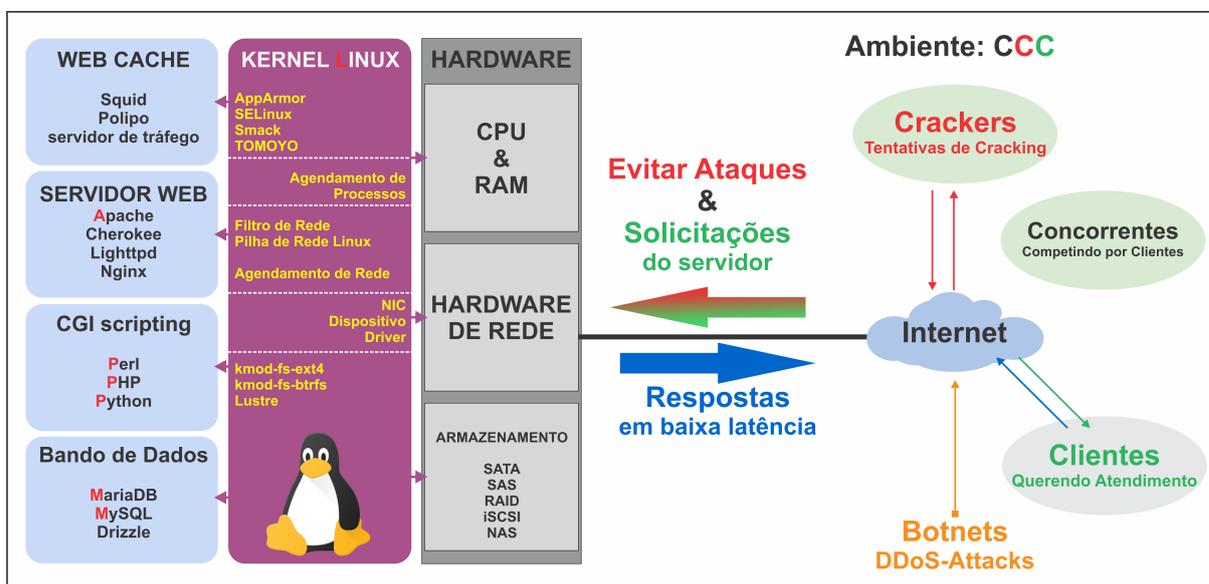
Como a combinação dos *softwares* do pacote LAMP podem variar (Figura 6), foram escolhidos para esse trabalho os *softwares* abaixo:

- **Sistema operacional** - O sistema escolhido foi Linux Ubuntu 16.04, sistema operacional livre e de código aberto.
- **Servidor *Web*** - A escolha foi o *HTTPD - Servidor Web Apache2*, um dos servidores mais bem conceituados do mercado e comumente usado nos sistemas Linux para

atender as solicitações das páginas da *Web* enviadas por computadores clientes (APACHE, 2017).

- **Software de banco de dados** - O sistema de gerenciamento de bando de dados (SGBD) escolhido foi MySQL, no qual dispõem da linguagem SQL (*Structured Query Language*) para realizar as consultas na base de dados (MYSQL, 2017).
- **Linguagens de programação** - A linguagem de programação escolhida foi o PHP (*Hypertext Preprocessor*), linguagem interpretada livre, usada para o desenvolvimento das aplicações no lado do servidor (PHP, 2017).

Figura 6 – Combinação LAMP (Linux, Apache, MySQL e PHP).

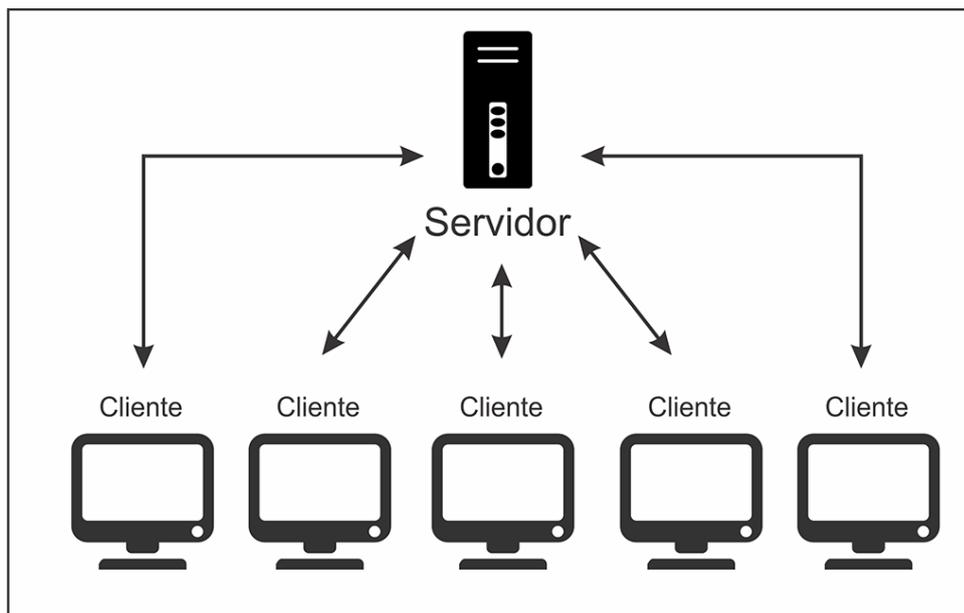


Fonte: Adaptado de (TRAIAN, 2018).

Para que esses recursos funcionassem de maneira correta e não exigisse instalações ou configurações de *softwares* por parte do usuário para realizar as simulações, a plataforma *Web* conta com uma interface cliente servidor (Figura 7), onde todos os parâmetros da simulação devem ser colhidos do usuário na base cliente e enviados para o servidor onde a simulação será processada, retornando para o usuário somente os resultados obtidos com a simulação.

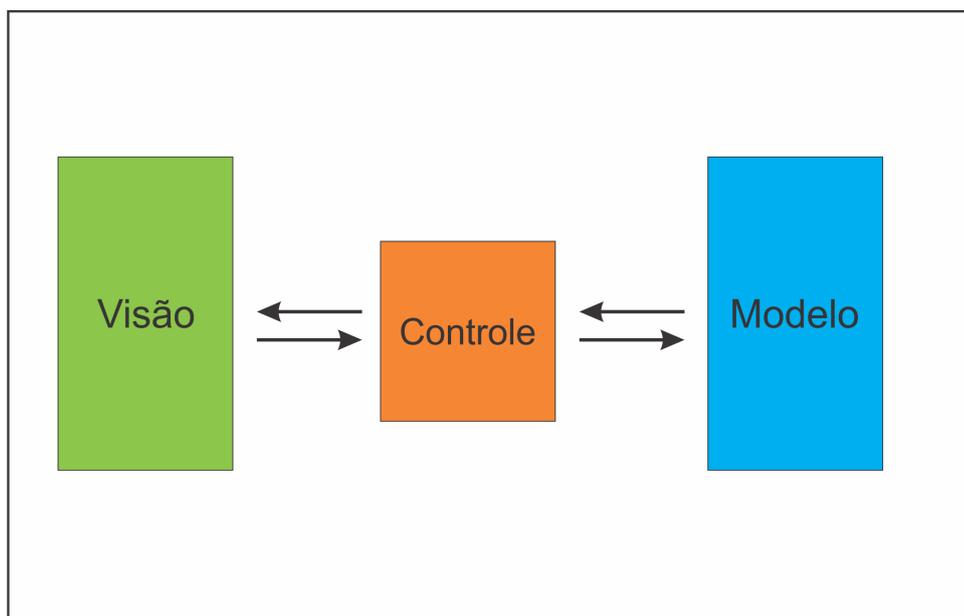
A implementação da plataforma *Web* baseou-se no padrão Modelo-Visão-Controle (*Model-View-Controller* - MVC), padrão esse, composto de arquitetura de *software* que separa a aplicação em três camadas. A camada de interação do usuário (Visão), a camada de manipulação dos dados (Modelo) e a camada de Controle, a Figura 8 ilustra o padrão.

Figura 7 – Modelo Cliente-Servidor.



Fonte: Adaptado de (MACÊDO, 2017).

Figura 8 – As três camadas do padrão Modelo-Visão-Controle.



Fonte: Adaptado de (XEROX, 1979).

O MVC foi criado como uma solução geral para o problema de usuários controlarem um conjunto de dados grandes e complexos. A utilização do padrão MVC traz como benefício isolar as regras de negócios da lógica de apresentação e da interface com o usuário. Isto possibilita a existência de várias interfaces com o usuário que podem ser modificadas sem que haja a necessidade da alteração das regras de negócios, proporcionando assim muito mais flexibilidade e oportunidades de reuso das classes

(LEHNE et al., 1995; XEROX, 1979). A Visão é responsável pela camada de interface com o usuário, onde serão colhidas e exibidas as informações processadas pela plataforma. A camada Modelo contém a base de dados da simulação onde serão feitas a leitura, regras de negócio, lógica e funções, manipulação e validação dos dados enviados. E por fim, o Controle no qual a função será gerenciar as outras duas camadas, manipulando e roteando as requisições dos usuários convertendo para comandos a serem enviados para o Modelo e a Visão (LEHNE et al., 1995; XEROX, 1979).

Para implementação da camada de Visão foram usadas as linguagens de marcação HTML5 e CSS. A camada Modelo foi implementada através de *Shell Script*, uma linguagem de *script* usada em várias distribuições GNU/Linux e sistemas operativos para executar comandos e ações, além também da camada ser composta por um SGBD, o MySQL, no qual dispõem da linguagem SQL para realizar as consultas na base de dados. A camada Controle utiliza as linguagens de *scripts* PHP e *Shell Script* para realizar a comunicação cliente servidor e controlar as requisições entre as outras duas camadas. Através da camada de Controle é possível realizar o envio dos dados das simulações para o servidor, montar a simulação computacional, executar e enviar para Visão os resultados necessários para exibição ao usuário.

### 3.3 Simulações Computacionais Para Calibração do Kerma Em Ar

A base e a formatação dos arquivos foram de acordo com o estudo dosimétrico de exames de raios-X de cabeça realizados por Boiset (2016), porém com a adição de novos recursos e opções incorporados a plataforma *Web*. Para gerar os espectros do tubo de raios-X das simulações, utilizou-se o *software* SR-78 desenvolvido pelo *Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)* situado no Reino Unido (CRANLEY et al., 1997). Através deste *software* é possível gerar os espectros aplicados em radiologia diagnóstica para uma variedade de parâmetros radiológicos como: diferentes matérias de alvos, filtros, ângulos do alvo e energia dos elétrons incidentes. Os espectros utilizados neste trabalho foram gerados para um tubo de raios-X de tungstênio (W) com ângulo anódico de  $17^\circ$  e filtragem intrínseca de 2,3 mm de alumínio. A energia dos elétrons acelerados foi de 50, 80, 100 e 120 keV. Esses parâmetros foram baseados nas características do aparelho de radiodiagnóstico médico modelo RC 300D fabricado no Brasil e instalado no Centro de Pesquisas em Ciências e Tecnologias das Radiações (CPqCTR) da Universidade Estadual de Santa Cruz situada no Brasil, aparelho esse, já utilizado em pesquisas anteriores (SOARES et al., 2014; SOARES, 2012) que serviram como base para os estudos de Boiset (2016) e utilizamos no presente trabalho.

Os parâmetros experimentais para realizar a calibração da simulação computa-

cional foram com base nas medidas do Kerma no ar reportadas por Soares (2012) para tensões de 50, 80 e 100  $keV$  conforme apresentado na Tabela 2, utilizando uma câmara de ionização modelo 10X5-6 do fabricante Radcal, de 6  $cm^3$  de volume posicionada no eixo central do feixe de raios-X, com uma distância focal do tubo de 100  $cm$ .

Tabela 2 – Valores de Kerma no ar utilizados para cada tensão do tubo de raios-X reportados por Soares (2012).

Tensão (keV)	Kerma no ar ( $10^{-2}$ )mGy/mAs)
0	0
50	1,34
80	4,16
100	6,44

Fonte: (SOARES, 2012).

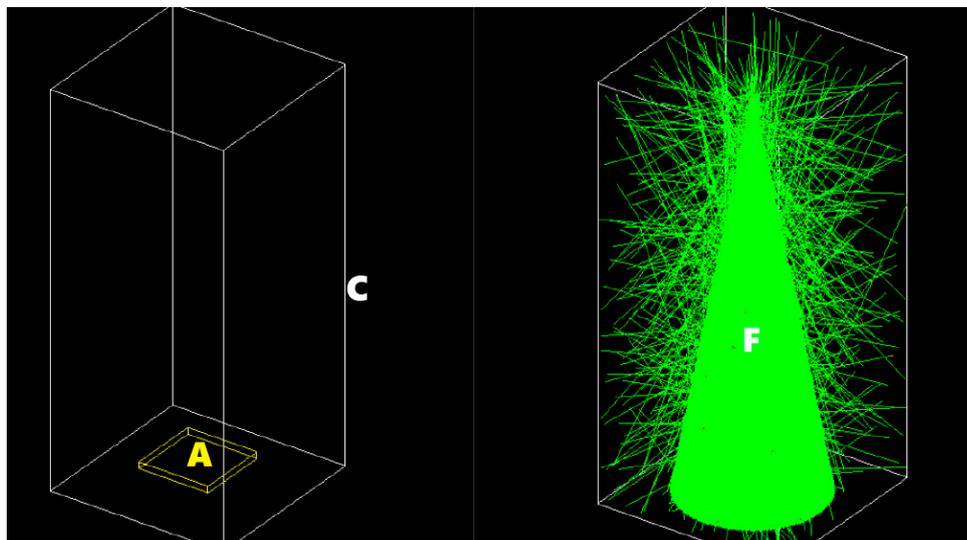
Essa calibração da simulação feita no código GATE/GEANTE4 é necessária porque é por meio de métodos indiretos que é possível saber a quantidade da dose recebida por cada paciente em seus diferentes órgãos e tecidos durante um exame de raios-X. Através desses métodos são mensuráveis magnitudes como o Kerma no ar que são convertidas adequadamente a dose em órgãos através de fatores de calibração.

Para executar a simulação computacional utilizou-se o conjunto de ferramentas para aplicações médicas GATE/GEANTE4, baseada no método de Monte Carlo. O GATE encapsula as bibliotecas do GEANTE4, permitindo através de suas ferramentas simular a passagem de partículas ionizantes pela matéria, que é de extrema importância para realizar a avaliação dosimétrica (STRULAB et al., 2003; JAN et al., 2011). O GATE permite a criação de macros ASCII (\*.mac) com comandos de *scripts* onde são configurados todos os parâmetros necessários para montagem e execução das simulações. Esses *scripts* são montados com base na modelagem da geometria, dos processos físicos, fontes de emissão e os parâmetros de saída.

### 3.3.1 Modelagem da Geometria

Para que a simulação possua um grau de realismo e corresponda a realidade através dos cálculos estimados pelo método de Monte Carlo, é necessária a modelagem do objeto que está sendo irradiado, para isso, foram utilizados modelos antropomórficos computacionais (*phantoms*) que representam as características da anatomia humana (XU et al., 2007). Esses modelos são inseridos no componente do GATE chamado *world*, representado por um cubo de tamanho suficiente para comportar todos os elementos da simulação a ser realizada. Na Figura 9 é mostrada a geometria construída por Boiset (2016) para testar e calibrar a simulação e os cálculos das doses. No Apêndice A é detalhado o modelo antropomórfico computacional utilizado posteriormente substituindo a geometria mostrada na figura.

Figura 9 – Geometria utilizada na simulação com GATE/GEANT4 para determinar o Kerma no ar. Esquema: A) ator de dose, C) caixa, F) feixe cônico de raios-X.



Fonte: Adaptado de (BOISET, 2016).

A geometria utilizada na simulação de teste para estimar a dose absorvida nos órgãos e tecidos, serve para calibrar as simulações feitas no GATE/GEANT4, utilizando os valores do Kerma no ar da Tabela 2 e valores do Kerma no ar simulados. Para isso, foi simulada uma caixa de  $19,987 \times 1,817 \times 19,987 \text{ cm}^3$  dentro do GATE dividida em  $11 \times 1 \times 11 \text{ voxels}$  de  $1,817 \text{ cm}$  de aresta correspondendo com o volume da câmara de ionização 10X5-6 da Radcal, atores de dose e uma fonte de feixe cônico. Os resultados obtidos foram reportados em  $Gy$  e usados para calcular os fatores de calibração na simulação usando o modelo antropomórfico computacional.

### 3.3.2 Processos Físicos

Através das bibliotecas do GATE, no GEANT4 são simuladas as interações eletromagnéticas da radiação com a matéria. A base para modelar os processos físicos foi realizada através do pacote *Standard Energy Elettromagnetic Processes* do GEANT4 usando um intervalo de energia de  $1 \text{ keV}$  até  $100 \text{ TeV}$ , sendo possível simular os efeitos dos fótons como: efeitos fotoelétricos, espelhamento *Compton*, produção de elétrons e múons. Também é possível simular os processos físicos para elétrons e pósitrons através de *Bremsstrahlung*, a ionização, aniquilação de pósitrons e a radiação síncrotron (CERN, 2017; GATE, 2017; BONIFÁCIO, 2007). Por fim, o GATE ainda utiliza limites de cortes para produção de partículas secundárias em dois níveis, sendo no primeiro definido a distância para a qual ainda se observará a produção das partículas secundárias e o segundo nível de corte define qual a produção mínima dessas partículas (VIEIRA, 2013).

### 3.3.3 Fontes de Emissão

Por meio do pacote *General Particle Source* (GPS) do GATE foram inseridas as fontes de emissão através da definição das características como geometria e direção da energia. Baseado nos espectros gerados pelo *software* SR-78, foram gerados os espectros de emissão para energias de 50, 80, 100 e 120 *keV*. A geometria da fonte assemelha a um cone no qual seu ângulo de abertura pode ser variado. Também um conjunto de colimadores permite fazer o feixe quadrado, com campo de abertura a ser definido na implementação da simulação.

### 3.3.4 Parâmetros de Saída

Para que fossem colhidas as informações geradas pelas simulações no GATE foram utilizados os atores (*actors*), que permitem armazenar informações como: depósito de energia depositada, fluxo de partículas e dose absorvida (GATE, 2017). Dos diferentes tipos de atores existentes foram escolhidos três: um para determinar tridimensionalmente a dose absorvida e energia depositada dentro do paciente, outro para registrar a estatística da simulação, e o último para determinar o fluxo de partículas que passam por uma superfície. A energia e a dose 3D depositada em um determinado volume, é dada em unidades de *MeV* e *Gy* respectivamente por meio do ator de dose, o número de eventos ou histórias e o tempo de simulação são por meio do ator de estatística e finalmente o ator de fluxo gera uma matriz 2D em forma de imagem contendo as informações do número de partículas que passam por uma superfície detrás do paciente e que simula um filme de raios-X.

## 3.4 Simulações Computacionais Para Cálculo de Doses

De acordo com a calibração feita no item 3.3.1 para validar a simulação computacional, por meio da verificação da similaridade entre as medições feitas na geometria utilizada para as medições experimentais do Kerma no ar e a geometria utilizada na determinação dos Kermas simulados, normalizou-se os resultados ao número de histórias e com eles foram calculados os fatores de calibração para ser utilizado na região da cabeça do modelo antropomórfico computacional *MASH\_3* (*Male Adult meSH 3*).

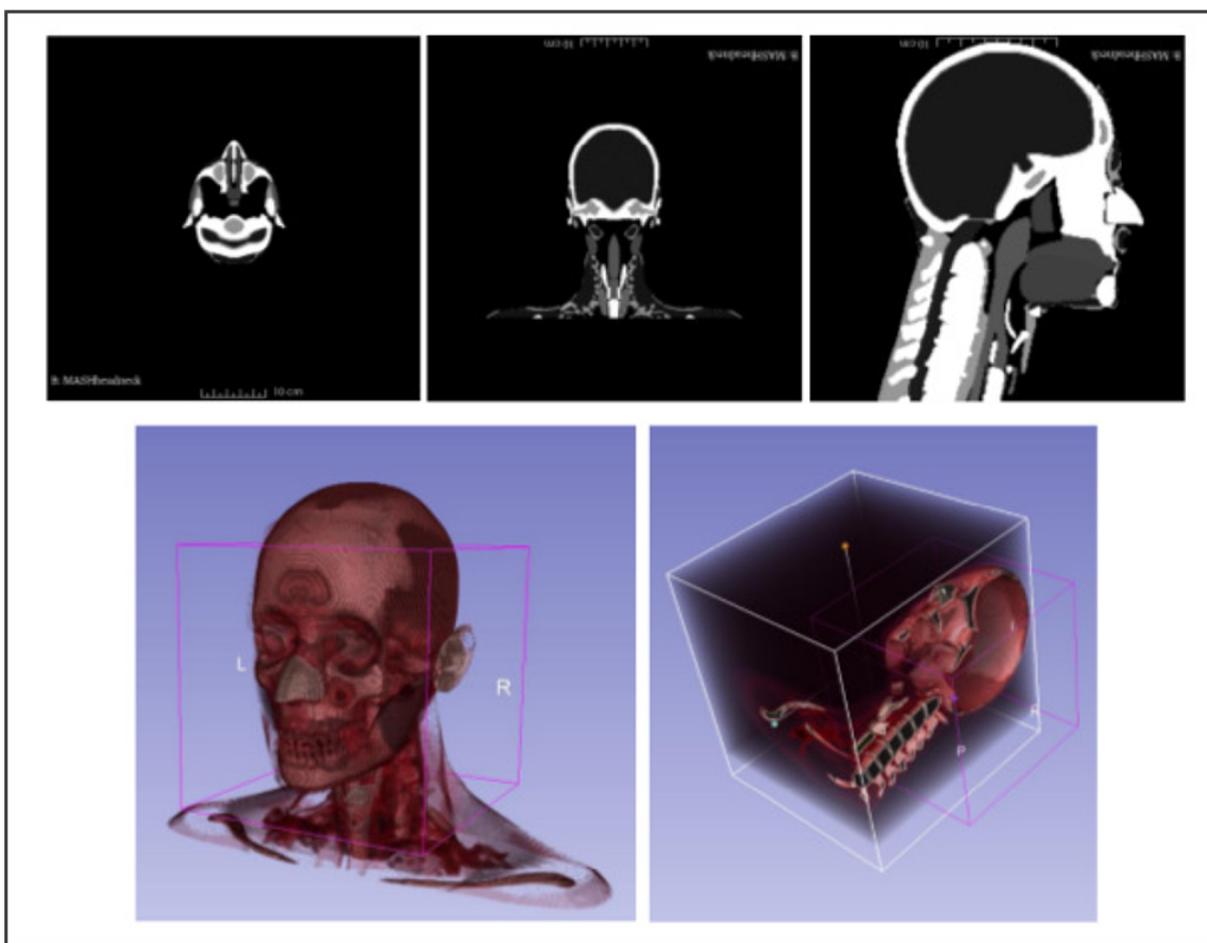
Com o intuito de estudar as doses absorvidas no fantoma *MASH\_3* baseado em malhas de polígonos e nos dados anatômicos fornecidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICPR), disponibilizado no repositório *on-line* do CALDose (CALDOSE, 2017), a configuração dos materiais do fantoma como: composição dos materiais, densidades e elementos, foram realizadas de acordo com o trabalho realizado por (MEIRA JÚNIOR, 2011) seguindo a metodologia proposta no estudo. Essas configurações são exigidas pelo GATE e acessadas em um banco de dados durante a

simulação, devido nesses arquivos conter as definições de tecidos e suas respectivas composições elementares.

Para estimar a dose absorvida nos órgãos e tecidos foi utilizada a região da cabeça do modelo *MASH\_3* com dimensões de  $478 \times 256 \times 246$  *voxels* de  $1,2 \times 1,2 \times 1,2$   $mm^3$  de volume com uma exposição AP (Ântero-Posterior) a um feixe cônico de raios-X de  $10^\circ$  de abertura, utilizando as tensões de 50, 80, 100 e 120 *keV* exemplificados na Figura 10, representando um exame de raios-X convencional de cabeça (BOISET, 2016).

As análises dos resultados realizados pela plataforma *Web* seguirão a mesma metodologia utilizada por Boiset (2016) para estimar a dose recebida em órgãos radiosensíveis e o risco de câncer secundário, porém com ferramentas feitas utilizando o *ROOT framework*.

Figura 10 – Modelo do fantoma *MASH\_3* utilizado na pesquisa, região da cabeça.



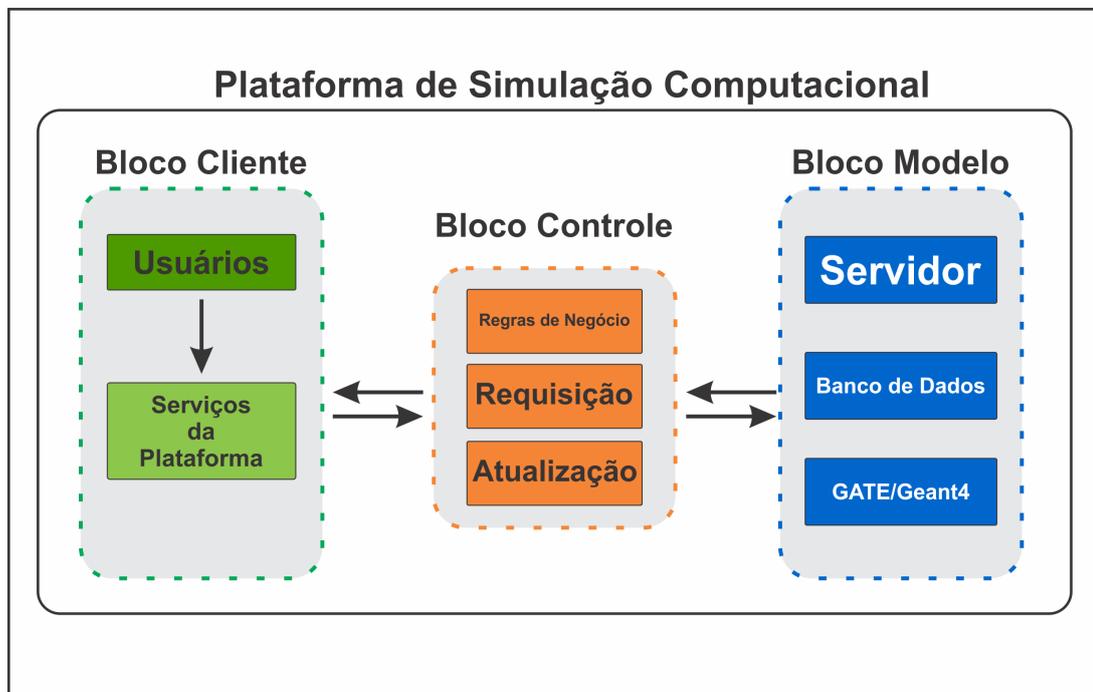
Fonte: (BOISET, 2016).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Plataforma *Web* Desenvolvida

Com base no modelo e padrão de desenvolvimento MVC a modelagem da plataforma foi feita de forma que fosse possível, simular, acompanhar e gerenciar as simulações computacionais. Para isso, a modelagem do sistema foi dividida em três blocos como mostra a Figura 11, sendo um desses blocos responsável pelo lado cliente e um segundo bloco pelo lado servidor.

Figura 11 – Diagrama de blocos da estrutura da plataforma *Web*.

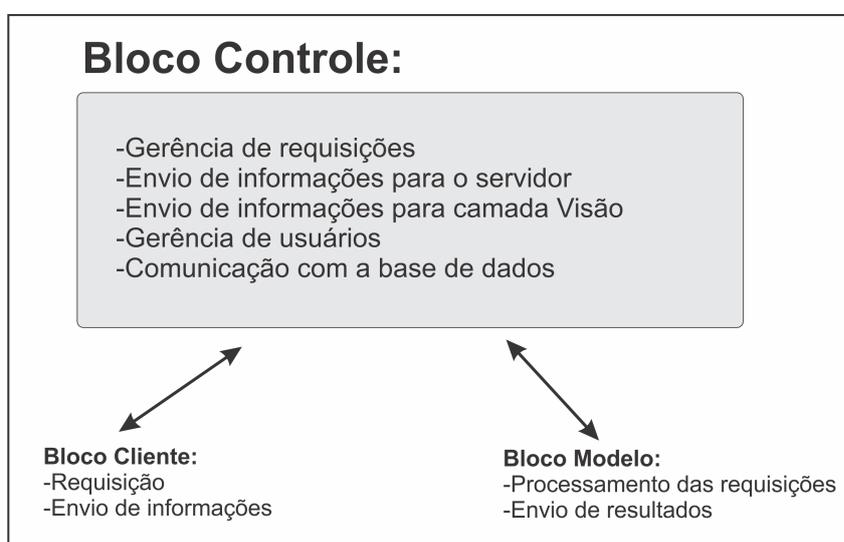


Fonte: Elaborada pelo autor.

O bloco Controle realiza as tarefas de submissão de processos, atualização e comunicação entre os blocos Cliente/Modelo. O bloco Controle gerencia todas as requisições feitas pelo usuário e servidor, isso possibilita que o lado cliente fique em computadores de baixo poder de processamento enquanto o servidor que será o local onde será processado as simulações fique em computadores de alto desempenho computacional. Por meio do bloco Controle é possível fazer a gerência de acesso de usuários, gerência da plataforma e o conteúdo que será exibido para cada uma das páginas contidas na camada Visão.

Através da modelagem do sistema desenvolvido por meio das linguagens PHP e *JavaScript* o bloco de Controle está estruturado de forma que é possível incorporar novas simulações e realizar modificações sem a necessidade de alterar toda a plataforma ou redesenho do sistema. Isso permite que possa ser realizada alterações no *layout*, no banco de dados ou na própria camada de controle sem que isso interfira diretamente no funcionamento do sistema atual, com isso, melhorias e novas funcionalidades podem ser desenvolvidas em paralelo sem que a plataforma fique inoperante enquanto essas implementações acontecem. A Figura 12 ilustra o detalhamento das principais funcionalidades realizadas pelo bloco de controle.

Figura 12 – Estrutura do bloco de controle da plataforma *Web*.

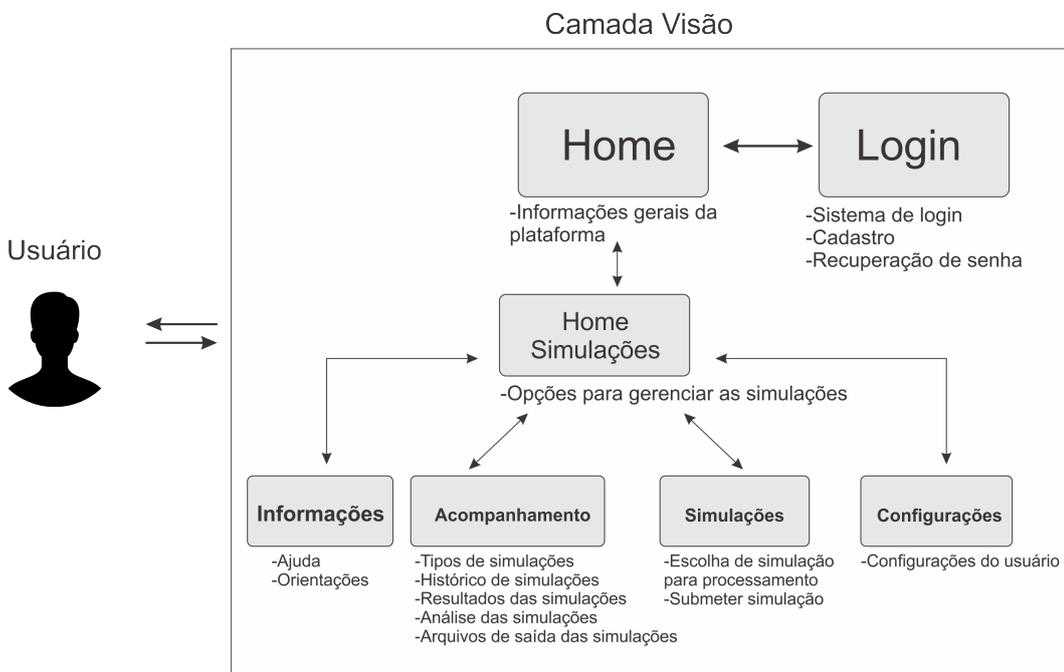


Fonte: Elaborada pelo autor.

No diagrama de bloco da Figura 13, são exemplificadas as funcionalidades inseridas no bloco responsável pelo lado cliente. Esse bloco contém as características e funcionalidades projetadas para camada Visão do sistema, na qual foram inseridos os recursos de *login*, configurações da conta dos usuários, orientações sobre o uso da plataforma e suas funcionalidades, escolha e configurações das simulações que serão submetidas para serem processadas, acompanhamento e gestão das simulações que foram realizadas. A camada Visão foi projetada com base no protótipo da interface contida no Apêndice B levando em consideração os recursos exibidos na Figura 13. Por meio dos recursos apresentados na camada Visão do sistema, o usuário terá em mãos tudo que é necessário para realizar as simulações, sem precisar realizar configurações complexas ou instalação de recursos adicionais. Utilizando as linguagens HTML5 e CSS, as páginas geradas para camada Visão foram construídas para exibir de forma clara e amigável os recursos necessários para execução das simulações. A interface desenvolvida busca realizar as tarefas funcionais propostas de forma rápida, intuitiva e responsiva, possibilitando ao usuário a menor quantidade possível de passos para realização das

tarefas e a fácil compreensão do funcionamento da plataforma como mostra a Figura 14.

Figura 13 – Diagrama de blocos da interface Visão.



Fonte: Elaborada pelo autor.

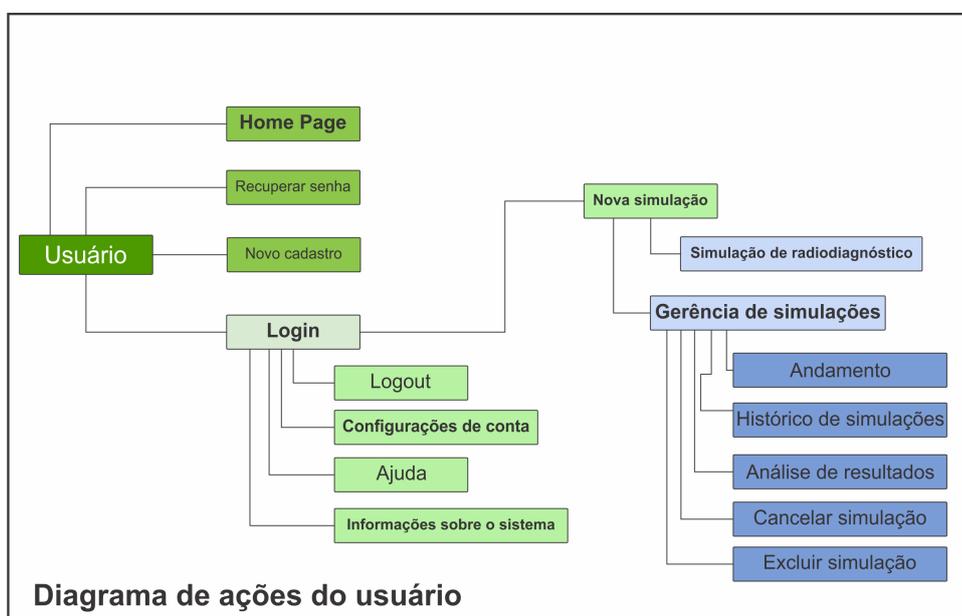
Figura 14 – Home da gerência de simulações da plataforma Web.



Fonte: Dados da pesquisa.

Por a plataforma fazer uso de muitos termos científicos, técnicos e de áreas distintas, foram feitas adaptações principalmente nos formulários de submissão das simulações para evitar qualquer tipo de erro de preenchimento, no qual o usuário pode não está familiarizado tornando a interface *Web* a mais clara, explicativa e objetiva possível para os usuários. No diagrama da Figura 15 é exibido como ocorre a interação do usuário com a plataforma no lado cliente por meio de um navegador. Ao efetuar *login* na base de dados o usuário tem acesso a todas as funcionalidades do sistema podendo realizar ações que vão desde funcionalidades comuns de uma plataforma *Web* até a criação e gerenciamento de simulações computacionais. Na Figura 16 é exibido o diagrama de bloco do lado servidor onde ficam os recursos necessários para execução das simulações, assim como toda a base de dados necessária para o seu funcionamento.

Figura 15 – Diagrama de ações permitidas ao usuário na plataforma *Web*.



Fonte: Elaborada pelo autor.

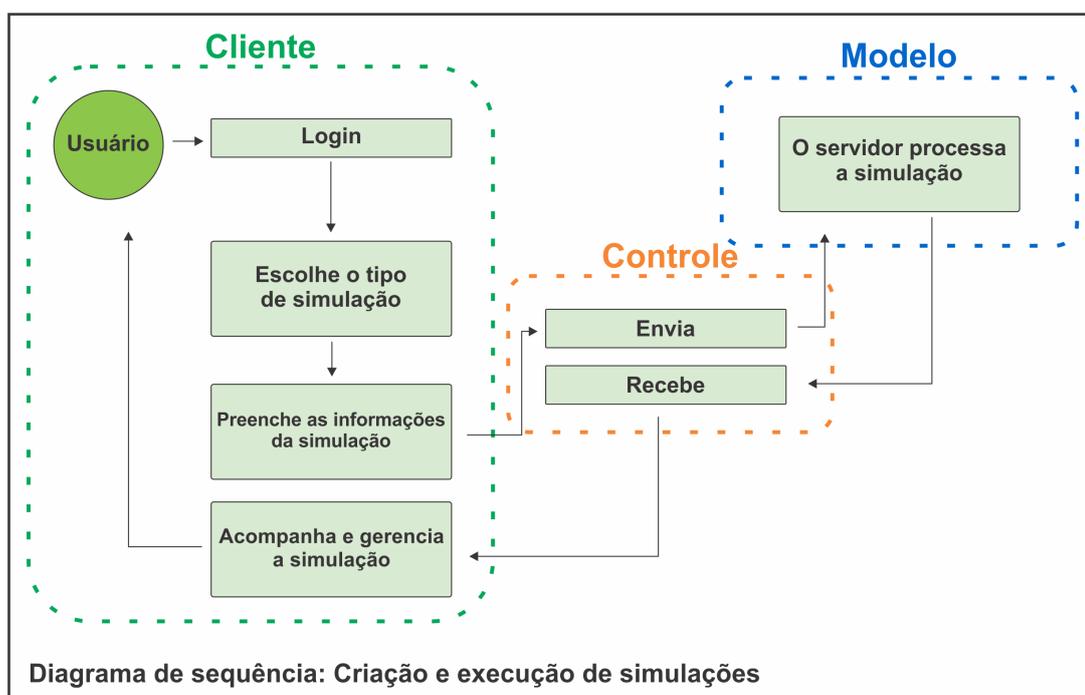
Figura 16 – Diagrama de bloco do lado servidor.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Através do bloco Modelo por meio das requisições feitas pelo controle são executadas as simulações utilizando o GATE/GEANT4, alimentada a base de dados e o armazenamento dos arquivos de saída. Por meio de *scripts* o bloco Modelo recebe as informações que devem ser processadas, monta e executa as simulações criando os diretórios e os arquivos de *scripts* que serão processados pelo GATE/GEANT4, ao termino das simulações são gerados os arquivos de saída que são processados pelos *scripts* ROOT e armazenados em diretórios correspondentes a cada conta de usuário. No diagrama de sequência da Figura 17 é exemplificado como ocorre o processo de criação e execução de uma simulação usando a plataforma. Após *login* no sistema o usuário realiza uma sequência de passos referente a simulação escolhida, submete a simulação para o servidor, a mesma é processada e devolvida ao usuário para gerência e acompanhamento.

Figura 17 – Diagrama de sequência da criação de simulações.



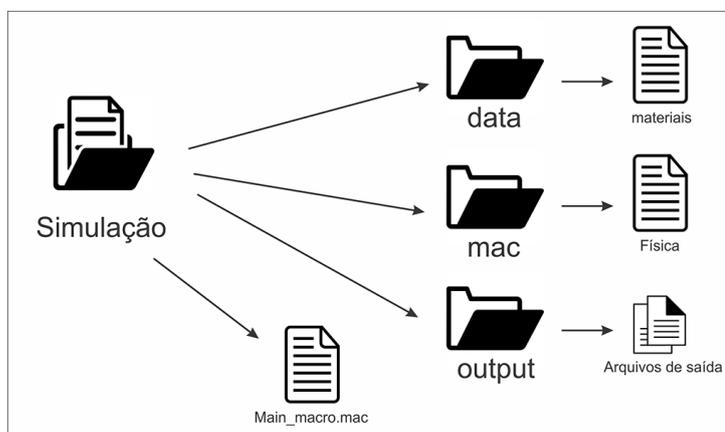
Fonte: Elaborada pelo autor.

## 4.2 Modelagem do Sistema de Geração das Simulações

A modelagem do sistema de criação dos arquivos das simulações foi estruturada de forma que possibilitasse a geração de simulações de forma organizada e dinâmica, gerando *scripts* com comandos que podem ser alterados ou adaptados de acordo com a simulação a ser feita. Obtendo assim, uma estrutura de diretórios e arquivos padrão que podem ser reutilizados para qualquer simulação como mostra a Figura 18. O diretório gerado pelo sistema da plataforma cria uma pasta com um identificador

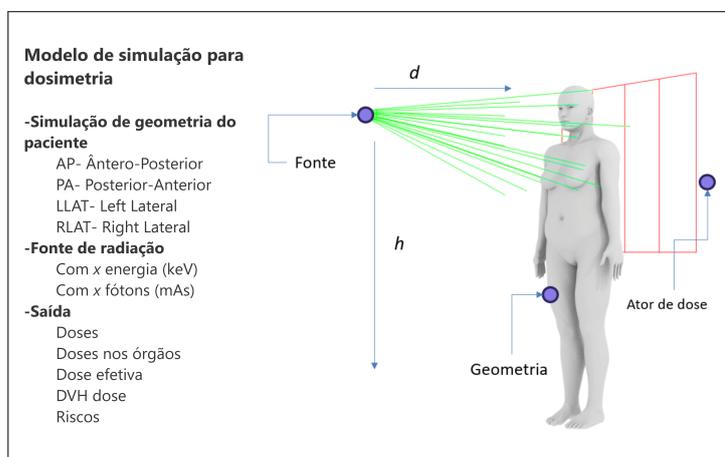
onde são criados os seguintes arquivos: um arquivo macro principal (.mac), um diretório "data", um diretório "mac" e um diretório "output". No arquivo principal ".mac" fica os *scripts* responsáveis pela geração da simulação, assim como todas as configurações e parâmetros necessários para sua execução. Para gerar o código principal desse arquivo foi desenvolvido um modelo (contido no Apêndice F) com base na documentação do GATE (COLLABORATION et al., 2017) analisando os principais parâmetros e configurações necessárias para execução de simulações para radiodiagnóstico descritas por Boiset (2016), contendo uma fonte de emissão a uma distância  $d$  e altura  $h$  do objeto irradiado, um fantoma representando a geometria e atores de dose usados para armazenar as saídas da simulação, atendendo ao máximo de itens possíveis da Figura 19.

Figura 18 – Estrutura do diretório das simulações.



Fonte: Elaborada pelo autor.

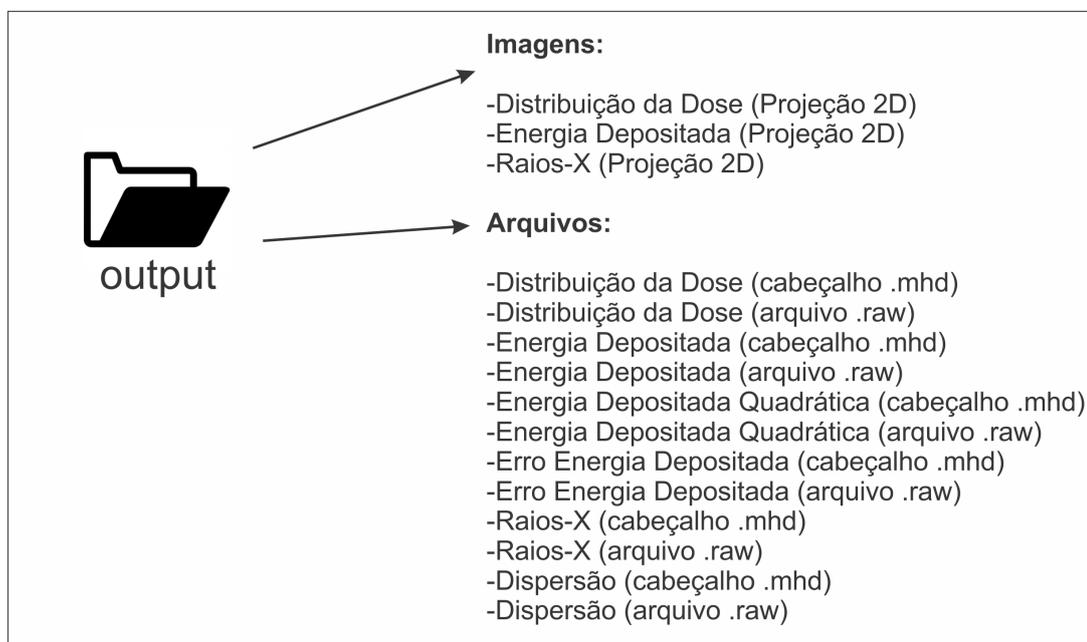
Figura 19 – Esquema sistema de simulação dosimétrica (fonte, geometria e ator de dose).



Fonte: Elaborada pelo autor.

O diretório *data* contém todas as configurações necessárias dos materiais que serão utilizados na simulação. Para gerar o modelo padrão da simulação utilizou-se a base padrão *GateMaterials* do próprio GATE, uma vez que a mesma contém diversos materiais pré-configurados, assim como os materiais necessários para realização dos testes que precisavam ser feitos para validar a simulação. Para simular a física envolvida na simulação é criado o diretório *mac* onde contém os efeitos físicos como: efeito foto elétrico, efeito *Compton* e dispersão de *Rayleigh*. Por fim, o diretório *output* fica responsável por armazenar os resultados das simulações contendo os arquivos e imagens listados na Figura 20, possibilitando que esses arquivos possam ser selecionados e baixados pelo usuário através da plataforma *Web*.

Figura 20 – Lista de arquivos de saída armazenados na pasta *output* após o processamento da simulação.

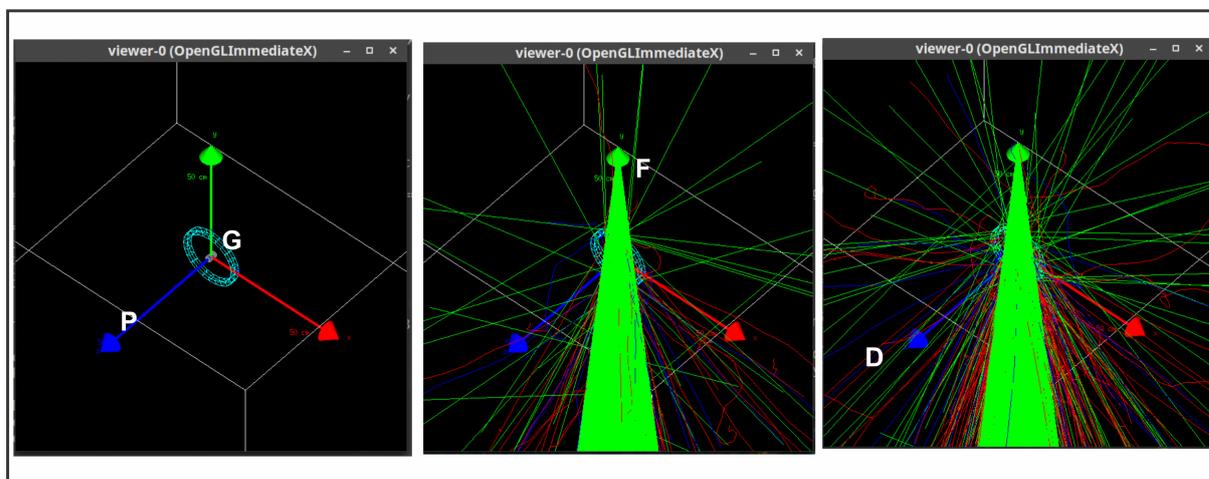


Fonte: Elaborada pelo autor.

O modelo desenvolvido permite suporte a configurações de: materiais, *world*, fantasmas, física, detectores, fontes e arquivos de saída. Após sua conclusão foram feitos testes usando parâmetros experimentais e de resultados conhecidos utilizando o GATE para validar a funcionalidade da plataforma como mostra a Figura 21. Foram usadas fontes de emissão de 50, 80, 100 e 120 *keV* de formato cônico, uma geometria simples para ser irradiada e atores de dose, sendo sua execução realizada com sucesso.

Por meio do modelo desenvolvido, as configurações de entrada e saída foram adaptadas de acordo com o estudo realizado por [Boiset \(2016\)](#), gerando a macro para o cálculo de doses do Apêndice F.

Figura 21 – Testes do modelo desenvolvido para simulações de radiodiagnóstico. Esquema: P) eixos de coordenadas, G) geometria e atores de dose, F) feixe cônico de raios-X, D) espalhamento de fótons.



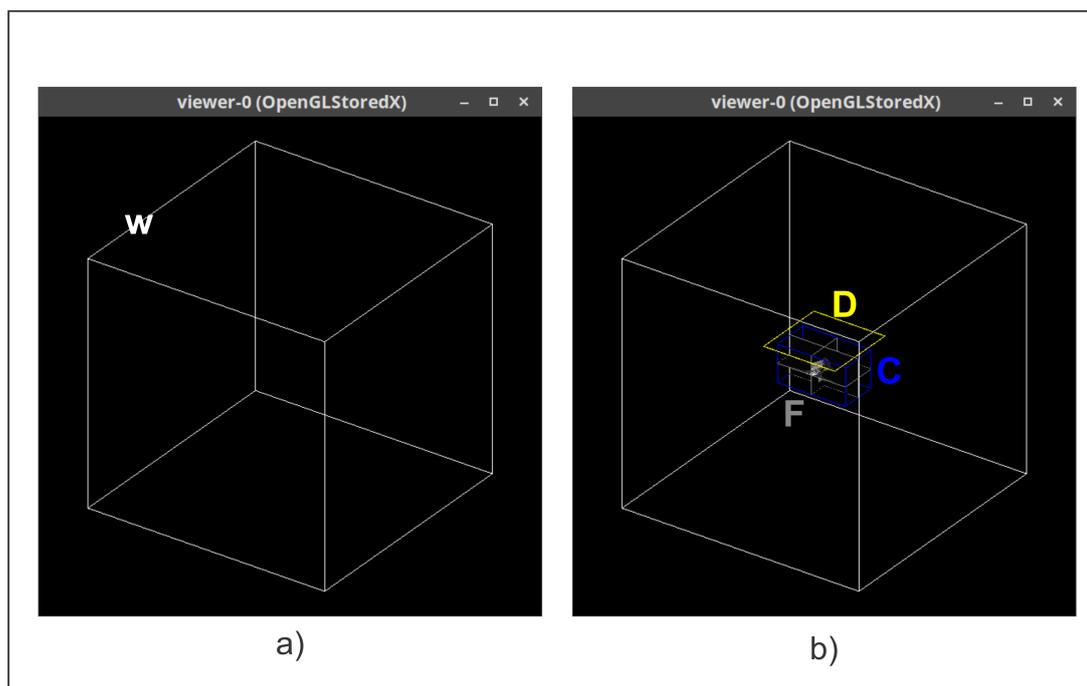
Fonte: Dados da pesquisa.

### 4.3 Análise das Simulações

Ao ser submetida uma simulação pela plataforma *Web* o sistema gera os *scripts* para que a mesma seja executada no servidor usando o GATE/GEANT4. As Figuras 22 e 23 mostram de forma visual como é feito esse processo. Inicialmente é carregado a caixa onde será executada a simulação, *world*, em seguida é carregada a geometria *MASH\_3* em uma caixa de  $19,987 \times 1,817 \times 19,987 \text{ cm}^3$  dividida em  $11 \times 1 \times 11 \text{ voxels}$  de  $1,817 \text{ cm}$  de aresta e os atores de dose, por fim é inserido o feixe cônico de raios-X de  $10^\circ$  de abertura, utilizando as tensões de 50, 80, 100 e  $120 \text{ keV}$  de acordo com a escolha feita previamente pelo usuário. À medida que a simulação é executada são visualizados mais fótons (cor verde) sendo emitidos, essa emissão varia de acordo com a quantidade de histórias fornecidas pelo usuário, quanto mais histórias, mais demorado o tempo de processamento da simulação e consequentemente mais fótons serão visualizados.

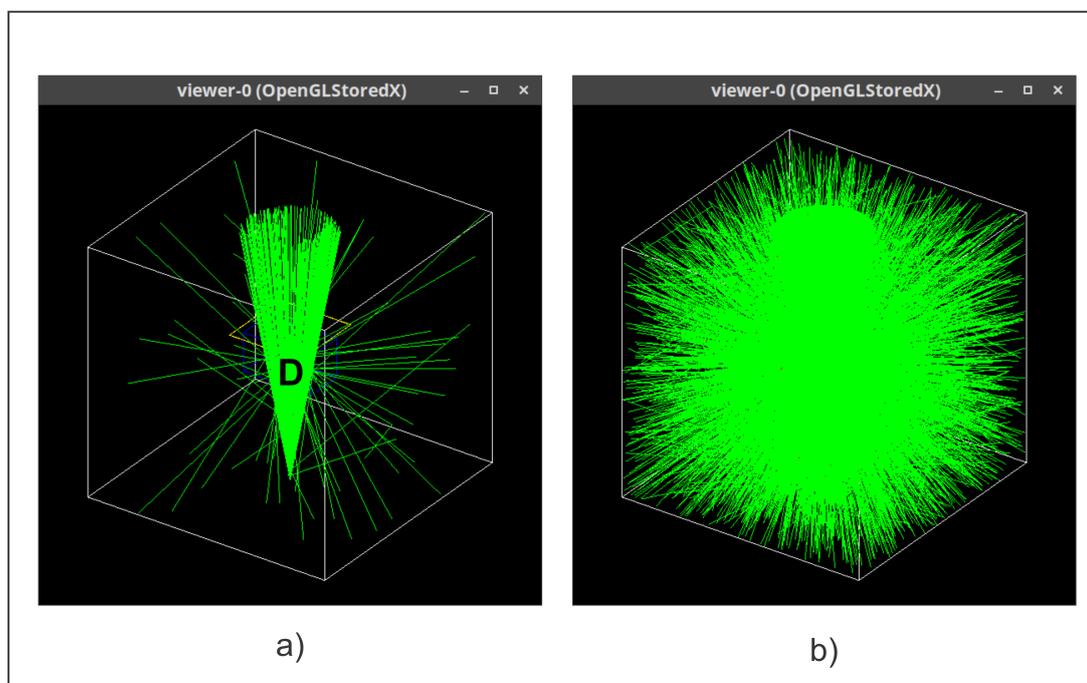
Apesar do que é ilustrado nas Figuras 22 e 23, essa visualização gráfica não é exibida ao usuário, toda simulação executa em *background* (segundo plano), somente é retornada ao final da simulação as saídas geradas pela plataforma. Isso acontece porque além do volume de simulações que podem ocorrer em paralelo no servidor, o custo de processamento computacional fica maior e mais demorado quando são habilitadas as visualizações gráficas das simulações.

Figura 22 – Simulação sendo executada: a) carregamento do *world* de  $2\text{ m}^3$  (W), b) carregamento da geometria *MASH\_3* (F) e os atores de dose (D) dentro do *world* e a caixa (C).



Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 23 – Simulação sendo executada: a) carregamento da fonte de radiação (D), b) simulação após certo tempo de execução.



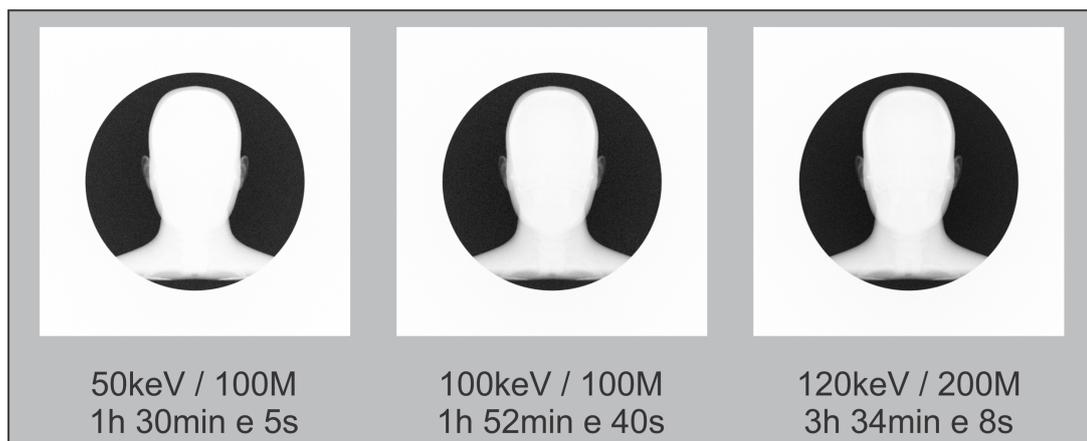
Fonte: Dados da pesquisa.

### 4.3.1 Resultados das Simulações

A plataforma gera vários arquivos de saída, sendo eles: a distribuição 3D da dose em *voxels* da mesma dimensão da imagem, a distribuição 3D da energia depositada, a incerteza para cada dose e para cada energia, assim como o número de histórias simuladas. Para que essas saídas retornem algum tipo de informação visual ou extração de dados para o usuário, é necessário que sejam processadas por meio de *scripts* ROOT ou *softwares* específicos dependendo de qual informação deseja ser obtida pelo usuário. Vale lembrar que no momento, realizar a análise completa de todas as saídas e estimar os riscos, não é o principal foco da pesquisa, nem da plataforma, estes resultados poderão ser utilizados em trabalhos futuros num segundo momento por candidatos a mestrado/doutorado e pesquisadores para extrair as informações necessárias para estimar as doses recebidas nos diferentes órgãos radiosensíveis e assim estimar o risco de gerar câncer secundário radioinduzido. O que necessariamente também não impede que essas melhorias e funcionalidades sejam atribuídas e implementadas na plataforma futuramente, uma vez que, a mesma oferece suporte para essas mudanças.

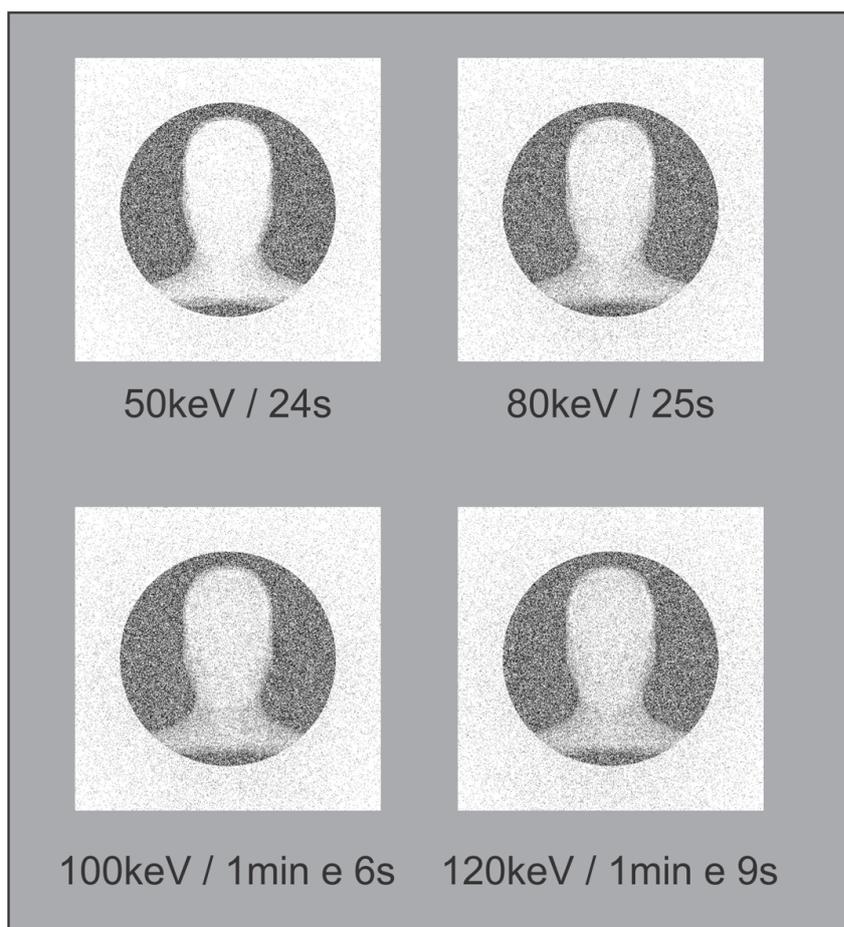
Independente de funcionalidades extras, algumas saídas já são processadas pela plataforma, como mostra as Figuras 24, 25, 26, 27 e 28. Nessas imagens são mostradas algumas saídas simuladas pela plataforma usando diferentes tensões de raios-X (50, 80, 100 e 120 *keV*) utilizando o fluxo de partículas atrás da cabeça do modelo *MASH\_3* com diferentes números de histórias (1, 10, 100, 200 e 500 milhões). Utilizando a arquitetura descrita no Apêndice C e sem uso de *Graphics Processing Unit* (GPU), através da plataforma foi possível simular as diferentes tensões para o tubo de raios-X com diferentes números de histórias, permitindo posteriormente o acesso as essas informações pelo usuário através da gerência de simulações da plataforma. Os resultados exibidos apesar de apresentados em um número baixo de histórias, nota-se o aumento da penetração dos raios-X com o aumento da tensão do tubo melhorando a observação dos detalhes da estrutura do modelo. Isso mostra que a qualidade da imagem e dos resultados aumentam de forma gradual conforme escolha do tubo e número de histórias, podendo alcançar resultados mais detalhistas como o mostrado na Figura 27.

Figura 24 – Imagens dos raios-X simulados para diferentes fontes de radiação, números de histórias e seus respectivos tempos de processamento.



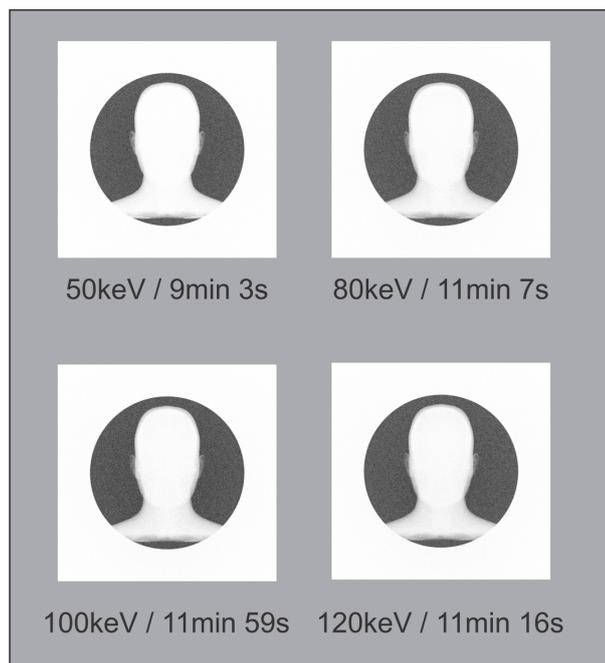
Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 25 – Imagens dos raios-X simuladas para diferentes fontes de radiação, utilizando 1 milhão de histórias e seus respectivos tempos de processamento.



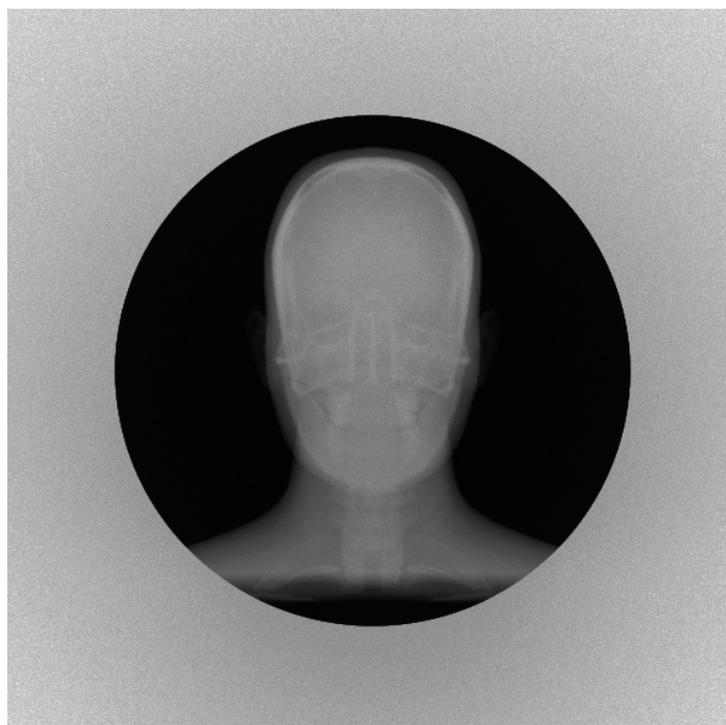
Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 26 – Imagens dos raios-X simulados para diferentes fontes de radiação, utilizando 10 milhões de histórias e seus respectivos tempos de processamento.



Fonte: Dados da pesquisa.

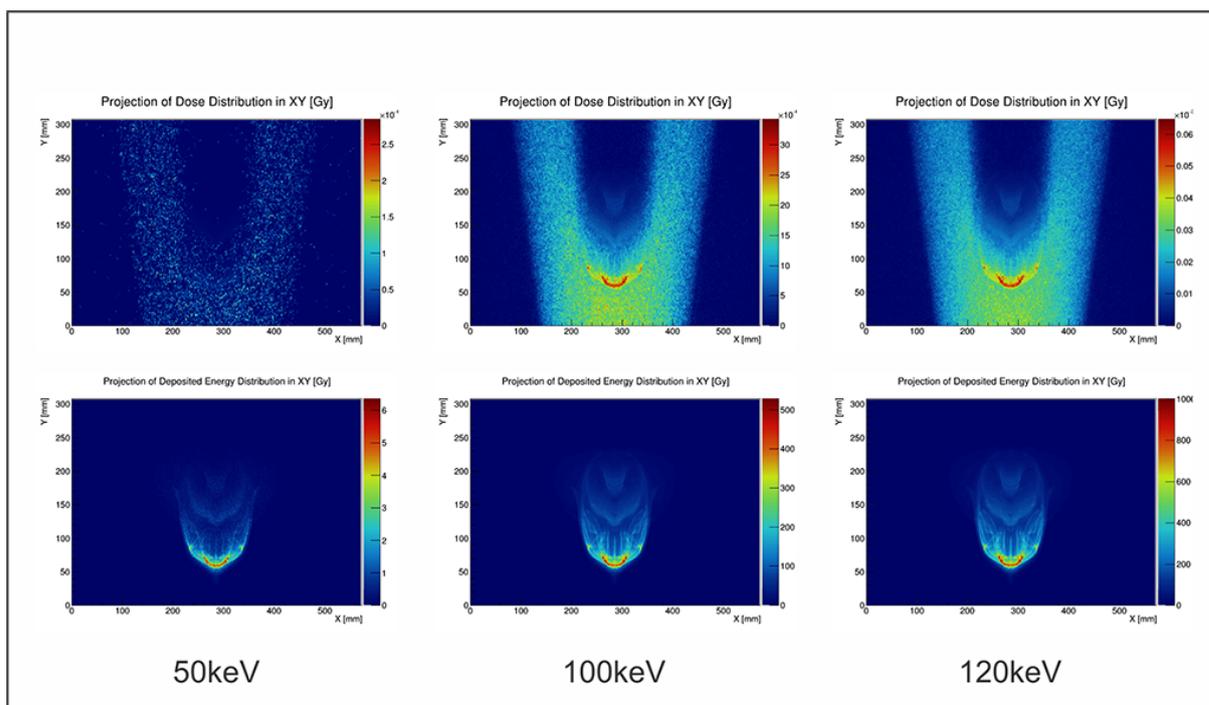
Figura 27 – Imagem dos raios-X simulados para uma fonte de 120 keV, 500 milhões de histórias, com duração de 8h 33min e 19s de processamento.



Fonte: Dados da pesquisa.

A Figura 28 mostra a distribuição das doses num plano 2D usando diferentes fontes. Observa-se que as partes mais sólidas são os órgãos onde ocorre maior depósito de energia e dose absorvida (regiões vermelhas e alaranjadas). Na parte frontal do modelo encontra-se as doses mais elevadas, regiões da face e os dentes são locais onde ocorre maior depósito de energia (regiões amareladas, vermelhas e alaranjadas). Nos Apêndices D e E são detalhados outros exemplos de distribuição de doses.

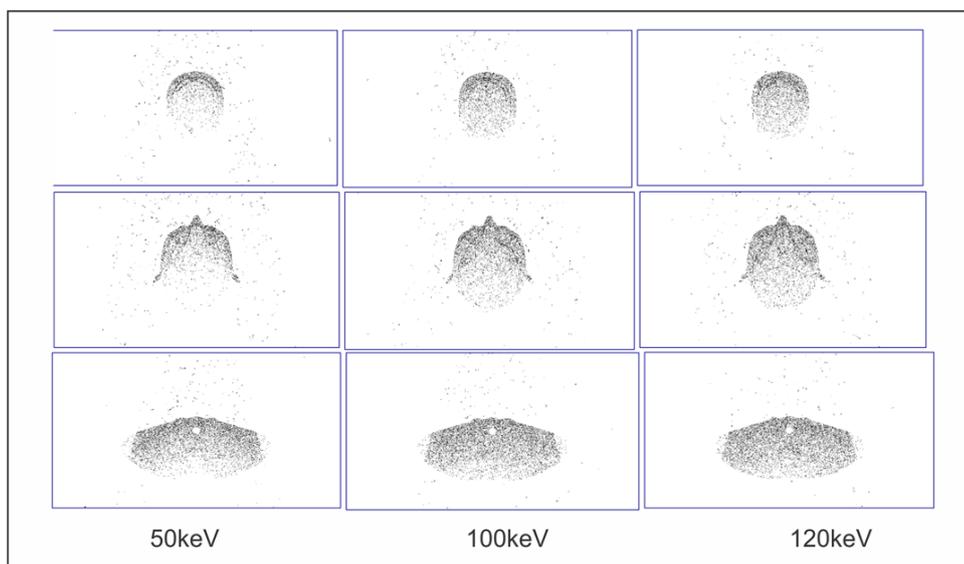
Figura 28 – Doses absorvidas na região da cabeça do modelo e erro relativos para o espectro de 50, 100 e 120 keV, com 1, 100 e 200 milhões de histórias respectivamente.



Fonte: Dados da pesquisa.

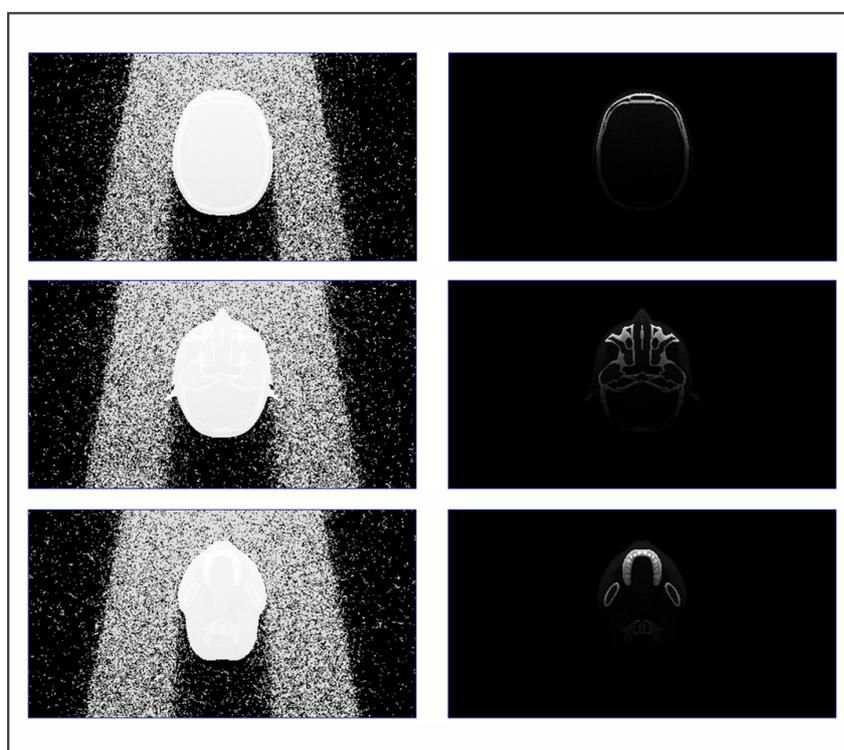
Esse tipo de saída pode ser usado para fazer diversas outras análises por meio de outros *softwares* ou *frameworks* e assim obter outras formas de visualizações, como: energia depositada nas regiões com ar, distribuição da dose pelos órgãos e tecidos, distribuição da dose pela geometria como mostrado nas Figuras 29 e 30, estimar doses médias e doses máximas, distribuição da dose em planos 3D, geração de DVHs para observar a distribuição da dose em cada órgão, extração de estatísticas, além da estimativa do risco de câncer radioinduzido. As Figuras 29 e 30 exibem parte da análise que pode ser feita encima da distribuição da dose pela geometria, podendo assim isolar parâmetros ou características para identificar regiões de interesse.

Figura 29 – Construção da distribuição da dose na região da cabeça do modelo por meio do *software* ImageJ usando 100 milhões de histórias e espectros de 50, 100 e 120 keV.



Fonte: Dados da pesquisa.

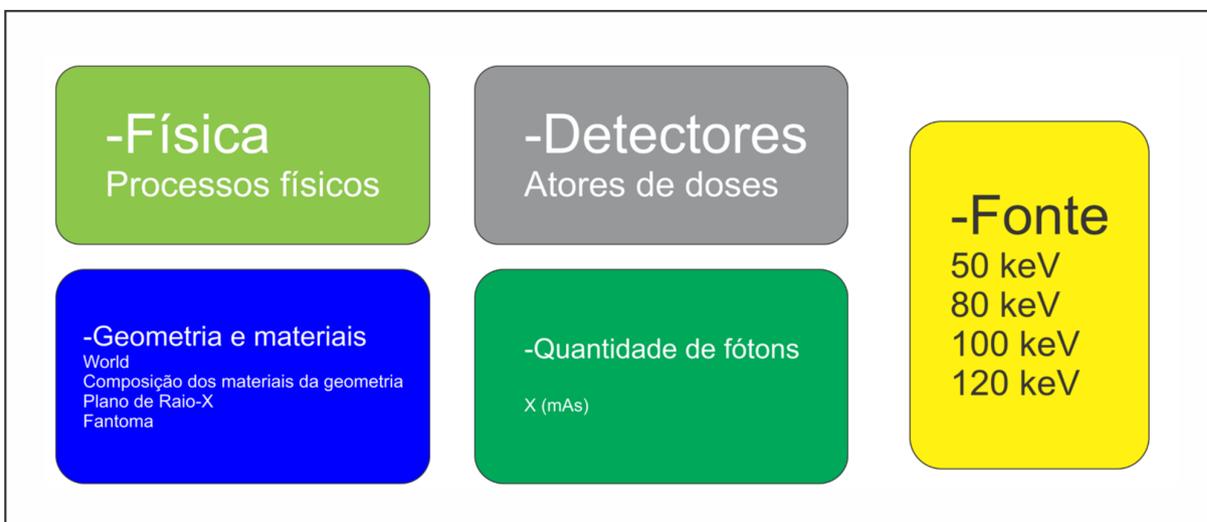
Figura 30 – Construção da distribuição da dose na região da cabeça do modelo por meio do *software* ImageJ usando 500 milhões de histórias e espectro de 120 keV, com isolamento de parâmetros.



Fonte: Dados da pesquisa.

Neste trabalho nos limitamos a mostrar a visualização 2D da dose e energia para o plano axial requerido pelo usuário, ou então para planos previamente fixados. Porém, novos *scripts* ROOT e novas configurações podem ser implementadas a plataforma em trabalhos futuros possibilitando a geração de novos planos de visualizações e novas análises, proporcionando funcionalidades e melhorias a plataforma. Isso ocorre porque a forma como está estruturada o sistema de geração das simulações na plataforma *Web* e exemplificada na Figura 31, essas mudanças podem ser realizadas em cada um dos blocos, como: alterar apenas as fontes utilizadas, incluir novas geometrias e incluir novos detectores. Essas alterações podem ser feitas sem que seja necessário a construção de uma nova plataforma ou reconfiguração de todo o sistema.

Figura 31 – Estrutura da plataforma *Web* para geração das simulações dosimétricas.



Fonte: Elaborada pelo autor.

## 5 CONCLUSÃO

As estimações dosimétricas aplicadas na Radiologia Diagnóstica (ou radiodiagnóstico) são essenciais no planejamento radioterápico no tratamento de doenças como o câncer. Neste trabalho foram abordadas as dificuldades encontradas para realização de estudos dosimétricos utilizando o método de Monte Carlo por meio de simulações computacionais com a ferramenta GATE/GEANT4 e a sua importância para o controle de qualidade de tratamentos e estimativa do risco radioinduzido. Através de *softwares, frameworks*, linguagens de programação e metodologias de desenvolvimento *Web*, foi desenvolvida uma plataforma *Web* automatizada para auxiliar pesquisadores, hospitais e clínicas no tratamento de seus pacientes e estudo dos riscos dosimétricos que os mesmos são submetidos em radiodiagnósticos. Os objetivos foram alcançados com a construção da plataforma *Web* através da padronização dos principais recursos oferecidos pelo GATE/GEANT4 para simulações computacionais dosimétricas com a modelagem de um sistema automatizado que mapeia os pontos-chaves e necessários para execução das simulações dosimétricas e oferece ao usuário esses recursos de forma clara e objetiva, permitindo a execução de simulações por Monte Carlo usando o GATE/GEANT4 sem a necessidade de conhecimento avançado sobre a ferramenta. Por meio de uma interface *Web* o usuário tem em mãos, no lado cliente, todos os recursos necessários para realizar simulações dosimétricas, apenas com a escolha de pequenos parâmetros que serão enviados ao servidor onde serão processados. A plataforma permite que futuramente sejam empregadas melhorias através de trabalhos futuros, permitindo assim a inclusão de novas funcionalidades. As saídas geradas pela plataforma permitem realizar diversos estudos da distribuição das doses e energias simuladas, esses resultados permitem posteriormente a análise de riscos nos serviços radiológicos médicos e evitaria que pacientes sejam expostos a quantidades excessivas de radiação durante o tratamento, minimizando assim os impactos da radiação nos órgãos próximos a região de aplicação das doses, comprovando a importância do trabalho.

### 5.1 Trabalhos Futuros

A plataforma desenvolvida nesse trabalho pode passar por melhorias e desenvolvimento de novas funcionalidades ficando como sugestão de trabalhos futuros:

- Incorporação de novas geometrias de irradiação a plataforma, zonas irradiadas, diferentes tipos de modelos computacionais antropomórficos com diferentes biótipos da população;

- Inclusão de novas técnicas de radiodiagnóstico como TC, Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) e Tomografia por Emissão de Fóton Único (SPECT);
- Inclusão de outros tipos de simulações computacionais;
- Estimativas dos riscos em cada órgão do corpo, além de geração dos Histogramas de Dose-Volume em forma de gráficos para o usuário;
- Inclusão de novas fontes de radiação;
- Otimização do processamento das simulações usando processamento paralelo;
- Geração novos planos axiais para as saídas e geração das simulações.

Muitos destes trabalhos poderão ser feitos por especialistas na área da Física Médica e outros por especialistas na área computacional, porém o sistema *Web* desenvolvido neste trabalho, dentro do Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional continuará a ser utilizado como base para todos os trabalhos propostos.

## Referências

- ABFM, O. **Portal da Associação Brasileira de Física Médica**. 2017. Disponível em: <<http://www.abfm.org.br/index.php?m=1>>. Acesso em: 05 de julho de 2017.
- ALLISON, J. et al. Geant4 Developments and Applications. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 53, n. 1, p. 270–278, fev 2006.
- APACHE, O. **The ApacheWeb Server Documentation On-line**. 2017. Disponível em: <<http://www.apache.org/>>. Acesso em: 02 de junho de 2017.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS - ABNT. **NBR6023: informação e documentação: referências: elaboração**, Rio de Janeiro, 2002.
- BELLEZZO, M. **Desenvolvimento de Um Software de Monte Carlo Para Transporte de Fótons Em Estruturas de Voxels Usando Unidades de Processamento Gráfico**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2014.
- BIBTEX. **BibTeX.org**. 2018. Disponível em: <<http://www.bibtex.org>>. Acesso em: 24 de janeiro de 2018.
- BITENCOURT, M. A. L. et al. **Normas Técnicas Para Elaboração de Trabalhos Acadêmicos**. Ilhéus: Editus - Editora da UESC, 2016.
- BOISET, G. R. **Determinação de Doses e Riscos Em Pacientes Submetidos a Exames de Radiodiagnóstico**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Santa Cruz, 2016.
- BONIFÁCIO, D. A. B. **Validação do Geant4 Para Produção e Detecção de Raios X na Faixa de Energia de Radiodiagnóstico**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2007.
- BRANDAN, M. E. et al. Evaluation of Equipment Performance, Patient Dose, Imaging Quality, and Diagnostic Coincidence in Five Mexico City Mammography Services. **Archives of Medical Research**, v. 35, n. 1, p. 24–30, jan 2004.
- BRASIL. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria no. 453, de 1 de junho de 1998. **Diário Oficial da União**, Brasília, n. 103-E, p. 17–16, 1998.
- BRENNER, D. J.; HALL, E. J. Computed Tomography An Increasing Source of Radiation Exposure. **New England Journal of Medicine**, v. 357, n. 22, p. 2277–2284, nov 2007.
- BRIESMEISTER, J. F. MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. **Los Alamos National Laboratory Report LA - 13709-M**, mar 2000.
- BUERGER, D. J. **LaTeX For Scientists and Engineers**. Singapura: McGraw-Hill, 1989.
- CALDOSE, O. **CALDose Site**. 2017. Disponível em: <<http://www.caldose.org/>>. Acesso em: 04 de setembro 2017.

CASSOLA, V. F. et al. FASH and MASH: Female and Male Adult Human Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces: I. Development of The Anatomy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, n. 1, p. 133–162, jan 2010.

CAVALCANTE, F. R. **Simulação Monte Carlo de Cenários de Radiologia Intervencionista Pediátrica no Código MCNPX**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Sergipe, 2017.

CERN, E. O. F. N. R. **Introduction to Geant4**. 2017. Disponível em: <<http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/IntroductionToGeant4/html/index.html>>. Acesso em: 05 de abril 2017.

CMS, C. **CMS Luminosity Measurement Using 2016 Proton-nucleus Collisions At Nucleon-nucleon Center-of-mass Energy of 8.16 TeV**. 2019. Disponível em: <<http://cds.cern.ch/record/2628652>>. Acesso em: 05 de janeiro 2019.

COLLABORATION, O. et al. **Users Guide V7.2 From GATE Collaborative Documentation Wiki**. 2017. Disponível em: <[www.opengatecollaboration.org/sites/default/files/GATE-UsersGuideV7.2.pdf](http://www.opengatecollaboration.org/sites/default/files/GATE-UsersGuideV7.2.pdf)>. Acesso em: 02 de abril de 2017.

COLLABORATION, R. **Root Data Analysis Framework User's Guide**. 2018. Disponível em: <<https://root.cern.ch/root/html/doc/guides/users-guide/ROOTUsersGuide.html>>. Acesso em: 06 de janeiro 2018.

COSTA, K. S. S. **Desenvolvimento de Modelos Antropomórficos Patológicos Usando Técnicas de Modelagem 3D Para Dosimetria Numérica**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, 2011.

COSTA, P. R. et al. Correlation Between Effective Dose and Radiological Risk: general concepts. **Radiologia Brasileira**, v. 49, n. 3, p. 176–181, jun 2016.

CRANLEY, K. et al. **Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data**. York: IPEM, 1997.

CTAN. **The Comprehensive TeX Archive Network**. 2017. Disponível em: <<http://www.ctan.org>>. Acesso em: 8 de novembro de 2017.

ECKHARDT, R. Stan Ulam, John Von Neumann, and The Monte Carlo Method. **Los Alamos Science Special**, v. 15, n. 1, p. 131–136, 1987.

EINSTEIN, A. J.; HENZLOVA, M. J.; RAJAGOPALAN, S. Estimating Risk of Cancer Associated With Radiation Exposure From 64-slice Computerized Tomographic Coronary Angiography. **Einstein**, v. 6, n. 4,pt2, p. 167–168, jul 2008.

FERLAY, J. et al. Cancer Incidence and Mortality Worldwide: Sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. **International Journal of Cancer**, v. 136, n. 5, p. E359–E386, mar 2015.

GATE, O. **GATE Simulations of Preclinical and Clinical Scans in Emission Tomography, Transmission Tomography and Radiation Therapy**. 2017. Disponível em: <<http://www.opengatecollaboration.org/home>>. Acesso em: 02 de abril de 2017.

GIBBS, S. J. et al. Computer Simulation of Patient Dose From Dental Radiography. **J. Dental Research**, v. 63, p. 209, 1984.

GITHUB, I. **Atom IDE Developer Editor**. 2017. Disponível em: <<https://atom.io>>. Acesso em: 02 de maio de 2017.

GONZÁLEZ, A. B. Projected Cancer Risks From Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007. **Archives of Internal Medicine**, v. 169, n. 22, p. 2071, dez 2009.

GROFF, S. G. P. **Desenvolvimento de Um Sistema On-line Para a Avaliação de Doses Fetais Em Radiologia Diagnóstica**. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2008.

HENDEE, W. R.; O'CONNOR, M. K. Radiation Risks of Medical Imaging: Separating Fact From Fantasy. **Radiology**, v. 264, n. 2, p. 312–321, ago 2012.

ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 60**, p. Ann. ICRP 21 (1–3).

ICRP, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. **ICRP Publication 89**, p. Ann. ICRP 32 (3–4).

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 103**, p. Ann. ICRP 37 (2–4).

ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. **ICRP Publication 110**, p. Ann. ICRP 39 (2).

ICRU. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry (Report 51). **Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements**, os26, n. 2, p. NP–NP, set 1993.

INCA, I. N. C. J. A. G. S. **Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil**. 2018. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/estimativa-2018-incidencia-de-cancer-no-brasil>>. Acesso em: 10 de março 2018.

JAN, S. et al. GATE V6: A Major Enhancement of The GATE Simulation Platform Enabling Modelling of CT and Radiotherapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, n. 4, p. 881–901, fev 2011.

KAWAMOTO, R. H.; CAMPOS, T. R. Modelo Computacional Para Fins Radiodosimétricos em Procedimentos Radiodontológicos. **International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2013**, n. 45, nov 2013.

KRAMER, R. et al. **Calculation of Dose From External Photon Exposure Using Reference Human Phantom and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**. Neuherberg: GSF-National Research for Environment and Health, 1982.

KRAMER, R. et al. All About MAX: A Male Adult Voxel Phantom For Monte Carlo Calculations in Radiation Protection Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 48, n. 10, p. 1239–1262, mai 2003.

LEAL NETO, V.; VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. Aplicativo Para Dosimetria Interna Usando a Distribuição Biocinética de Fótons Baseada em Imagens de Medicina Nuclear. **Radiologia Brasileira**, v. 47, n. 5, p. 275–282, out 2014.

- LEE, C. et al. The UF Family of Reference Hybrid Phantoms For Computational Radiation Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, v. 55, n. 2, p. 339–363, jan 2010.
- LEHNE, O. A.; WOLD, P.; REENSKAUG, T. **Working With Objects: The Ooram Software Engineering Method**. [S.l.]: Manning Pubns Co, 1995.
- LIMA, V. J. M. et al. Development of 5-and 10-year-old Pediatric Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces. **Medical Physics**, v. 38, n. 8, p. 4723–4736, jul 2011.
- LIRIA, E. et al. Implementación Modular En GPU de Un Algoritmo de Reconstrucción Basado En FDK Para Tomografía de Rayos X. **XXIX Congreso Anual de La Sociedad Española de Ingeniería Biomédica**, p. 307–310, nov 2011.
- LJUNGBERG, M.; STRAND, S. E.; KING, M. A. **Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging**. 2. ed. Florida: CRC Press, 2012.
- LVS, O. **Official Linux Virtual Server On-line Documentation**. 2017. Disponível em: <<http://www.linuxvirtualserver.org>>. Acesso em: 02 de junho de 2017.
- MACÊDO, D. **Arquitetura de Aplicações em 2, 3, 4 ou N Camadas**. 2017. Disponível em: <<https://www.diegomacedo.com.br/arquitetura-de-aplicacoes-em-2-3-4-ou-n-camadas/>>. Acesso em: 07 de agosto 2017.
- MALTHEZ, A. L. M. C. **Aplicabilidade e Validação do Geant4 Para Fótons e Eléctrons Em Radioterapia**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Campinas, 2011.
- MAURO, R. A. P.; SOUZA, D. M.; COSTA, A. M. Produto Kerma No Ar-Área e Dose Efetiva Em Radiodiagnóstico Odontológico. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 10, n. 1, p. 22, mar 2017.
- MEIRA JÚNIOR, N. G. **Cálculo de Coeficientes de Conversão Utilizando Modelos Baseados Em Mesh**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Santa Cruz, 2011.
- MENDELEY. **Mendeley: academic software for research papers**. 2017. Disponível em: <<http://www.mendeley.com>>. Acesso em: 4 de abril de 2017.
- MIKTEX. **The MiKTeX Project**. 2018. Disponível em: <<http://www.miktex.org>>. Acesso em: 24 de janeiro de 2018.
- MOREIRA, J. V. A. **Radiobiologia : Efeito das Radiações Ionizantes Na Célula e Formas de Protecção das Radiações Ionizantes**. Dissertação (Mestrado) — Universidade da Beira Interior, 2011.
- MOZILA. **JavaScript Reference**. 2019. Disponível em: <<https://developer.mozilla.org/en-US/docs/Web/JavaScript>>. Acesso em: 03 de fevereiro 2019.
- MYSQL, A. **MySQL Reference Manual For Version 8.0, Official On-line Documentation**. 2017. Disponível em: <<http://www.mysql.com>>. Acesso em: 02 de junho de 2017.

- NAGEL, H. D. **Radiation Exposure in Computed Tomography : fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology**. Hamburg: H.D. Nagel, 2002.
- NAVARRO, M. V. T.; COSTA, E. A.; DREXLER, G. G. Controle de Riscos em Radiodiagnóstico: uma abordagem de vigilância sanitária. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 15, n. suppl 3, p. 3477–3486, nov 2010.
- NAVARRO, M. V. T. et al. Controle de Riscos à Saúde Em Radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica. **História, Ciências, Saúde-Manguinhos**, v. 15, n. 4, p. 1039–1047, dez 2008.
- NEA, N. E. A. **EGS4, Electron Photon Shower Simulation by Monte-Carlo**. 2018. Disponível em: <<http://www.oecd-nea.org/tools/abstract/detail/ccc-0331/>>. Acesso em: 04 de fevereiro de 2018.
- NEA, N. E. A. **PENELOPE-2014 A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. 2019. Disponível em: <<https://www.oecd-nea.org/science/docs/2015/nsc-doc2015-3.pdf>>. Acesso em: 07 de fevereiro de 2019.
- NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. **The EGS5 Code System**. Stanford Linear Accelerator Center Stanford University, CA (USA), 1985.
- NIAS, A. **An Introduction to Radiobiology**. 2. ed. West Sussex: John Wiley & Sons, 1998.
- OBAL, T. M. **Uma Abordagem Multiobjetivo ao Problema da Intensidade de Dose em Planejamentos do Tratamento de Câncer por Radioterapia**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Paraná, 2011.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. 1. ed. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.
- OLIVEIRA, M. L.; KHOURY, H. Influência do Procedimento Radiográfico na Dose de Entrada na Pele de Pacientes em Raios-X Pediátricos. **Radiologia Brasileira**, v. 36, n. 2, p. 105–109, mar 2003.
- PAIXÃO, P. O. **Paralelização e Estudo de Desempenho de Simulações Dosimétricas por Monte Carlo Utilizando o Código Gate/Geant4**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Santa Cruz, 2016.
- PAVÃO, R. Modelos Computacionais Aplicados à Neurociência Cognitiva. **Revista de Biologia**, v. 5, p. 7–12, dez 2010.
- PEGDEN, C. D.; SHANNON, R. E.; SADOWSKI, R. P. **Introduction to Simulation Using SIMAN**. 2. ed. New York: McGraw-Hill, 1995.
- PHP, G. **PHP Hypertext Preprocessor Official PHP On-line Documentation**. 2017. Disponível em: <[www.php.net](http://www.php.net)>. Acesso em: 02 de junho de 2017.
- REIS JÚNIOR, J. P. **Cálculos dos Coeficientes de Conversão Para Dose Efetiva Em Termos do Kerma no Ar Para Fótons Utilizando Simulador Antropomórfico de Voxels e o Código MCNPX**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.

SALVAT, F. et al. **PENELOPE: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. Paris: Nuclear Energy Agency Organisation For Economic Co-Operation And Development, 2001.

SIMIC, D.; RISTIC, S.; OBRADOVIC, S. Measurement of the Achieved Performance Levels of the WEB Applications With Distributed Relational Database. **Electro Energetics: Facta Universitatis**, v. 20, n. 1, p. 31–43, abr 2007.

SMITH, R. B. Is Computed Tomography Safe? **New England Journal of Medicine**, v. 363, n. 1, p. 1–4, jul 2010.

SOARES, C. et al. Colimador Alternativo Para o Modelo XR-100T Com CdTe, Usado Em Medidas Diretas de Espectros de Radiodiagnóstico. **Scientia Plena**, v. 10, n. 1, dez 2014.

SOARES, C. S. **Caracterização Experimental em Geometria de Feixe Direto de um Tubo Típico de Radiologia Diagnóstica**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual de Santa Cruz, 2012.

STRULAB, D. et al. GATE (geant4 application for tomographic emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. **Nuclear Physics B - Proceedings Supplements**, v. 125, p. 75–79, set 2003.

TEXNICCENTER. **Editor TeXnicCenter**. 2018. Disponível em: <<http://www.texniccenter.org>>. Acesso em: 24 de janeiro de 2018.

THOMPSON, L. **Resposta Radiológica e Dosimetria Em Phantom Físico de Cabeça e Pescoço Para Radioterapia Conformacional 3D**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.

TRAIAN, O. S. C. **A high-level overview of LAMP's building blocks and overall system environment, displayed here in combination with optionally used web caches**. 2018. Disponível em: <<https://bit.ly/2u9EMW7>>. Acesso em: 03 de janeiro 2018.

TRINDADE, B. M.; CAMPOS, T. P. R. Sistema Computacional para Dosimetria de Nêutrons e Fótons Baseado em Métodos Estocásticos Aplicado a Radioterapia e Radiologia. **Radiologia Brasileira**, v. 44, n. 2, p. 109–116, abr 2011.

VIEIRA, I. F. **Desenvolvimento de Um Software Para Modelagem de Tomógrafos Por Emissão de Pósitrons**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, 2013.

W3C, R. **HTML 5.2 W3C Recommendation**. 2017. Disponível em: <<https://www.w3.org/TR/html5/>>. Acesso em: 20 de dezembro 2017.

W3C, W. G. N. **CSS Snapshot 2018 W3C Working Group Note**. 2018. Disponível em: <<https://www.w3.org/TR/2019/NOTE-css-2018-20190122/>>. Acesso em: 30 de janeiro 2018.

W3SCHOOLS. **What is the HTML DOM?** 2017. Disponível em: <[https://www.w3schools.com/whatis/whatis\\_html5dom.asp](https://www.w3schools.com/whatis/whatis_html5dom.asp)>. Acesso em: 20 de dezembro 2017.

W3SCHOOLS. **CSS Syntax and Selectors**. 2018. Disponível em: <[https://www.w3schools.com/css/css\\_syntax.asp](https://www.w3schools.com/css/css_syntax.asp)>. Acesso em: 30 de janeiro 2018.

WIKIBOOKS. **LaTeX**. 2018. Disponível em: <<http://en.wikibooks.org/wiki/LaTeX>>. Acesso em: 24 de janeiro de 2018.

XEROX. MVC XEROX PARC 1978-79. **Dynabook System Requirements**, 1979.

XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Boca Raton: CRC Press, 2010.

XU, X. G. et al. A Boundary-representation Method For Designing Whole-body Radiation Dosimetry Models: pregnant females at the ends of three gestational periodsRPI-P3, -P6 and -P9. **Physics in Medicine and Biology**, v. 52, n. 23, p. 7023–7044, dez 2007.

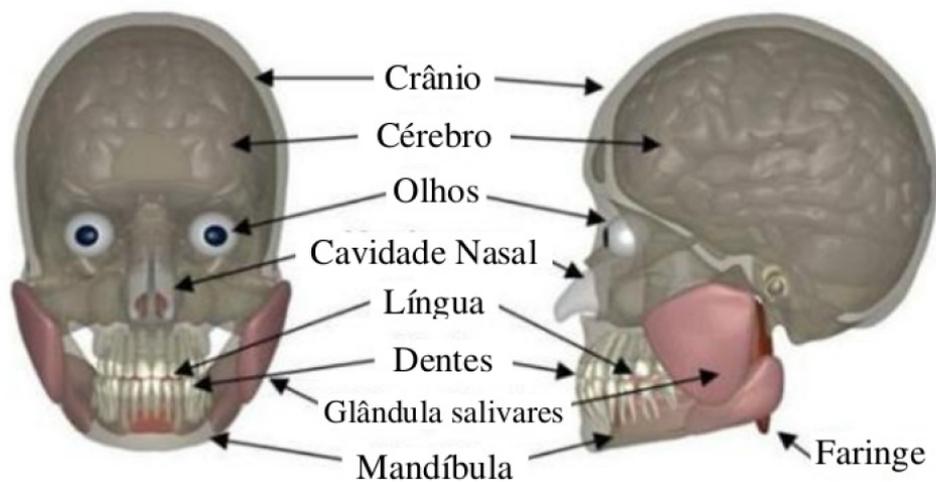
YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: Princípios e Aplicações Em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, p. 141–149, mar 2009.

ZOETELIEF, J. et al. Patient Dosimetry For X-rays Used in Medical Imaging. **Journal of the ICRU**, v. 5, p. 1–113, dez 2005.

## Apêndices

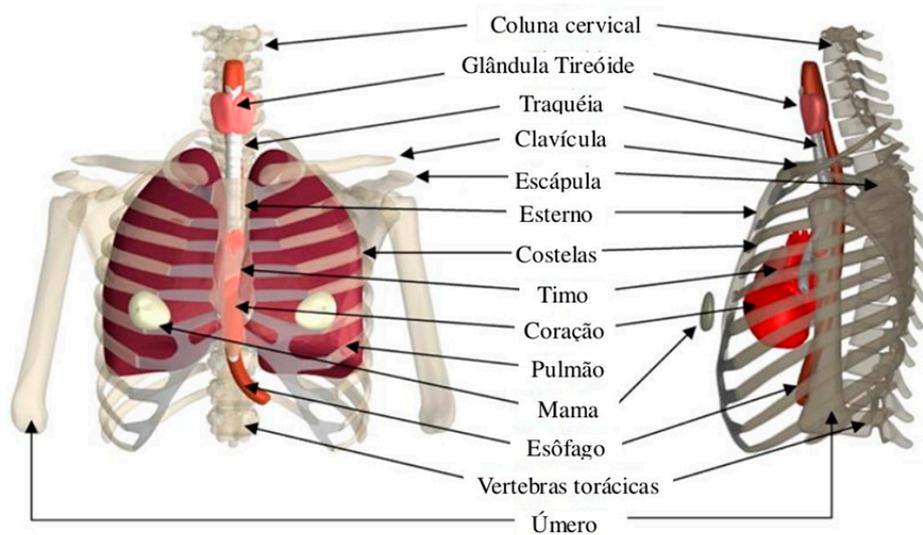
## APÊNDICE A – ÓRGÃOS DO MODELO *MASH\_3*.

Figura 32 – Região da cabeça do modelo *MASH\_3*.



Fonte: (CASSOLA et al., 2010).

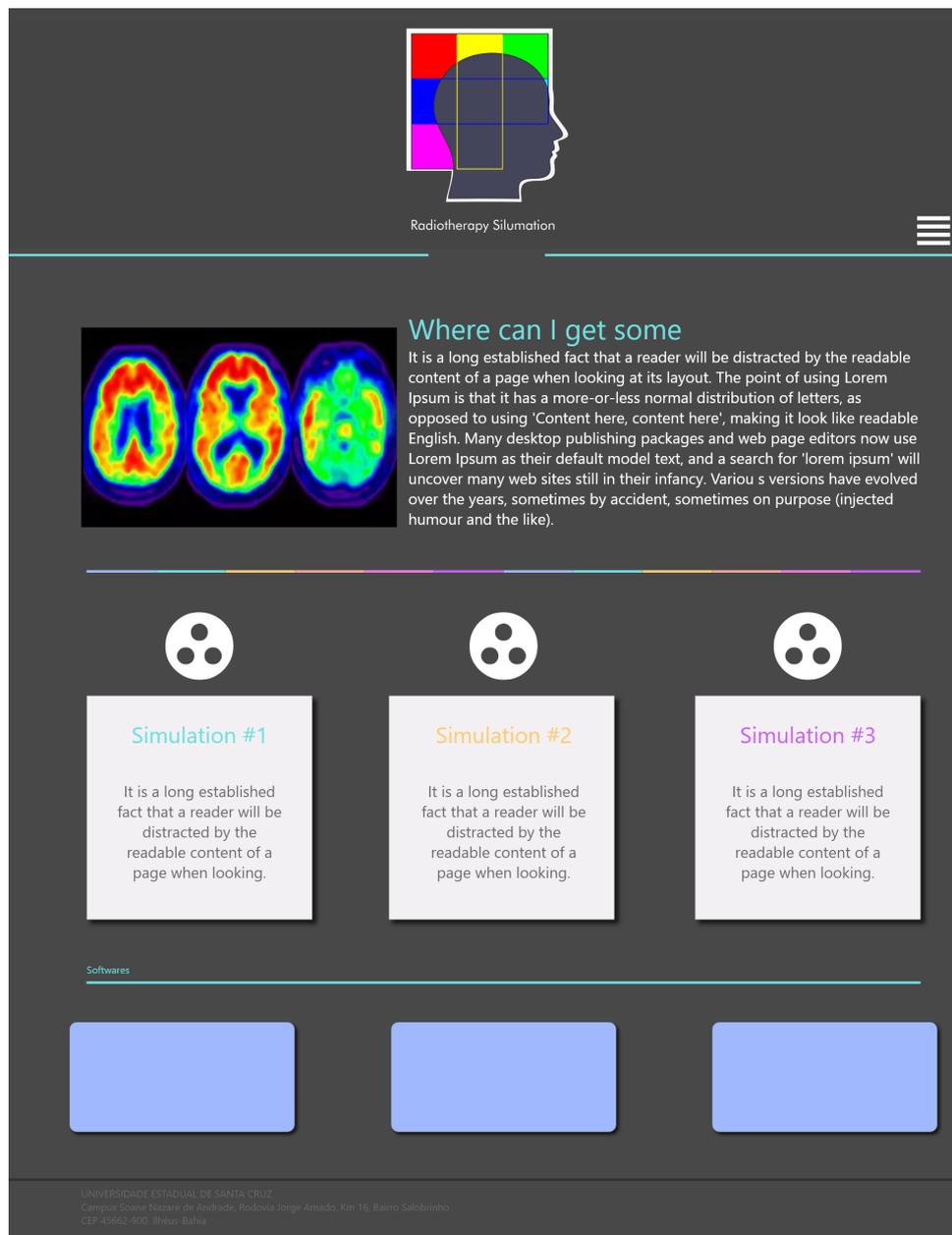
Figura 33 – Região do pescoço e tórax do modelo *MASH\_3*.



Fonte: (CASSOLA et al., 2010).

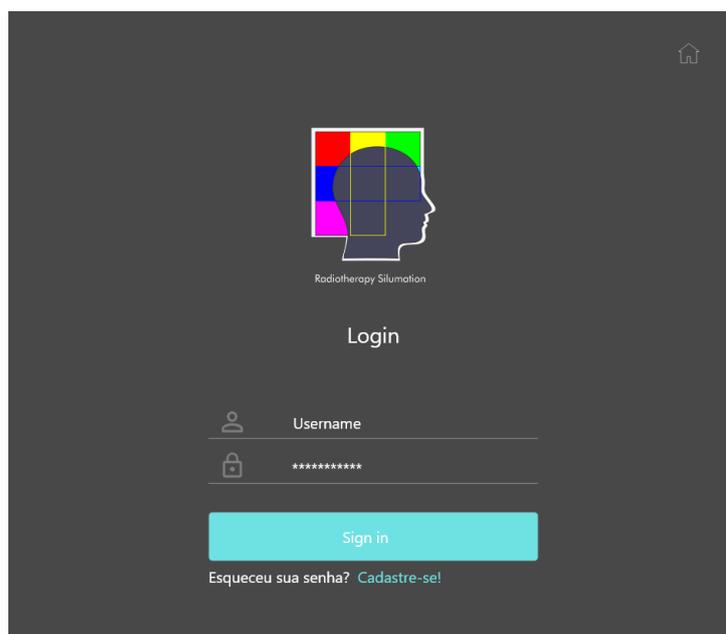
# APÊNDICE B – PROTÓTIPO DA INTERFACE WEB PARA PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO DOSIMÉTRICA

Figura 34 – Página *home* da *view* da plataforma.



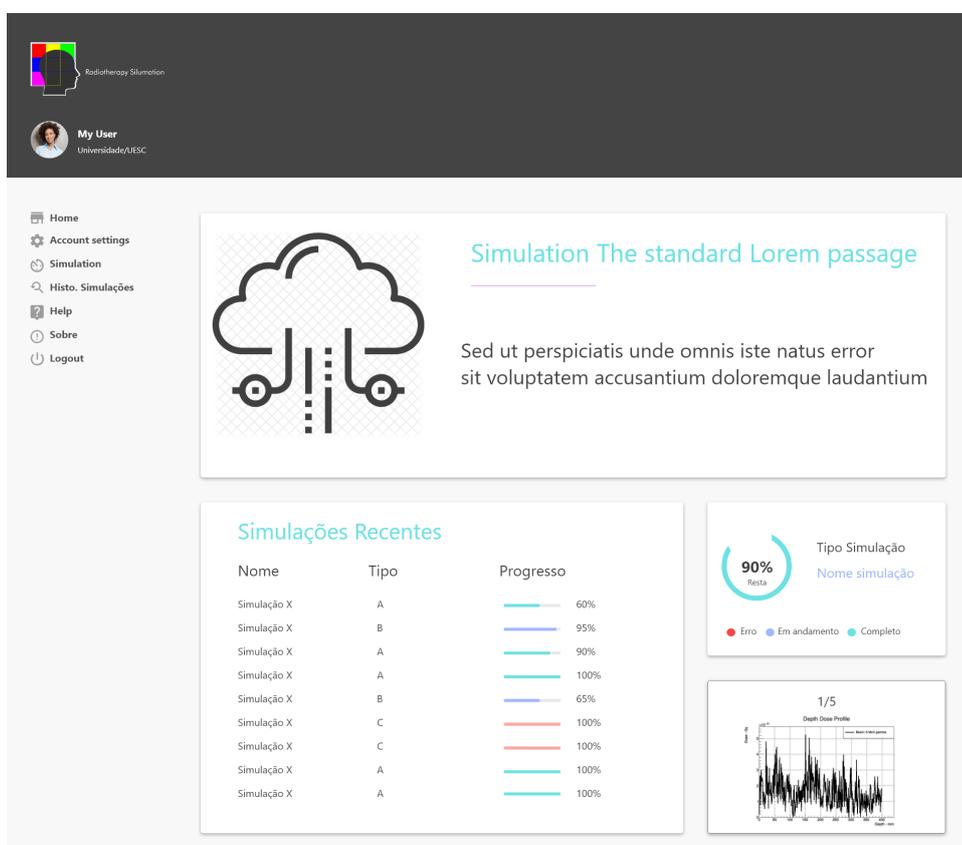
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 35 – Tela de login da plataforma.



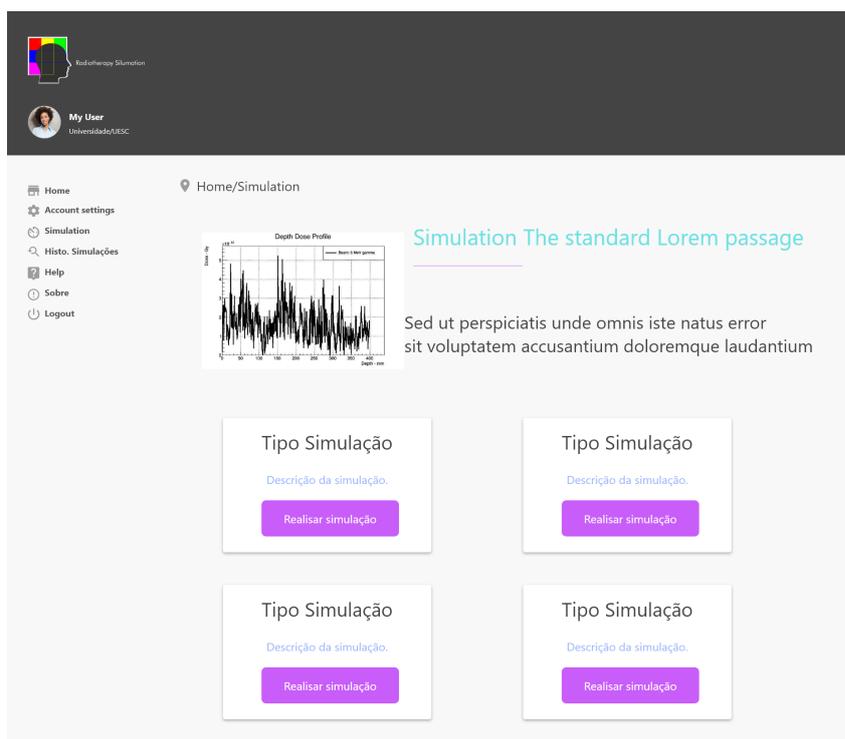
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 36 – Tela principal de gerenciamento das funcionalidades da plataforma.



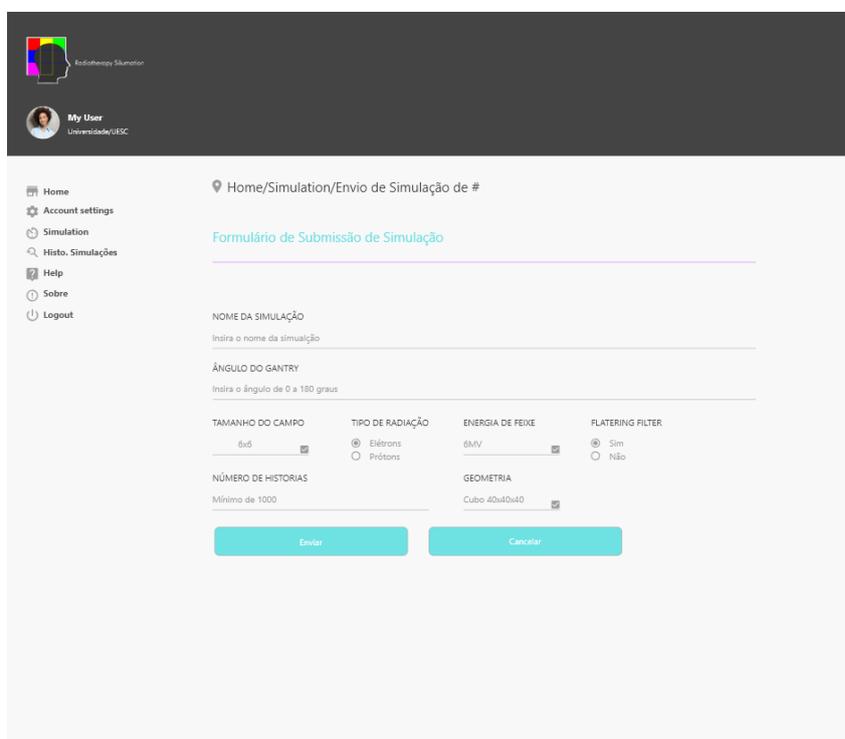
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 37 – Tela de simulações disponíveis na plataforma e liberadas ao usuário.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 38 – Tela de submissão de simulação para o servidor da plataforma.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 39 – Tela de gerenciamento das simulações/históricos realizadas na plataforma.

Radiotherapy Simulation

My User  
Universidade/UESC

Home/Histo. Simulações

#Protos Simulation #Gama Simulation #Benchmarks Simulation

Tipo Simulação							
PID	Nome	Status	Início	Tempo Restante	Progresso	Término	
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir
1234	Simu 01	Completo	02-01-2018	00:00:00	100%	02-02-2017	Excluir

Fonte: Elaborada pelo autor.

## APÊNDICE C – ARQUITETURA USADA NAS SIMULAÇÕES DOS RESULTADOS DA PESQUISA

Arquitetura do computador utilizado como servidor para realizar as simulações.

**Sistema Operacional 64bits:** Linux Ubuntu 16.04.

**Processador:** Intel®Core™ i7-7500U CPU @2.70GHz 2.90GHz

Duo Core com quatro núcleos (Figura 40).

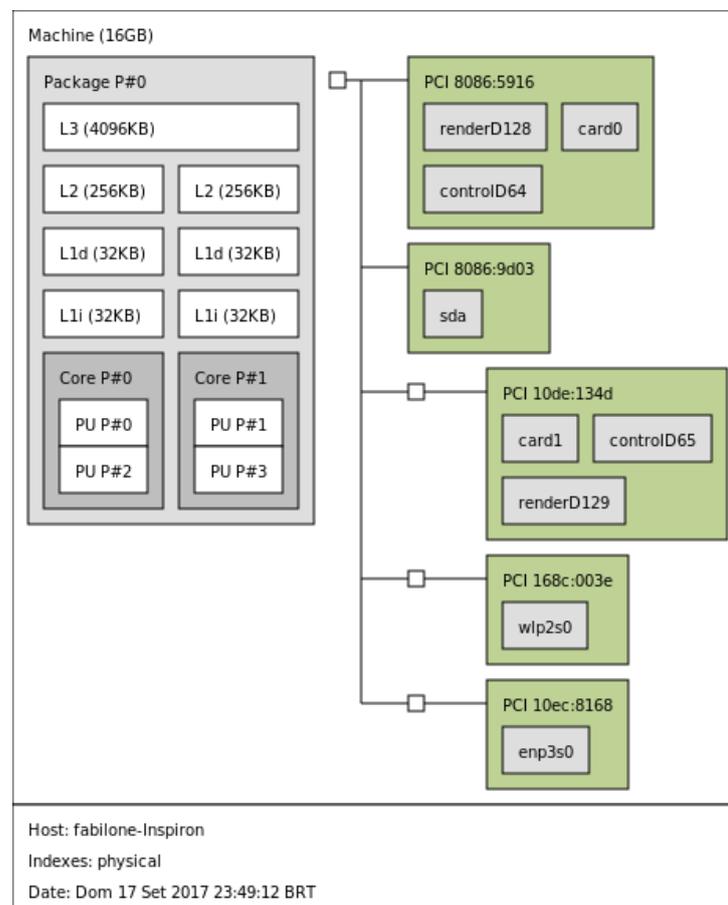
**Memória RAM:** 16 GB

**GATE:** Versão 7.2

**GEANT4:** Versão 10.2

**ROOT:** Versão 6

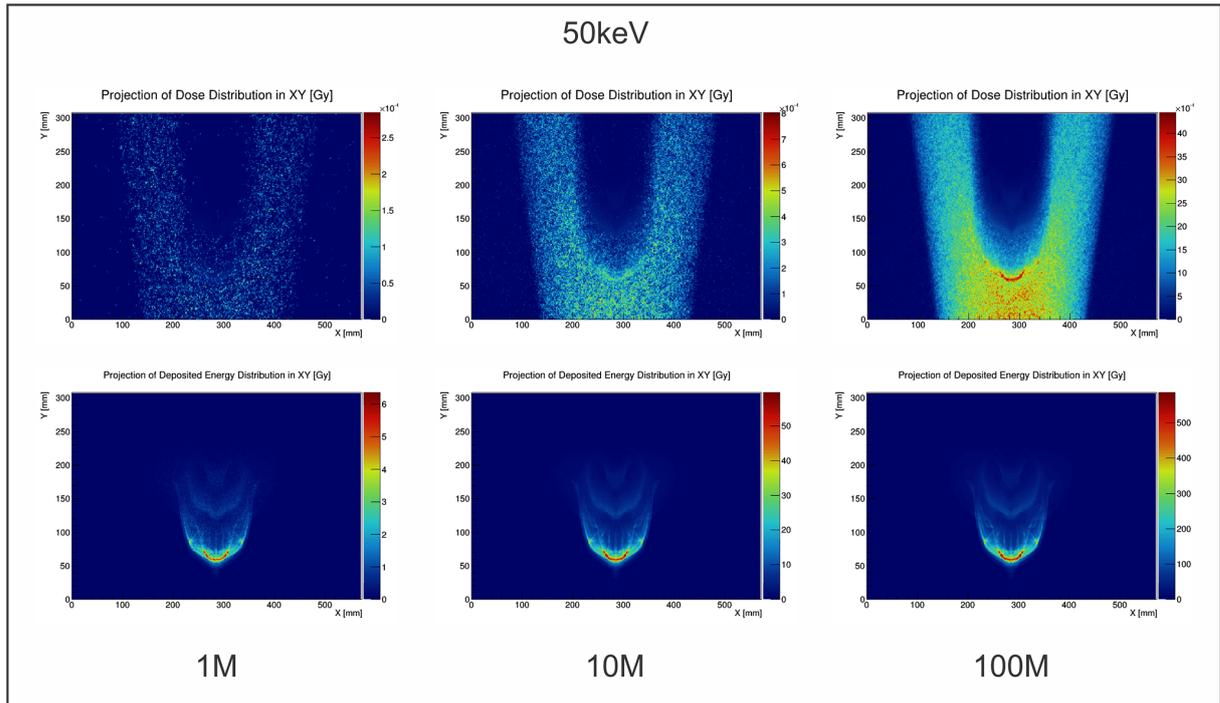
Figura 40 – Arquitetura do computador utilizado na pesquisa.



Fonte: Elaborada pelo autor.

## APÊNDICE D – DISTRIBUIÇÃO DE DOSES PARA UMA FONTE DE 50 KEV

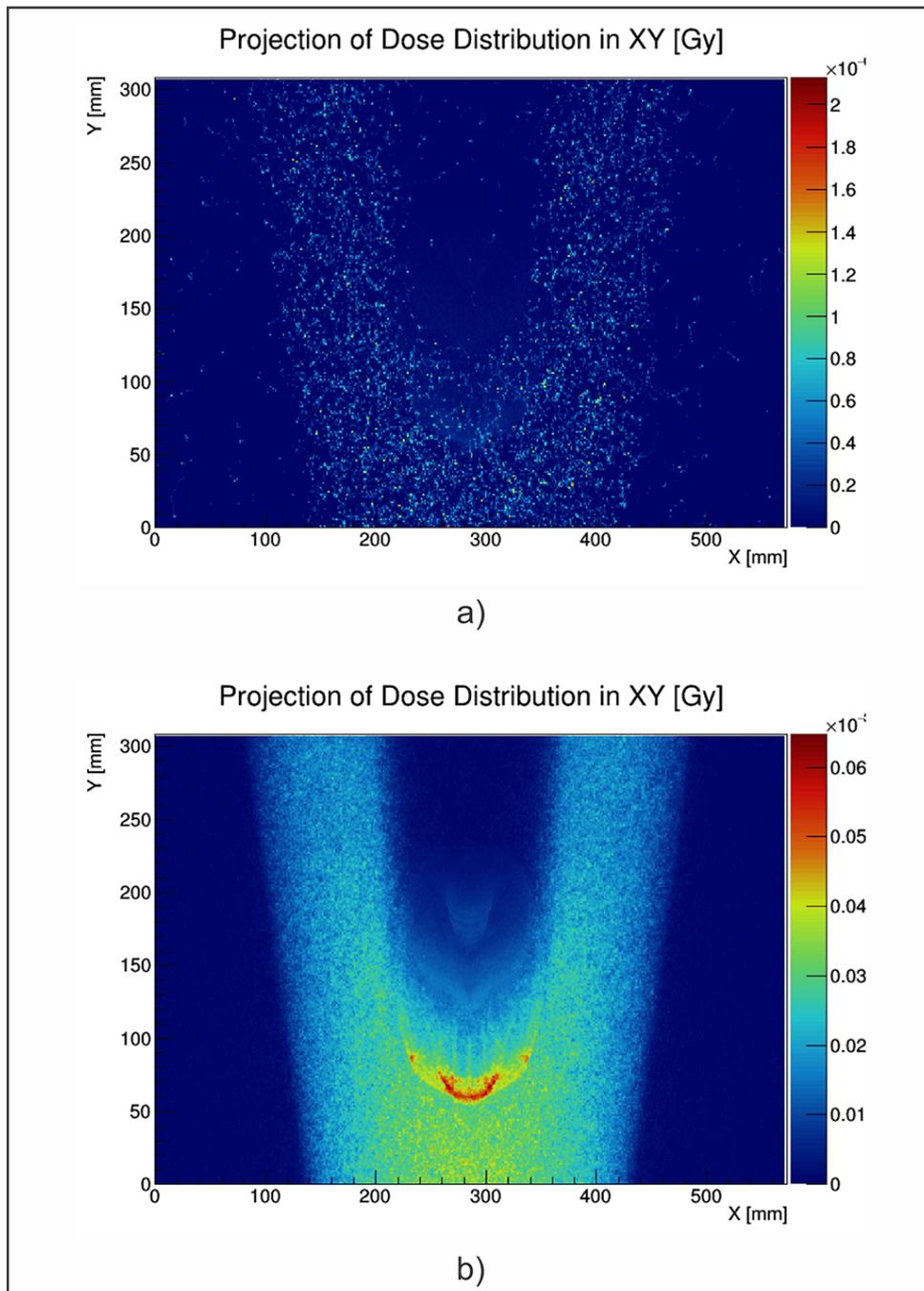
Figura 41 – Projeção de doses usando 1, 10 e 100 milhões de histórias respectivamente para uma fonte de  $50keV$ .



Fonte: Dados da pesquisa.

## APÊNDICE E – DISTRIBUIÇÃO DE DOSES PARA UMA FONTE DE 120 KEV

Figura 42 – Distribuição de doses usando uma fonte de 120 keV. a) usando 1 milhão de histórias, b) usando 200 milhões de histórias.



Fonte: Dados da pesquisa.

## APÊNDICE F – MACRO GATE/GEANT4 ADAPTADA PARA O CÁLCULO DE DOSE COM O MASH\_3

```

# =====
# VERBOSE and VISUALISATION
# =====
/gate/verbose Physic 0
/gate/verbose Cuts 0
/gate/verbose SD 0
/gate/verbose Actions 0
/gate/verbose Actor 0
/gate/verbose Step 0
/gate/verbose Error 0
/gate/verbose Warning 0
/gate/verbose Output 0
/gate/verbose Beam 0
/gate/verbose Volume 0
/gate/verbose Image 0
/gate/verbose Geometry 0
/gate/verbose Core 0
/run/verbose 0
/event/verbose 0
/tracking/verbose 0
/run/verbose 0
/event/verbose 0
/tracking/verbose 0
#=====
# VISUALISATION
# =====
#/vis/openOGL
#/vis/viewer/set/viewpointThetaPhi 45 45
#/vis/viewer/zoom 1
#/vis/drawVolume
#/vis/viewer/ush
#/tracking/storeTrajectory
#/vis/scene/add/trajectories
#/vis/scene/endOfEventAction 1 accumulate

```

```
#=====
# GEOMETRY
#=====
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db
#=====
# WORLD
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/geometry/setXLength 2.0 m
/gate/world/geometry/setYLength 2.0 m
/gate/world/geometry/setZLength 2.0 m
#=====
# Plane X-Ray
/gate/world/daughters/name xRay
/gate/world/daughters/insert box
/gate/xRay/geometry/setXLength 60 cm
/gate/xRay/geometry/setYLength 0.1 cm
/gate/xRay/geometry/setZLength 60 cm
/gate/xRay/setMaterial Air
/gate/xRay/vis/setColor yellow
/gate/xRay/vis/forceWireframe
/gate/xRay/placement/setTranslation 0 20 0 cm
#=====
# patient CT
/gate/world/daughters/name
/gate/world/daughters/insert patient ImageRegionalizedVolume
/gate/patient/geometry/setImage data/MASHheadneck.mhd
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/MASH2MaterialsOK.db
/gate/patient/geometry/setRangeToMaterialFile
data/MASH2MaterialsOK.txt
# Generate the dmap (needed by ImageRegionalizedVolume)
/gate/patient/geometry/buildAndDumpDistanceTransfo
data/MASHheadneck050kV.mhd.mhd
# Use it.
/gate/patient/geometry/distanceMap data/MASHheadneck050kV.mhd.mhd
/gate/patient/placement/setTranslation 0 0 0 mm
/gate/patient/vis/setColor blue
#=====
# PHYSICS
#=====
```

```
/gate/physics/addPhysicsList emstandard opt3
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion patient 0.5 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion patient 0.5 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion patient 0.5 mm
/gate/physics/displayCuts
#=====
# DETECTORS
#=====
/gate/actor/addActor SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save output050kV/stat-photon050kV.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds 120
/gate/actor/addActor DoseActor doseDistribution
/gate/actor/doseDistribution/attachTo patient
/gate/actor/doseDistribution/stepHitType random
/gate/actor/doseDistribution/setPosition 0 0 0 mm
/gate/actor/doseDistribution/setVoxelSize 1.2 1.2 1.2 mm
/gate/actor/doseDistribution/saveEveryNSeconds 120
/gate/actor/doseDistribution/enableEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableUncertaintyEdep true
/gate/actor/doseDistribution/enableDose true
/gate/actor/doseDistribution/enableNumberOfHits false
/gate/actor/doseDistribution/save output050kV/photon050kV.mhd
/gate/actor/addActor FluenceActor Detector
/gate/actor/Detector/save output050kV/xRay050kV.mhd
/gate/actor/Detector/attachTo xRay
/gate/actor/Detector/stepHitType pre
/gate/actor/Detector/setSize 600 1 600 mm
/gate/actor/Detector/setResolution 600 1 600
/gate/actor/Detector/enableScatter true
/gate/actor/Detector/saveEveryNSeconds 120
#=====
# INITIALISATION and START
#=====
#=====
# INITIALISATION
#=====
```

```

/gate/run/initialize
#=====
# BEAMS : x-Ray 50kV
#=====
#=====
# Type of particle & Energy spectrum
#=====
/gate/source/addSource mybeam gps
/gate/source/mybeam/setIntensity 10.
/gate/source/mybeam/gps/particle gamma
/gate/source/mybeam/gps/ene/type User
/gate/source/mybeam/gps/hist/type energy
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0005 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0010 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0015 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0020 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0025 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0030 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0035 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0040 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0045 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0050 0.00E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0055 1.65E-035
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0060 1.52E-026
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0065 3.30E-020
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0070 2.04E-015
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0075 9.17E-012
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0080 6.14E-009
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0085 1.05E-005
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0090 5.78E-005
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0095 8.18E-003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0100 9.87E-002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0105 8.89E-002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0110 5.60E-001
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0115 6.59E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0120 6.89E+000
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0125 1.81E+001
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0130 4.74E+001
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0135 1.09E+002

```

/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0140	2.15E+002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0145	3.93E+002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0150	6.65E+002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0155	1.05E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0160	1.57E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0165	2.22E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0170	3.04E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0175	3.96E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0180	5.02E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0185	6.18E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0190	7.42E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0195	8.73E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0200	1.01E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0205	1.14E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0210	1.27E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0215	1.40E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0220	1.53E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0225	1.65E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0230	1.76E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0235	1.86E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0240	1.96E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0245	2.04E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0250	2.11E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0255	2.19E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0260	2.24E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0265	2.29E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0270	2.33E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0275	2.36E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0280	2.39E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0285	2.41E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0290	2.42E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0295	2.41E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0300	2.41E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0305	2.40E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0310	2.38E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0315	2.36E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0320	2.34E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0325	2.31E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint	0.0330	2.27E+004

```
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0335 2.23E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0340 2.19E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0345 2.14E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0350 2.09E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0355 2.04E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0360 1.99E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0365 1.93E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0370 1.87E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0375 1.81E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0380 1.75E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0385 1.68E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0390 1.62E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0395 1.55E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0400 1.48E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0405 1.41E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0410 1.34E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0415 1.27E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0420 1.20E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0425 1.12E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0430 1.05E+004
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0435 9.75E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0440 9.00E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0445 8.25E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0450 7.50E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0455 6.75E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0460 5.99E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0465 5.24E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0470 4.48E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0475 3.73E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0480 2.98E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0485 2.23E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0490 1.48E+003
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0495 7.39E+002
/gate/source/xraybeam/gps/histpoint 0.0500 6.16E+001
#=====
# Position and shape
#=====
/gate/source/mybeam/gps/position 0 -1000 0 mm
/gate/source/mybeam/gps/pos/type Point
```

```
/gate/source/mybeam/gps/ang/type iso
/gate/source/mybeam/gps/ang/mintheta 0. deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/minphi 0. deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxphi 360. deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/rot1 1 0 0
/gate/source/mybeam/gps/ang/rot2 0 0 1
/gate/source/mybeam/gps/pos/rot1 1 0 0
/gate/source/mybeam/gps/pos/rot2 0 0 1
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxtheta 10 deg
#=====
# START BEAMS
#=====
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/run/enableGlobalOutput false
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/vis/disable
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 4000000000
/gate/application/start
```