



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

BIANCA COUTINHO MUNIZ

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA
AVALIAÇÃO DE DOSE EM PACIENTES DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Recife
2021

BIANCA COUTINHO MUNIZ

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA
AVALIAÇÃO DE DOSE EM PACIENTES DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.

Coorientador: Prof. Dr. Claudio José Mesquita Menezes.

Recife

2021

BIANCA COUTINHO MUNIZ

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO PARA
AVALIAÇÃO DE DOSE EM PACIENTES DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Tecnologias Energéticas e Nucleares Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovada em: 30/08/2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. José Araújo dos Santos Júnior (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. José Wilson Vieira (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco

Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha mãe, Célia de Moraes Coutinho Muniz, que persistiu muitas vezes mais do que eu em todos os momentos para a conclusão deste trabalho. Ao meu pai, Marconi Marcos Muniz que me amparou sempre que a exaustão era mais forte e, também, a minha irmã, Brena Coutinho Muniz, por me incentivar e não permitir que desistisse.

Ao Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima e ao Prof. Dr. Claudio José Mesquita Menezes que orientaram e forneceram o conhecimento científico para que eu pudesse concluir este trabalho.

Aos funcionários Suy, Renata e Marcelo do CRCN/NE pelo apoio e suporte em todas as leituras de TLDs e experimentos.

Ao CNPq pela bolsa de mestrado.

E a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão da dissertação.

RESUMO

A Radiologia Odontológica é uma modalidade da Radiologia essencial para o diagnóstico e planejamento terapêutico de patologias orais. No entanto, como nenhuma exposição aos raios-X pode ser considerada completamente livre de riscos, existe uma responsabilidade em garantir uma proteção radiológica adequada. Ainda mais quando dentro do campo de exposição estão órgãos-críticos da região da cabeça e pescoço como a tireoide, as glândulas salivares e o cristalino. A Dosimetria Computacional utiliza de Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) para realizar avaliações dosimétricas em situações de exposição a radiação. Tais modelos são compostos essencialmente por um algoritmo simulador de uma fonte radioativa, um fantoma computacional e um código Monte Carlo (MC) para simular transporte, a interação da radiação com a matéria, assim como avaliar a energia depositada nas regiões de interesse. Esse trabalho desenvolveu um MCE para avaliar dose absorvida em órgão críticos da cabeça e pescoço em exposições de pacientes em exames periapicais. O fantoma computacional construído a partir de imagens do fantoma físico Alderson Rando com 32 dosímetros termoluminescentes (TLDs) posicionados nos pontos de interesse foi acoplado ao código MC EGSnrc para gerar o MCE EGSnrc/ODONTO. De tal forma que a avaliação da dose absorvida nas regiões dos órgãos críticos pudesse ser avaliada e comparada com simulações experimentais para validação do modelo. O TLD nas regiões a seguir apresentaram o maior desvio padrão na região do cristalino esquerdo (37,6%) e direito (33,9%), e o menor desvio para a glândula tireoide (1,9%), que foi adequado para a validação do modelo. Os resultados mostraram que tanto o fantoma ODONTO pode ser utilizado para aplicações de exposição na região do crânio e pescoço quanto a validação para o MCE EGSnrc/ODONTO pode simular de maneira satisfatória exames periapicais para avaliação de dose absorvida no paciente.

Palavras-chave: fantasmas computacionais; radiologia odontológica; modelos computacionais de exposição; EGSnrc.

ABSTRACT

Dental Radiology is an essential Radiology modality for the diagnosis and therapeutic planning of oral pathologies. However, as no exposure to X-rays can be considered completely risk-free, there is a responsibility to ensure adequate radiological protection. Even more so when in the field of exposure are critical organs in the region of the head and neck such as thyroid, salivary glands and eyes lens. Computational Dosimetry uses Computational Exposure Models (ECMs) to perform dosimetric evaluation in situations of radiation exposure. Such models are essentially composed of an algorithm simulating a radioactive source, a computational phantom and a Monte Carlo (MC) code to simulate transport, the interaction of radiation with matter, as well as evaluating the energy deposited in the regions of interest. This work developed an ECM to assess absorbed dose to critical organs of the head and neck in patient exposures in periapical exams. The computational phantom built from images of the physical phantom Alderson Rando with 32 thermoluminescent dosimeters (TLDs) positioned at the points of interest was coupled to the MC code EGSnrc to generate the ECM EGSnrc/ODONTO. In such a way that the evaluation of the absorbed dose in the regions of critical organs could be evaluated and compared with experimental simulations to validate the model. The TLDs in the follow regions presented the largest deviation in the region of the left (37.6%) and right (33.9%) eyes lens, and the smallest deviation for the thyroid gland (1.9%), adequate for the validation of the model. The results show that the ODonTO phantom can be used for exposure applications in the cranium and neck region and the validation for the EGSnrc/ODONTO ECM can satisfactorily simulate periapical exams for absorbed dose evaluation in patients.

Keywords: computational phantoms; dental radiology; computational exposure models; EGSnrc.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela técnica do paralelismo	18
Figura 2 –	Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela técnica da bisettriz	18
Figura 3 –	Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela incidência interproximal (<i>bitewing</i>)	19
Figura 4 –	Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem para incidência oclusal da arcada superior	20
Figura 5 –	Esquema do funcionamento do conjunto tubo de raios-X e filme radiográfico na incidência panorâmica	21
Figura 6 –	Fantoma físico Alderson RANDO na versão masculina	26
Figura 7 –	Fatia 30 da pilha de imagens DICOM visualizadas no <i>software RadiaAnt DICOM viewer</i>	32
Figura 8 –	Representação dos conjuntos de TLDs	33
Figura 9 –	Visualização do fantoma de <i>voxels</i> ODONTO pelo <i>software</i> ImageJ	34
Figura 10 –	Menu PEGS Data na interface do EGSnrc	35
Figura 11 –	Arquivo *.egsinp para simulações com 6x10 ⁸ número de histórias	36
Figura 12 –	Arranjo experimental para incidência periapical dos incisivos superiores	38
Figura 13 –	Fatia 239 das imagens CT do fantoma físico Alderson RANDO	40
Figura 14 –	Fatia 233 do fantoma de <i>voxels</i> Alderson RANDO	41
Figura 15 –	Visualização do fantoma de <i>voxels</i>	41
Figura 16 –	Tempo computacional (s) em função do número de histórias (N) para o MCE EGSnrc/ODONTO	43
Figura 17 –	Coeficiente de Variância para o TLD 1 em função do número de histórias (N) para o MCE EGSnrc/ODONTO	43
Figura 18 –	Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 1 (Cristalino Direito)	44

Figura 19 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 2 (Cristalino Esquerdo)	44
Figura 20 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 3 (Glândula Tireoide)	45
Figura 21 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 4 (Glândula Submandibular Direita)	45
Figura 22 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 5 (Glândula Submandibular Esquerda)	45
Figura 23 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 6 (Glândula Sublingual Direita)	46
Figura 24 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 7 (Glândula Sublingual Esquerda)	46
Figura 25 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 8 (Superfície de Entrada na Pele)	46
Figura 26 – Resultados experimentais e das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 9 (<i>background</i>)	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Algoritmos de fontes disponíveis para o código EGSnrc	28
Tabela 2 –	Relação de lds e meios presentes no fantoma de <i>voxels</i>	42
Tabela 3 –	Relação de média, desvio padrão, erro relativo e D/Ds para cada conjunto	48
Tabela 4 –	Resultado D/INAK e suas médias por conjunto para cada simulação	50
Tabela 5 –	Comparação entre as razões dos resultados das medidas experimentais e das simulações	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Articulação Temporomandibular
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DIP	<i>Digital Image Processing</i>
EGS	<i>Electron-Gamma Shower</i>
EGSnrc	<i>Electron-Gamma Shower National Research Council</i>
FASH	<i>Female Adult Mesh</i>
FSTA	<i>Female Standing</i>
GEANT4	<i>Geometry and Tracking</i>
GDN	Grupo de Dosimetria Numérica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiological Unit and Measurements</i>
MCE	Modelo Computacional de Exposição
MC	Monte Carlo
MCNPX	<i>Monte Carlo N-Particle Extended</i>
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
PENELOPE	<i>Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons in matter</i>
PET/CT	<i>Positron Emission Tomography–Computed Tomography</i>
TLDs	Dosímetros termoluminescentes
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	Radiologia Odontológica	16
2.1.1	Técnicas Radiográficas Odontológicas	17
2.1.1.1	<i>Técnica Radiográfica Intrabucal Periapical</i>	18
2.1.1.2	<i>Técnica Radiográfica Intrabucal Interproximal</i>	19
2.1.1.3	<i>Técnica Radiográfica Intrabucal Oclusal</i>	19
2.1.1.4	<i>Técnica Radiográfica Extrabucal Panorâmica</i>	20
2.2	Dosimetria	22
2.2.1	Dosimetria Termoluminescente	23
2.2.2	Fantoma Físico Alderson Rando	25
2.3	Modelos Computacionais de Exposição	26
2.3.1	Código Monte Carlo	26
2.3.1.1	<i>Código Monte Carlo EGSnrc</i>	27
2.3.2	Fantomas Computacionais	28
2.3.2.1	<i>Fantomas de Voxels</i>	29
3	MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1	Materiais	30
3.2	Métodos	30
3.2.1	Simulação Computacional	31
3.2.1.1	<i>Construção do Fantoma de Voxels</i>	31
3.2.1.2	<i>Acoplamento ao Código Monte Carlo EGSnrc e Simulação Computacional</i>	34
3.2.2	Medidas Experimentais	37
3.2.3	Validação do Modelo Computacional	38
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
4.1	Fantoma de Voxels Odonto	40
4.2	MCE ODONTO/EGSnrc	42
4.3	Medidas Experimentais	44
4.4	Validação do Modelo Computacional	49
5	CONCLUSÃO	52

REFERÊNCIAS	53
ANEXO A – GRANDEZAS RADIOLÓGICAS	59

1 INTRODUÇÃO

Os exames realizados na Radiologia Odontológica são ferramentas essenciais para o diagnóstico e planejamento terapêutico de patologias orais. No entanto, dentro do campo de exposição do paciente nos principais exames dessa modalidade estão os órgãos-críticos como a tireoide, as glândulas salivares e o cristalino. Assim, como nenhuma exposição aos raios-X pode ser considerada completamente livre de riscos, existe uma responsabilidade em garantir uma proteção radiológica adequada a pacientes odontológicos (EC, 2004).

Considerando que as informações anatômicas adquiridas por meio de exames de imagens se mostraram imprescindíveis em tratamentos corretivos da arcada dentária, e devido a inexistência de um limiar de dose mínimo seguro desde o descobrimento dos efeitos biológicos da radiação estudos epidemiológicos começaram a ser direcionados para esta área de forma a analisar o impacto em indivíduos expostos. Preston-Martin e White (1990) publicaram um artigo de revisão no qual identificaram a radiografia diagnóstica como o fator de risco mais proeminente para o câncer de glândula parótida, por exemplo. Com os resultados obtidos puderam apurar que, dos exames retratados nos estudos, a maior parte da dose absorvida na parótida foi advinda de exames odontológicos. Visto a importância dos exames odontológicos e sua ampla requisição por profissionais dentistas e ortopedistas faciais, outros estudos como estes continuam sendo requeridos para acompanhar correlação entre os exames e a incidência de câncer em órgãos-crítico da cabeça e pescoço (EC, 2004). No entanto, como desenvolvimento tecnológico, as pesquisas quantitativas específicas para radiologia odontológica reduziram.

Em 2014, Lima *et al.*, após uma avaliação do perfil de solicitações de exames de imagens em Odontologia, observaram que a maior parte dos profissionais solicita exames no intervalo de 6 a 12 meses do exame clínico durante as três etapas de tratamento: planejamento, acompanhamento e preservação (etapa pós acompanhamento do paciente) e tratamento para promover longevidade de todos os tratamentos odontológicos. Considerando o intervalo de tratamento, a frequência de radiografias dentárias é maior que a de outras modalidades de radiodiagnóstico. Apesar da dose absorvida no paciente não ser alta dentro desta mesma comparação com outros exames de imagens, deve-se observar que os pacientes em tratamentos

longos são expostos às radiações, principalmente pelo número de repetições do mesmo exame em curto período de tempo.

Segundo Moura (2014), as radiografias periapical e panorâmica são as técnicas mais solicitadas entre os exames por imagem de uso odontológico, por apresentarem melhores benefícios quanto à facilidade de acesso e execução, assim como por serem amplamente difundidas academicamente. Sendo assim, considerando que um exame como o periapical completo pode ter de 14 a 18 radiografias realizadas de uma única vez, torna-se fundamental o controle das técnicas empregadas nos exames odontológicos, principalmente quando imagens de má qualidade são obtidas e podem incorrer em repetições e aumento das técnicas radiográficas que ocasionam maior dose absorvida de radiação no paciente.

Embora se preconizem que as doses e os riscos em Radiologia Odontológica sejam baixos, apresentando efeitos essencialmente estocásticos, as múltiplas ou frequentes exposições nos exames de radiologia odontológica aumentam o risco de tumores (NAPIER, 1999; GORI *et al.* 2000;) em órgãos-críticos como as glândulas salivares (PRESTON-MARTIN e WHITE, 1990; HORN-ROSS *et al.*, 1997; ARDENGHI *et al.*, 2003), a tireoide (HALLQUIST *et al.*, 1994; WINGREN *et al.*, 1997; ARDENGHI *et al.*, 2003; MENON *et al.*, 2010), o cristalino (PRESTON-MARTIN e WHITE, 1990; FONTANA *et al.*, 2020) e o cérebro (PRESTON-MARTIN e WHITE, 1990; PICANO *et al.*, 2012; CLAUS *et al.*, 2012; LIN *et al.*, 2013). Logo, os serviços de Radiologia Odontológica devem aperfeiçoar suas práticas de forma a reduzir as doses nestes órgãos, conforme o princípio básico da Otimização, definido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), na Norma CNEN NN 3.01.

Estimativas de risco para baixas doses como é o caso em odontologia exigem grandes números de amostras para garantir menor erro padrão. A maior parte das estimativas de risco publicadas utilizam o número total ou frequência de radiografias dentárias para cálculo. No entanto, a quantidade de dose de radiação mais apropriada para a estimativa do risco de câncer é a dose efetiva no órgão, a definição desta e das principais grandezas dosimétricas estão no Anexo I. Porém, a falta de um banco de dados médicos onde se mantenha um registro das doses administradas ou parâmetros técnicos usados rotineiramente, especialmente para radiografias dentárias torna a aquisição deste tipo de informação desafiador (FONTANA *et al.*, 2020).

Neste contexto, para estimar a distribuição de dose equivalente efetiva em órgãos e tecidos humanos, com o intuito de avaliar a dose efetiva decorrente da radiação, a dosimetria computacional utiliza-se de Modelos Computacionais de Exposição (MCE). Tais modelos podem ser utilizados para realizar avaliações dosimétricas nos órgãos de forma que indivíduos não sejam expostos às radiações ionizantes. Os modelos desenvolvidos pelo Grupo de Dosimetria Numérica (GDN) que possui um fantoma de *voxels* representando a geometria irradiada e algoritmos simuladores de fontes radioativas (internas e externas) acoplados a códigos Monte Carlo (MC) para simular o transporte e interação da radiação com a matéria e, também, a energia depositada no meio irradiado.

Deste modo, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um MCE para realizar avaliações dosimétricas em órgãos-críticos da cabeça e pescoço (o cristalino, as glândulas salivares sublinguais, glândulas salivares submandibulares e a glândula tireoide) em radiografias periapicais realizadas na Radiologia Odontológica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo está dividido em três seções que apresentam as referências relevantes para o desenvolvimento deste trabalho. Sendo a primeira fundamentando a Radiologia Odontológica e as técnicas radiográficas desta modalidade; a segunda descreve a dosimetria computacional aplicada; e a terceira aborda os métodos Modelos Computacionais de Exposição.

2.1 Radiologia Odontológica

A Radiologia Odontológica é uma modalidade da Radiologia que permite o estudo de órgãos e estruturas da cavidade oral para planejamento terapêutico e tratamento de patologias orais. Em 2008, a estimativa mundial de procedimentos radiológicos diagnósticos e intervencionistas foi de 3,6 bilhões, dos quais aproximadamente meio bilhão decorrente de raios-X diagnósticos provindos de procedimentos odontológicos, o que representa cerca de 15% de todos os exames (UNSCEAR, 2008). Horner (2014) considera uma estimativa subestimada, já que a maioria destes exames é realizada diretamente por dentistas sem a estrutura de apoio do suporte do físico médico e programas de controle de qualidade para garantir uma otimização de doses absorvidas; além da contabilização dos exames em países em desenvolvimento ser difícil embora o número de exames realizados nesta modalidade esteja aumentando (HORNER, 2011). Segundo Mettler *et al.* (2009), o número de procedimentos nesta modalidade era de 340 milhões entre 1980 e 1984, mais de 10 vezes o total de procedimentos que foi estimado para 1950. Entre 1997 a 2007 este quantitativo passou a ser de 466 milhões.

No Brasil, poucos são os trabalhos que realizam um levantamento quantitativo para exames radiológicos. No entanto, por meio de questionários, Lima *et al.* (2014) avaliou o perfil de solicitações de exames de imagens em uma amostra composta por 251 profissionais especialistas em Ortodontia e Ortopedia Facial do Brasil. Dessa forma, se apurou que a maior parte dos profissionais solicita exames antes do exame clínico, e estes exames são repetidos a cada intervalo de 6 a 12 meses para acompanhamento. Sendo a radiografia panorâmica a realizada com maior frequência desde a fase de diagnóstico à proervação, seguido pela cefalometria

lateral e periapical dos dentes anteriores, configurando estes três exames como os mais solicitados, em pelo menos uma das fases do tratamento.

Também em 2014, Moura e colaboradores avaliaram os exames radiográficos solicitados no atendimento inicial em uma Faculdade de Odontologia, considerando os sinais/sintomas e o motivo para busca pelo atendimento. Os resultados mostraram um total de 5.034 radiografias solicitadas e realizadas na consulta inicial de 1.567 pacientes que compuseram a amostra do estudo, levando à média e desvio de $3,24 \pm 2,97$ exames por paciente. Dentre os exames, as técnicas intrabucal periapical (64,41%) e extrabucal panorâmica (31,02%) foram as mais solicitadas, seguidas das técnicas de *bitwing* (3,73%), oclusal (0,82%) e extrabucais convencionais (0,02%).

2.1.1 Técnicas Radiográficas Odontológicas

Os exames radiográficos realizados em Odontologia são divididos em exames intrabucais e extrabucais. As radiografias intrabucais e a denominação para os exames em que o filme é mantido no interior da cavidade bucal do paciente, prática comum em odontologia; enquanto os extrabucais são praticados em pacientes ortodônticos, pois o filme é posicionado fora da boca do paciente favorecendo uma avaliação mais ampla das regiões craniofaciais (PANELLA *et al.*, 2006).

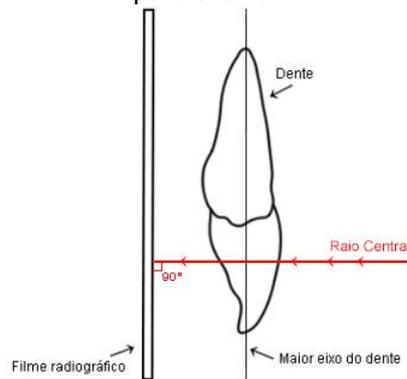
2.1.1.1 Técnica Radiográfica Intrabucal Periapical

A técnica radiográfica intrabucal mais realizada em consultórios é a periapical que mostra cada dente individualmente, além dos tecidos ao redor da raiz de cada dente. Esta técnica tem indicação para os seguintes casos: pesquisa de cáries, infecções e inflamações na raiz, avaliação de traumas, presença de dentes inclusos, avaliações que antecedem cirurgias, tratamento endodônticos, evolução de implantes, lesões periapicais, patologias ósseas, dentre outros.

O exame periapical completo divide tanto a mandíbula quanto a maxila em regiões menores para exposição, onde cada imagem permite visualizar entre dois a quatro dentes, o que totalizam de 14 a 18 filmes periapicais. Para a aquisição das imagens periapicais duas técnicas podem ser empregadas: a técnica do paralelismo e a técnica da bissetriz.

A técnica do paralelismo foi idealizada por Price (1904), aprimorada por Gordon M. Fitzgerald e se baseia no princípio do paralelismo entre o maior eixo do dente e o filme. Como apresentado na Figura 1, essa técnica consiste em posicionar o filme paralelamente ao eixo do dente com ajuda de um posicionador, dessa forma o feixe central dos raios-X é direcionado perpendicularmente ao plano do filme, diminuindo a probabilidade de distorção geométrica dos dentes (PANELLA *et al.*, 2006; BIASOLI, 2016).

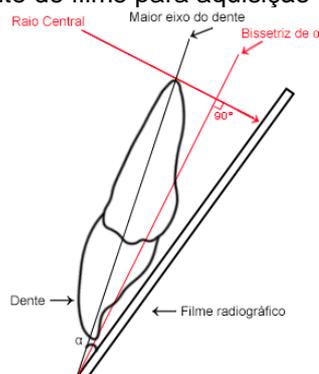
Figura 1 – Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela técnica do paralelismo.



Fonte: A Autora (2021).

Já na técnica da bissetriz, o feixe de raios-X deve ser direcionado perpendicularmente ao plano bissetor formado pelo plano do dente e o plano do filme, como pode ser visto na Figura 2. Essa técnica se fundamenta na lei isométrica de Cieszinski que indica que a imagem projetada no filme tem o mesmo comprimento e as mesmas proporções do dente, contanto que o feixe central seja perpendicular à bissetriz do ângulo formado pelo filme e dente.

Figura 2 – Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela técnica da bissetriz.



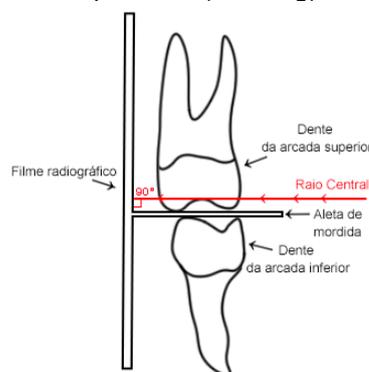
Fonte: A Autora (2021).

Ao contrário da técnica do paralelismo, a técnica da bissetriz exige um correto posicionamento da cabeça do paciente, das angulações vertical e horizontal, e das áreas de incidência dos raios-X. Por permitir que o próprio paciente segure o filme durante a aquisição da imagem, dispensando o uso de posicionadores, essa técnica gera a necessidade de angulações, o que a torna mais suscetível a erros. Devido a isso, a técnica do paralelismo se apresenta como maior vantagem e eficiência (PANELLA *et al.*, 2006; BIASOLI, 2016).

2.1.1.2 Técnica Radiográfica Intrabucaal Interproximal

Idealizada por Howard Rapper (1925) consiste em um feixe alinhado aos dentes e paralelo ao plano oclusal dos dentes, tendo o raio incidindo nos pontos de contato dos dentes. Este método também chamado de *bitewing* (asa de mordida) utiliza filme com aleta ou asa de mordida acoplada que, ao ser posicionado sobre as faces oclusais dos dentes posteriores e com a mordida firme da mesma, manterá o filme em posição enquanto o feixe de raios-X incide perpendicular ao filme (Figura 3). Esta técnica é indicada para pesquisa de cáries interproximais e incipientes, e também para avaliar a crista óssea alveolar em pesquisa de reabsorção, indicativa de doença periodontal (PANELLA *et al.*, 2006).

Figura 3 – Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem pela incidência interproximal (*bitewing*).



Fonte: A Autora (2021).

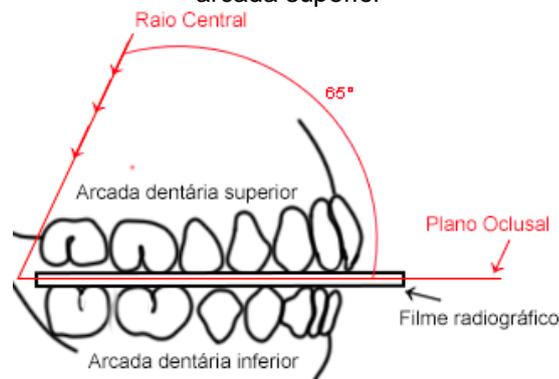
2.1.1.3 Técnica Radiográfica Intrabucaal Oclusal

A técnica radiográfica oclusal examina grandes áreas da maxila e da mandíbula. Foi idealizada por Simpson (1916) para posicionar o filme nas

superfícies oclusais dos dentes e fornece imagens no plano axial (súpero-inferior) da boca. A técnica indicada para uma série de estudos que visam detectar fraturas, corpos estranhos ou anomalias intrabucais, por exemplo, estudo radiográfico de grandes áreas patológicas não observadas inteiramente no exame periapical; ou detectar raízes residuais, corpos estranhos em pacientes desdentados, observação de dentes não irrompidos.

O posicionamento do filme oclusal pode variar a depender da área de interesse, por isso se dividem em totais e parciais. Em exames totais da maxila e mandíbula o maior eixo do filme (7,5 cm) se mantém perpendicular ao plano sagital mediano do paciente, conforme Figura 4. Em exames parciais, o maior eixo posiciona-se paralelo ao plano sagital mediano e deslocado para o lado e a região de interesse.

Figura 4 – Esquema de posicionamento do filme para aquisição da imagem para incidência oclusal da arcada superior



Fonte: A Autora (2021).

2.1.1.4 Técnica Radiográfica Extrabucais Panorâmica

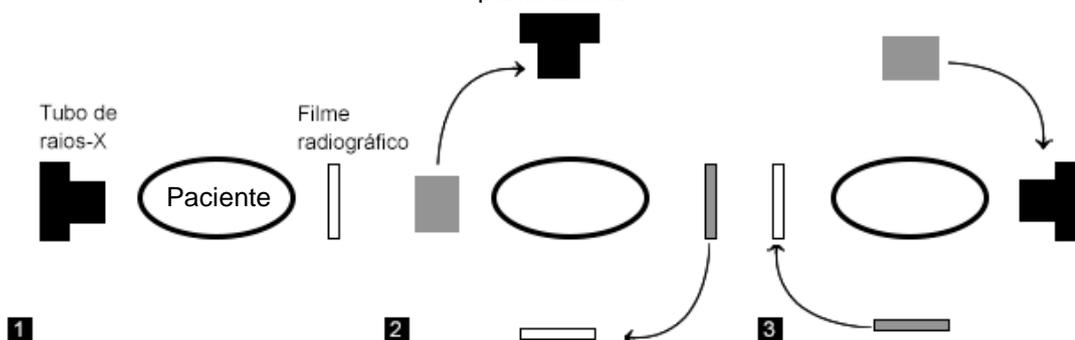
As técnicas extrabucais são muitas vezes utilizadas associadas às técnicas intrabucais para obtenção de mais informações quanto anatomia total da arcada dentária. De maneira geral, as indicações para técnicas extrabucais são para complemento do estudo de alterações na maxila e mandíbula; pesquisas de fraturas; localização de corpos estranhos, dentes inclusos e raízes residuais; exames de glândulas salivares com contraste (sialografias); avaliações de paciente ortodônticos e de pacientes com impossibilidade de abrir a boca ou outra dificuldade que não permite realização de exames intrabucais; são também invariavelmente indicados

para recém-nascidos ou lactentes, e pacientes excepcionais, ou para acompanhamento radiográfico pós-operatório em diversos procedimentos.

Dentre as técnicas extrabucais a mais comumente requisitada para tratamentos ortodônticos é a radiografia panorâmica (LIMA *et al.*, 2014). Essa técnica radiográfica permite, com uma única exposição, uma visão global das estruturas orais desde os dentes, tecido ósseo de suporte e estruturas anatômicas adjacentes, tais como seios maxilares, articulação temporomandibular (ATM) e cavidade nasal. Algumas das indicações são para estudo dos padrões de erupção dentária; estudo de grandes áreas patológicas e suas relações com estruturas vizinhas; verificação das fraturas em paciente politraumatizados; verificação de calcificações de vasos e cadeia ganglionar submandibular e comparação dos lados direito e esquerdo do complexo dento-facial.

Embora as vantagens da radiografia panorâmica sejam muitas, essa ainda não foi capaz de substituir totalmente os demais exames devido às limitações que apresenta como a perda de detalhes em casos de cáries, visualização difusa da crista alveolar, contorno de lesões e do padrão ósseo; a diminuição do grau de detalhes, principalmente na região dos incisivos e caninos; a limitação da projeção em um único ângulo, e a imagem da ATM distorcida (PANELLA *et al.*, 2006; BIASOLI, 2016). Na aquisição da imagem o tubo de raios-X move simultaneamente e em sentido oposto ao filme radiográfico ao redor do paciente, como pode ser observado na Figura 5.

Figura 5 – Esquema do funcionamento do conjunto tubo de raios-X e filme radiográfico na incidência panorâmica.



Fonte: A Autora (2021).

2.2 Dosimetria

Devido a quantidade de exames aos quais um paciente pode ser submetido durante um tratamento odontológico, surgiu uma preocupação quanto a dosimetria destes, e a necessidade da criação de normas e recomendações considerando os requisitos de radioproteção aplicados especificamente a esta especialidade.

A *International Commission on Radiological Unit and Measurements* (ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação), e a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica) apresentam em suas publicações guias para questões relativas às grandezas e unidades de dosimetria das radiações, critérios de medidas, normas de proteção radiológica e limites de exposição à radiação (ICRP 103, 2007; ICRU 85, 2011). Com estas recomendações e orientações, cada país pode desenvolver suas próprias leis acerca do tema, sendo no Brasil, a CNEN quem normatiza e apresenta diretrizes básicas para proteção radiológica.

O guia nº 136 da Comissão Europeia (EC, 2004), por exemplo, trata das Diretrizes Europeias de Proteção Radiológica em Radiologia Odontológica e o uso seguro de radiografias na prática, comprovando que nenhuma exposição aos raios-X está livre de riscos. Assim como a publicação nº 145 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP – Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas), que traz as recomendações para Radioproteção na Prática da Odontologia visando eliminar exposições desnecessárias aos pacientes.

Ambos os documentos possuem similaridades ao orientar quanto ao desempenho e otimização do uso de equipamentos de raios-X odontológico, como ao recomendar que aparelhos tenham uma tensão aplicada ao tubo de raios-X entre 65 e 70 kV, segundo o documento da Comissão Europeia e não menos que 50 kV, de acordo com o NCRP (2003). Tais documentos possuem a mesma orientação quanto à preferência no uso de colimadores retangulares, filmes radiográficos rápidos, e na recomendação opcional da utilização de aventais de chumbo na rotina, mas aconselhando o uso de protetores de tireoide nos casos em que essa glândula esteja diretamente na incidência do feixe primário ou próximo a este.

No Brasil, as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica são vigentes desde 1998 por meio da Portaria Federal nº. 453 de 1998 da Secretária de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, revogada em 20 de dezembro de 2019 pela

Resolução da Diretoria Colegiada n°. 330, que estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista; e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas em todo território nacional, objetivando garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população, assim como, assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica aos pacientes, aos profissionais e ao público em geral (ANVISA, 2019).

2.2.1 Dosimetria Termoluminescente

Termoluminescência é o processo em que ocorre emissão de luz de um material semicondutor termicamente estimulado após uma prévia absorção de energia da radiação. Para que apresente as características termoluminescentes novamente faz-se necessária uma nova exposição às radiações ionizantes (JUNOT, 2013).

O fenômeno de termoluminescência é explicado pela teoria das bandas do estado sólido. Os materiais termoluminescentes são, em geral, cristais iônicos constituídos de três bandas energéticas: a banda de valência, nas quais se encontra repleta de elétrons; a banda de condução, onde podem ser encontrados elétrons suficientemente energéticos para “percorrer” o cristal e a banda proibida onde não existem elétrons (CAMPOS, 1998). Na banda proibida estão os centros de capturas ou armadilhas, pontos onde pares de elétrons gerados na interação da radiação com a matéria podem ser capturados em estado metaestável. Uma vez que o material é aquecido, as partículas com carga absorvem energia suficiente para escapar das armadilhas, esses processos de recombinação elétrons-buracos geram luz (MCKEEVER, 1985). Esta técnica é aplicada para o desenvolvimento de dosímetro termoluminescentes e usada para determinação da dose absorvida com base na emissão de luz que o cristal emite, sendo essa diretamente proporcional à energia depositada no cristal.

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são dispositivos de medição com leitura indireta utilizados para a avaliação da dose absorvida de radiação ionizante baseados no fenômeno da termoluminescência. Embora sejam amplamente utilizados, apresentam limitações como o fato de quando um material

termoluminescente é aquecido e excitado para emitir luz uma vez, não pode mais emitir luz depois do resfriamento e reaquecimento, pois já houve liberação da energia absorvida. Ou seja, a leitura dos dados ocorre uma única vez, e não pode ser confirmada para uma mesma exposição.

São diversos os trabalhos que detalham a dosimetria termoluminescente em estudo de doses com medições experimentais. Por exemplo, Ferreira *et al.* (2012) fizeram uso dos TLDs para estimar a dose efetiva associadas aos exames de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Enquanto Ardestani *et al.* (2016) avaliaram a dose efetiva de radiação ionizante em exames de imagem mais frequentes em Odontologia e Ortopedia Facial utilizando pares de TLDs nas regiões correspondentes a cada órgão-crítico em um fantoma da região de cabeça e pescoço, o que resultou na menor dose efetiva no conjunto radiografia panorâmica, cefalométrica lateral e periapicais (0,0118 μSv) e a maior dose, para o conjunto composto por técnica periapical completa, panorâmica, cefalométrica lateral e interproximais (1,2563 μSv). O uso apenas da radiografia panorâmica representou o conjunto de exames de menor dose efetiva (0,007 μSv) durante o tratamento ortodôntico e preservação. Nos órgãos críticos analisados, observou-se que as glândulas submandibulares têm maior exposição à radiação e, de uma forma geral, um paciente de porte médio é exposto a uma dose efetiva total de 10,708 μSv .

Guerra (2011) fez uso de TLDs para avaliação da dose absorvida na tireoide e nas glândulas salivares também dentro da especialidade da Radiologia Odontológica. Os TLDs foram inseridos dentro das fatias do fantoma físico nas regiões correspondentes aos órgãos de interesse e o restante na pele para medir o nível de exposição na superfície de entrada. Assim, foi possível estimar que, em um exame utilizando a técnica periapical completa, a dose absorvida máxima registrada foi de 3,78 mGy para a glândula submandibular e a mínima de 1,80 mGy para a tireoide. As doses na superfície de entrada variaram de 2,14 mGy até 2,61 mGy nas técnicas de molar superior e inferior, respectivamente.

Ainda segundo Guerra (2011), as principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para fins dosimétricos são o LiF:Mg,Ti (fluoreto de lítio dopado com magnésio ou titânio), $\text{CaSO}_4\text{:Dy,Mn}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio ou manganês) e o $\text{CaF}_2\text{:Dy,Mn}$ (fluoreto de cálcio dopado com disprósio ou manganês ou fluorita natural). Estes materiais apresentam características ideais para fabricação de dosímetros, tais como resposta linear para uma ampla faixa de

dose; resposta pouco dependente da energia empregada; reprodutibilidade e possui curva de emissão termoluminescente com um único pico de emissão ou com picos de emissão bem resolvidos.

Salgado (2005) em seu trabalho analisou os seguintes parâmetros: tensão de pico, camada semi-redutora, dose de entrada na pele do paciente, tamanho do campo de exposição e ponto focal para determinar o mais eficiente para o instrumento desenvolvido por ele. Devido a estas análises, Salgado (2005) observou que o dosímetro de $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ é o detector TLD de maior sensibilidade para a faixa de energia do feixe de raios-X filtrados. Enquanto que, Menezes (2008) comparou leituras de três tipos diferentes de TLDs: LiF , CaSO_4 e CaF_2 para as tensões de 50, 60, 70 e 80 kVp utilizando o cartão dosimétrico odontológico como filtro. Os resultados foram comparados entre leituras com câmara de ionização e analisados por meio do desvio percentual. Nestas comparações, o CaF_2 apresentou o menor desvio dentre os três tipos de dosímetros para todas as combinações de filtro com tensão de 50 a 70 kVp. Posteriormente, os dados destes experimentos foram comparados com simulações virtuais e utilizados para validação do MCE EGS4/RXD, modelo computacional de exposição externa. Sendo RXD o nome designado ao fantoma de *voxels* formado por paralelepípedos para simular o Cartão Dosimétrico Odontológico e acoplado ao código MC EGS4.

Em todos os trabalhos descritos é possível observar que os TLDs permitem avaliar as doses absorvidas nas regiões de interesse, de forma que fornecem dados suficientes para comparação com resultados de simulações Monte Carlo, e assim validar um MCE.

2.2.2 Fantoma Físico Alderson Rando

Na Radiologia, tanto para o diagnóstico quanto para tratamento, os simuladores antropomórficos são amplamente utilizados para realização de testes de controle de qualidade, pois servem para avaliação das estimativas de dose e interações da radiação com a matéria e podem servir para auxiliar na calibração de equipamentos médicos (GRILLO, 2015; SILVA, 2015). Os fantasmas físicos são fabricados com diferentes materiais a depender dos órgãos e anatomia de interesse; os materiais podem variar de representações simples como recipientes com água

até as representações mais elaboradas da anatomia e composição dos tecidos biológicos em estudo (THOMPSON *et al.*, 2005; GRILLO, 2015).

Entre os fantoma antropomórficos, o Alderson Rando (*Radiation Analog Dosimetry*) é a opção mais conhecida e aceita para simular o corpo humano (BOIA *et al.*, 2010). Este simulador físico possui esqueleto envolvido por uma borracha semelhante quimicamente e fisicamente com o tecido mole, com densidade de cerca de $1,00 \text{ g.cm}^{-3}$; e o tecido pulmonar, com densidade de cerca de $0,320 \text{ g.cm}^{-3}$ (BOIA *et al.*, 2010; RSD, 2019). O simulador é seccionado transversalmente e possui densidades com base nas medidas do homem padrão da Publicação n°. 44 da ICRU (1989) e não possui os membros inferiores e nem os superiores, conforma apresentado na Figura 6.

Figura 6 – Fantoma físico Alderson RANDO na versão masculina.



Fonte: RSD (2019).

2.3 Modelos Computacionais de Exposição

Os MCEs são utilitários que simulam situações em que ocorra irradiação em um dado meio. Eles são compostos, fundamentalmente, por um simulador de *voxel/s* que simula a geometria irradiada, um algoritmo para simular a fonte radioativa usada e um código MC para simular o transporte e a interação da radiação com a matéria, bem como avaliar a energia depositada no meio (VIEIRA, 2004).

2.3.1 Código Monte Carlo

Para completar o arranjo do MCE, é fundamental um código MC para simular o transporte da radiação e a deposição no meio. Códigos MC são baseados no

método estatístico de mesmo nome que representa teoricamente processos estatísticos de amostragens aleatórias, como é o caso do transporte da radiação e sua interação com a matéria (BOIA *et al.*, 2011). Na dosimetria numérica, códigos MC são aplicados para simular a trajetória de partículas por meio de procedimentos estatísticos e matemáticos de sequências de números aleatórios que podem ser descritos por funções de densidade de probabilidade (fdp) e dosimetria.

O método MC consiste em seguir cada partícula desde a fonte até o desaparecimento. As fontes em um MCE são descritas por algoritmos matemáticos onde se expressa as variáveis de energia e posição inicial da partícula (x , y , z) e a direção inicial de voo ($\cos\alpha$, $\cos\beta$, $\cos\gamma$) (LEAL NETO, 2007).

Alguns exemplos de códigos MC aplicados à dosimetria numérica são: GEANT4 (*GEometry ANd Tracking*) (AGOSTINELLI *et al.*, 2003); MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) (BRIESMEISTER, 1993); PENELOPE (*Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons in matter*) (SALVAT *et al.*, 2011) e EGSnrc (*Electron-Gamma Shower National Research Council*) (KAWRAKOW; ROGERS, 2003).

Cabral (2015) afirma que para ser utilizado em simulações é imprescindível que o código MC utilizado seja bem referenciado, de maneira que possa gerar resultados confiáveis para a aplicação. A maioria dos MCEs produzidos e utilizados pelo GDN utiliza o código MC do sistema EGS (KAWRAKOW *et al.*, 2017).

2.3.1.1 Código Monte Carlo EGSnrc

O EGSnrc é a versão mais atual do código MC desenvolvido pelo Conselho Nacional de Pesquisas do Canadá (KAWRAKOW *et al.*, 2017). Esta versão oferece uma maior precisão no que se refere ao transporte de partículas carregadas e nos dados de seção transversal de espalhamento atômico. O EGSnrc usa de linguagem de programação Mortran capaz de simular o transporte de fóton e elétron na faixa de energia de 1 keV até 10 GeV.

Os arranjos a serem simulados em um MCE diferem de estudo para estudo, assim é importante descrever no código principal a posição da fonte em relação ao fantoma, ou seja, se uma fonte interna ou externa. Para os MCEs que utilizam do EGSnrc no GDN estão disponíveis 13 algoritmos de fontes externas e um algoritmo

simulador de fonte interna (VIEIRA, 2004). A Tabela 1 mostra os identificadores e a descrição destes algoritmos quanto a posição em relação ao fantoma de *voxels*.

Tabela 1 – Algoritmos de fontes disponíveis para o código EGSnrc.
Identificador da fonte **Descrição da fonte**

1	Paralela, AP (anterior-posterior)
2	Paralela, PA (posterior-anterior)
3	Paralela, LD (lateral direita)
4	Paralela, LE (lateral esquerda)
5	Paralela, Rotacional
6	Pontual, AP (anterior-posterior)
7	Pontual, PA (posterior-anterior)
8	Pontual, LD (lateral direita)
9	Pontual, LE (lateral esquerda)
10	Pontual, Rotacional
11	Isotrópica no Espaço (4π)
12	Isotrópica no Hemisfério Superior (2π)
13	Isotrópica num Plano Circular
14	Exposição Interna

Fonte: Vieira (2004).

2.3.2 Fantomas Computacionais

Fantomas são representações físicas ou virtuais de geometrias, mais comumente essas geometrias são da anatomia humana. Podem ser classificados entre fantomas físicos, utilizados em programas de controle de qualidade de equipamentos e/ou em pesquisas de dosimetria; ou fantomas computacionais, também chamados de fantomas virtuais. Os fantomas computacionais ainda podem ser divididos entre fantomas matemáticos, fantomas de *voxels*, fantomas híbridos e mais recentemente fantomas de malha poligonais (*mesh*).

Os primeiros fantomas computacionais em maioria utilizavam de expressões matemáticas que representavam formas geométricas como elipsoides, cones, cilindros, esferas, dentre outros e por isso são chamados fantomas matemáticos ou geométricos. Por sua composição simplificada, produzem simulações mais velozes, porém apresentam limitações quanto a representação anatômica de órgãos e tecidos muitas vezes de volume incompatível com a realidade.

Utilizando de ferramentas computacionais para modelagem 3D, fantomas de malhas poligonais (*mesh*) podem ser desenvolvidos. Estas ferramentas garantem à liberdade de criação das estruturas antropomórficas a partir de um polígono

qualquer e referências detalhadas. Embora dependam completamente da coordenação e capacidade de observação de quem os desenvolve. Os fantasmas híbridos somam as vantagens de uma representação realista de um fantoma de *voxels* com a flexibilidade de acrescentar e modificar estruturas de um fantoma de malha, sendo utilizados com frequência.

Para produzir fantasmas mais realistas, se faz necessário o uso de imagens médicas de ressonância magnética e tomografia computadorizada, logo estes foram chamados de fantasmas tomográficos (ou de *voxels*). A Publicação n°. 103 da ICRP (2007) definiu que para dosimetria numérica devem ser utilizados fantasmas de *voxels* por criarem representação mais fidedigna da morfologia do corpo humano o que gera resultados mais precisos, embora aumentem o tempo computacional das simulações.

2.3.2.1 *Fantomas de Voxels*

Os fantasmas de *voxels* são os que mais se aproximam da complexidade e heterogeneidade morfológica e anatômica do corpo humano (OLIVEIRA, 2016). Os simuladores de *voxels* mais realistas na representação da geometria física são construídos a partir de imagens tomográficas de seres humanos (tomografia computadorizada e ressonância magnética) (ICRP, 2007).

O acoplamento de um fantoma de *voxels* a um código MC possibilita a estimativa das doses de radiação depositadas em cada órgão do corpo presente na geometria acoplada. As imagens obtidas para a construção destes simuladores podem ser obtidas tanto de pacientes submetidos aos exames radiológicos quanto de fantasmas físicos.

A literatura atual mostra que são poucos os fantasmas de *voxels* que simulam a cavidade oral ou que são utilizados para radiologia odontológica. Dentre os fantasmas mais próximos encontrados estão o desenvolvido por Wu *et al.* (2010) que desenvolveram um fantoma interativo para simular a interface gráfica de perfurações dentárias, e o desenvolvido por Oliveira (2016) que elaborou um modelo computacional para análise da influência de texturas do esmalte dentário. Menezes (2008) desenvolveu o MCE EGS4/RXD que é um modelo para avaliação de aparelhos de raios-X odontológico intra-orais, formado por um fantoma que simula o Cartão Dosimétrico Odontológico.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve em duas seções as ferramentas e metodologia utilizadas no desenvolvimento do Modelo Computacional deste trabalho, tanto das Simulações Computacionais quanto das medidas experimentais utilizadas na validação do MCE.

3.1 Materiais

Para a construção e acoplamento do fantoma computacional ODONTO ao código Monte Carlo e posterior simulação virtual com o MCE gerado, as seguintes ferramentas computacionais foram utilizadas: o código MC EGSnrc (V4 2.4.0); o *software Digital Image Processing* (DIP) (VIEIRA; LIMA, 2009), programa para processamentos de imagens digitais e voxelização de objetos 3D; o *software ImageJ/FIJI*, programa para processamentos de imagens digitais; o *software RadiAnt DICOM viewer* (2019), programa para visualização de imagens no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Para a utilização das ferramentas computacionais foi utilizado um *notebook* com sistema operacional *Windows 10 Home Single Language* e as seguintes especificações 64 bits, 4 GB de RAM e processador Intel(R) Core(TM) i5-8250U CPU @ 1.60 GHz.

Nas medidas experimentais foi usado o método termoluminescente do Laboratório de Monitoração Individual Externa do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN/NE). O sistema é composto pelos dosímetros termoluminescente, assim como, a leitora termoluminescente *Harshaw* modelo 5500, o forno PTW *Freiburg*, bandejas e pinças metálicas. O laboratório também disponibilizou o simulador antropomórfico Alderson Rando, enquanto o Laboratório de Física Médica, pertencente ao CRCN/NE, disponibilizou o equipamento de raios-X odontológico *Spectro 70X Dabi Atlante* e instalações para o arranjo experimental.

3.2 Métodos

Neste tópico foram descritos em seções a metodologia adotada para desenvolvimento do MCE EGSnrc/ODONTO. As seções, em ordem, são: Simulação Computacional que inclui os subtópicos de Construção do Fantoma de *Voxels*,

assim como o Desenvolvimento do MCE; seguido dos tópicos Medidas Experimentais e Validação do MCE.

3.2.1 Simulação Computacional

O desenvolvimento do MCE foi dividido em duas partes principais: a construção do modelo computacional e sua validação por meio de medidas experimentais. Nesta seção são detalhadas a criação computacional desde a construção do fantoma de *voxels* a partir do Alderson-Rando até o acoplamento ao código MC EGSnrc.

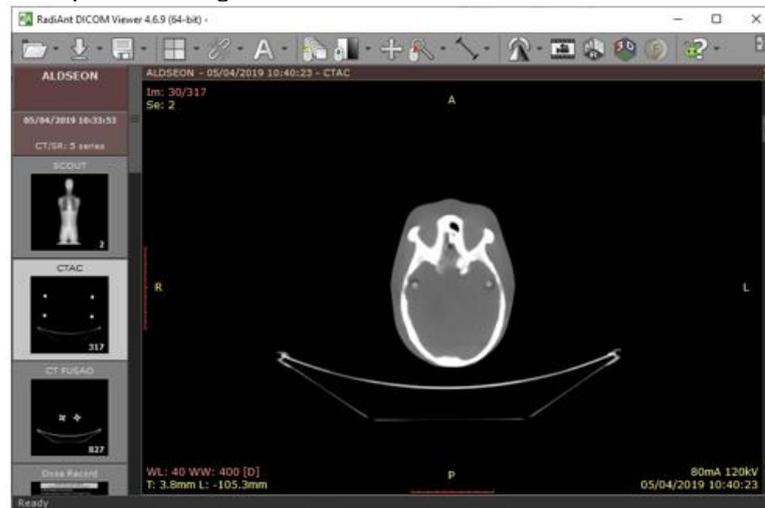
3.2.1.1 Construção do Fantoma de Voxels

Para as simulações computacionais do MCE gerado foram adquiridas imagens tomográficas do fantoma físico Alderson Rando, a partir da pilha de imagens o fantoma de *voxels* foi gerado mantendo-se apenas a região de interesse cabeça-pescoço ao qual foi transformado em um arquivo de texto lido pelo código MC.

Para simular a geometria ideal para a exposição de exames odontológicos, como também a geometria utilizada nas medidas experimentais, imagens tomográficas do fantoma físico Alderson Rando foram adquiridas no Setor de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da UFPE, que forneceu os equipamentos e profissionais para realização da aquisição de imagens. A obtenção das imagens tomográficas do fantoma Alderson Rando ocorreu em um equipamento do tipo Tomografia por Emissão de Pósitrons-Tomografia Computadorizada (*Positron Emission Tomography-Computed Tomography – PET/CT*), fabricado pela *GE Medical Systems* modelo *Discovery 710*, e ajustado para os parâmetros de 120 kVp, 80 mA, campo de exposição 20 x 20 cm e uma matriz de 512 x 512.

Apenas as imagens de tomografia adquiridas, ainda no formato DICOM, foram lidas em um laço de repetição como uma matriz de bytes utilizando o *software RadiAnt DICOM viewer* que permite a exibição deste tipo de arquivo e, posterior conversão em imagens de 8 *bits* (*.JPG), como apresentado na Figura 7.

Figura 7 – Fatia 30 da pilha de imagens DICOM visualizadas no *software RadiaAnt DICOM viewer*.



Fonte: A Autora (2021).

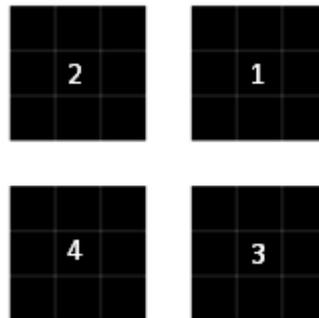
As de imagens de 8 bits referentes a região da cabeça e pescoço foram agrupadas em uma pilha de imagens (*.sgi) por meio do *software* DIP. De tal maneira que um fantoma Alderson Rando cabeça e pescoço foi obtido, e pode ser reamostrado (Menu Fundamentos>Reamostragem>Mantendo o Id do Pixel (*Voxel*) de Entrada>Volumares sem Deformação SGI→SGI) para que seus *voxels* correspondessem a 1,2 mm para manter assim as mesmas dimensões dos *voxels* encontrado no *Female Adult meSH* (FASH), e facilitar o acoplamento posteriormente. Logo o fantoma da cabeça e pescoço, no fim desta etapa, possui as seguintes dimensões 158x241x275.

Em seguida, foram utilizados uma série de filtros para retirar ruídos da imagem e segmentar as áreas com um único identificador numérico (Id). No DIP, o filtro de mediana foi utilizado com a finalidade de diminuir os ruídos e pré-segmentar os meios presentes no fantoma (Menu Domínio Espacial>Filtros não-lineares>Mediana>Uma pilha SGI de Imagens). Este processo foi repetido 3 vezes para uma matriz 3x3x3, o que significa tirar uma mediana a cada 3 linhas, 3 colunas e 3 fatias. Após a pré-segmentação, trocas de Id foram realizadas em segmentações manuais (Menu Fundamentos>Trocas>Em uma pilha SGI>Trocar>Um intervalo de Ids por um único Id) em que os meios principais foram bem definidos por um único Id. E outras trocas de Ids foram realizadas para retirada dos suportes do fantoma físico que passam por toda sua estrutura (Menu Fundamentos>Trocas>Em uma pilha SGI>Trocar>Um intervalo de Ids por um único Id em uma região 3D).

Depois de analisar o histograma da imagem para determinação dos intervalos referentes aos diferentes materiais (ou tecidos), foi realizada a definição de 4 lds específicos, são eles: ar (0), tecido mole (1), tecido ósseo (2) e tecido pulmonar (3).

Uma vez que o fantoma base foi finalizado das imagens tomográficas do Alderson Rando, o DIP ainda foi utilizado para adicionar os meios representativos dos TLDs criados. Com auxílio do mesmo *software* pelo Menu Estudos>Artigos, Dissertações e Teses>Imagens Sintéticas>Criar uma Pilha SGI com N Paralelepípedos (digitando os dados), gerando assim uma imagem SGI correspondente aos conjuntos de TLDs utilizados no arranjo experimental (Figura 8). Os oito grupos contendo 4 TLDs foram inseridos aos fantoma principal pelo Menu Estudos utilizando a opção Artigos, Dissertações e Teses>Prototipagem>Adicionar Tumor, já que a aplicação segue a mesma ideia de adição de uma pilha (*.sgi) secundária a uma pilha SGI primária.

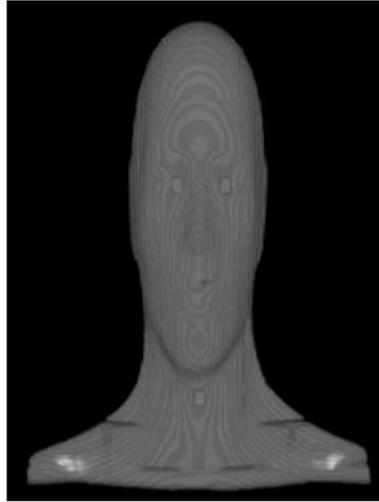
Figura 8 – Representação dos conjuntos de TLDs.



Fonte: A Autora (2021).

Com todas essas etapas concluídas, o fantoma final possui todos os oito conjuntos de TLDs (32 unidades) adicionados nas localizações respectivas dos órgãos-críticos em estudo: glândula tireoide, glândulas salivares submandibulares esquerda e direita, glândulas salivares sublinguais esquerda e direita, cristalino direito e esquerdo, assim como um conjunto diretamente onde o feixe primário incide na entrada da pele (localizado na ponta do nariz). Na Figura 9 é possível ver a visualização do fantoma ODONTO pelo *software* ImageJ.

Figura 9 – Visualização do fantoma de voxels ODONTO pelo software ImageJ.



Fonte: A Autora (2021).

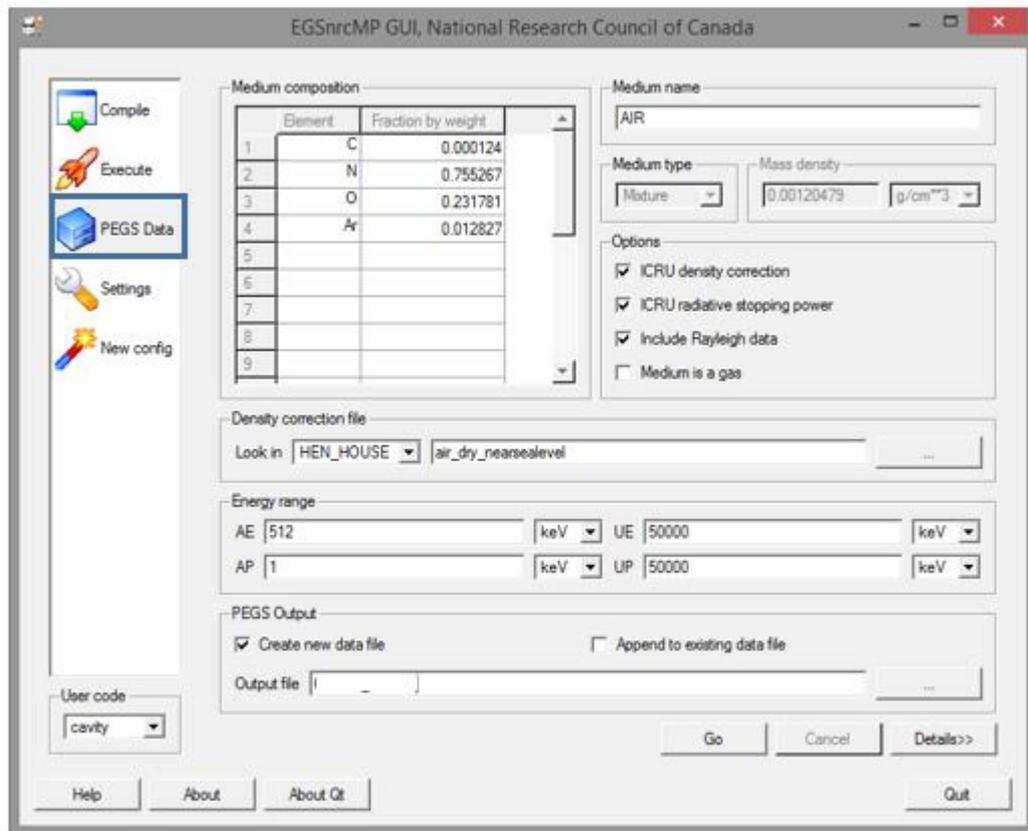
3.2.1.2 Acoplamento ao Código Monte Carlo EGSnrc e Simulação Computacional

Para o acoplamento do fantoma ao código MC EGSnrc a partir do *Female Standing* (FSTA), modelo computacional disponibilizado pelo Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE), em caldose.org. De maneira similar aos acoplamentos já realizados pelo grupo de pesquisa (VIEIRA, 2004; SANTOS, 2006; COSTA, 2011; ALVES, 2013; CABRAL, 2015; SANTOS, 2016).

Uma vez que o fantoma de voxels foi completamente segmentado e agrupado para representar virtualmente a geometria do arranjo, a pilha (*.sgi) foi convertida em um arquivo de texto (*.data) para ser lido no EGSnrc. Esta conversão também foi realizada no software DIP (Menu Fundamentos>Conversões>Coleções de Imagens 2D>Uma Pilha SGI em um Arquivo de Texto Lido nos MCEs com o EGSnrc). Este arquivo serve como mapeamento ao identificar cada meio e seus volumes presentes no fantoma. O arquivo de texto correspondente ao fantoma é um dos 15 arquivos na pasta do código FSTA para o acoplamento ao código.

O arquivo do fantoma disponibiliza as informações sobre os meios de maneira que foram correlacionados as densidades listados no arquivo *.pegs4dat que contém o somatório das seções de choque para cada um dos meios presentes no simulador de voxels. Todos os meios foram gerados a partir do menu PEGS Data presente na interface do EGSnrc (Figura 10).

Figura 10 – Menu PEGS Data na interface do EGSnrc.



Fonte: A Autora (2021).

Partes dos demais arquivos também foram modificados de maneira a completar o acoplamento. Assim, o código principal de extensão *.mortran seguiu com a maior parte das modificações durante o acoplamento. Dentro do código principal seccionado por etapas (denominadas de “step”) as seguintes modificações foram feitas:

- No STEP 1: USER-OVERRIDE-OF-EGSnrc-MACROS, onde se definem quantidades e meios da geometria (MEDARR), bem como as suas dimensões externas (\$XMAC, \$YMAC e \$ZMAC). Foram indicados os meios presentes no fantoma: ar, tecido ósseo, tecido pulmonar, tecido mole, TLDs. Já com a indicação de seus respectivos ids sequenciados de 1 a 36.
- No STEP 8: OUTPUT-OF-RESULTS, os identificadores dos materiais presentes na geometria (RHOORG) foram correlacionados as densidades fornecidas na seção de choque (RHO) seguindo as identificações dessas seções de choque no arquivo *.pegs4dat. Desta maneira, todos os órgãos enumerados em CORG têm a indicação das respectivas seções de choque. Ainda neste passo, o nome do arquivo que contém a geometria do simulador

foi inserido e a quantidade de fatias lidas pelo EGSnrc informada. Em seguida, na chamada individual de cada órgão/tecido (CASE), os meios e suas composições foram agregados onde o IVOXMED correspondente ao MEDARR e o IVOXORG correspondente aos valores de CORG. Nesse momento foram criadas uma para cada TLD presente no fantoma, e então encerrar as alterações do código principal.

Seguindo as alterações necessárias do arquivo *.make onde foram caracterizados ao renomear o arquivo e também informado internamente o nome do MCE, ODONTO. A mesma modificação interna realizada no arquivo *makefile* para que todos os arquivos pudessem ser emparelhados.

Para a execução das simulações o arquivo que contém a seção de choque (*.pegs4dat) e o arquivo que contém os parâmetros de entrada (*.egsinp) são vinculados ao arquivo executável que tem as informações que caracterizam o arranjo simulado, ainda entre os parâmetros de entrada foi declarado o espectro utilizado correspondente a 70 kVp do arquivo *mspectra*. Concluído isso, a compilação foi realizada na interface do EGSnrc. Na Figura 11 é apresentado o arquivo *.egsinp, que contém todos os parâmetros de entrada para a simulação, desde as dimensões dos *voxels* (0,12x0,12x0,12 cm); as coordenadas da fonte quando posicionada externamente (XS, YS, ZS); o campo de exposição tanto largura (FW) quando a altura (FH); número de histórias de partículas (NTIM); tipo de fonte selecionada de 1 a 14 (IGE); número do espectro dentro do arquivo *mspectra* sendo 0 para espectro monenergético (NSPEC); energia inicial máxima da partícula (EIN). Embora não alterados os demais parâmetros, no STEP 2a: READ EXPOSURE PARAMETERS *from input file* tem a definição para todos.

Figura 11 – Arquivo *.egsinp para simulações com 6×10^8 número de histórias.

```
DATA INPUT FOR EGSnrc/FASH3_MICR0160 CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES
micro
MACRO VOXEL DIMENS. [cm]: 0.12 0.12 0.12
8
WHOLE BODY EXPOSURE WITH AN EXTERNAL PARALLEL BEAM AP
XS,YS,ZS,FW,FH,RQ,YIQ : 10.00 165.00 94.80 10.00 10.00 2000.00 1.00
NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 600000000 6 11 80 0 8 3 8 1 0 1 0 0 1
IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11: 0 20. 2. 1.00 5. 5. 5. 5. 0.60 0.70 0.25 0.48 0.38 35.0
RESULTS IN FILE :60_8
```

Fonte: A Autora (2021).

3.2.2 Medidas Experimentais

Para as medidas experimentais, os dosímetros termoluminescentes de CaF₂:Dy foram escolhidos como detector de radiação por apresentar melhor resposta para baixas energias e demonstrar uma melhor reprodutibilidade. Na seleção, um lote com 100 unidade de CaF₂:Dy (TLD-200), modelo pastilha (chip) produzidos pela *Harshaw*, passou por um teste de sensibilidade no qual os dosímetros foram irradiados cinco vezes a 1 metro de uma fonte de ¹³⁷Cs para uma dose de kerma incidente no ar de 5 mGy.

Ainda durante a seleção, antes de realizar cada leitura, os TLDs foram submetidos à pré-tratamento térmico a uma temperatura de 100°C por 20 minutos em um forno *PTW Freiburg* de maneira a eliminar os picos menos estáveis que poderiam interferir na reprodutibilidade de respostas dos detectores.

As leituras dos dosímetros foram realizadas em uma leitora fabricada pela *Thermoelectron*, modelo *Harshaw 5500*, utilizando ar sintético gerado por um compressor. Depois de realizar cada leitura estes foram tratados termicamente no mesmo forno a uma temperatura de 400°C por 1 hora seguido de 100°C por 3 horas. Após as irradiações de teste os dosímetros foram avaliados e seus coeficientes de correção (*Element Correction Coefficients – ECC*) foram gerados. Em seguida, foi determinado o fator de calibração da leitora (*Reader Calibration Factor – RCF*), que possibilitou a conversão da leitura dos TLDs de carga (nC) para dose (Gy) conforme algoritmo estabelecido no sistema de aquisição de dados.

Das 100 unidades iniciais, foram selecionados as que apresentavam a resposta mais uniforme entre eles, retirando-se também um grupo de 10 TLDs controle, restando um total de 36 dosímetros para uso. Esse total final foram separados em 9 conjuntos de 4 TLDs cada.

Para as medidas experimentais foram realizadas 7 exposições na incidência periapical para incisivos superiores. Para as exposições, as fatias correspondentes à cabeça-pescoço do fantoma físico Alderson Rando tiveram sete conjuntos de TLDs posicionados em regiões correspondentes aos órgãos-críticos em estudo, um conjunto para dose de entrada na pele, além de um conjunto separado para a determinação da radiação de fundo (*background*). O arranjo experimental escolhido para a validação do MCE está apresentado na Figura 12, embora não seja a

incidência mais usual, abrange a maior parte dos órgãos de interesse em seu campo de exposição.

Figura 12 – Arranjo experimental para incidência periapical dos incisivos superiores.



Fonte: A Autora (2021).

Com o experimento definido os TLDs posicionados foram expostos ao feixe de raios-X do equipamento odontológico *Spectro 70X Dabi Atlante*, aplicando as técnicas radiográfica para a incidência periapical do grupo de incisivos superiores: 45° de inclinação, tensão elétrica de 70 kV, tempo de exposição 1 s, e 7 mA de corrente elétrica. Cada conjunto foi identificado com números, portanto foi possível determinar com exatidão o posicionamento de cada um nas fatias do simulador. Após as exposições os TLDs foram submetidos ao mesmo processo de tratamento térmico à 100°C por 20 minutos e leitura. Essas exposições foram repetidas 7 vezes, gerando uma média para cada conjunto dos quatro dosímetros presentes para garantir uma maior certeza estatística entre os resultados.

3.2.3 Validação do Modelo Computacional

Para este trabalho, dentre as possíveis opções de validação de um MCE optou-se pelo comparativo de simulações virtuais com um arranjo experimental físico. Desta forma, simulações correspondentes ao arranjo experimental de uma incidência periapical de incisivos superiores foram realizadas.

Para as simulações virtuais, seguindo o número ideal de histórias para garantir as certezas estatísticas no menor tempo computacional, três simulações foram realizadas. Dos resultados gerados para cada simulação uma média de cada

conjunto de 4 TLDs foi calculada, gerando uma média aritmética por conjunto. Uma razão entre as médias de cada um dos sete conjuntos correspondentes aos órgãos-críticos e a média do conjunto de dose de entrada na pele foi armazenado para comparação com os resultados experimentais.

Para as medidas experimentais, reproduzindo as mesmas condições e parâmetros para incidência periapical, sete exposições foram realizadas. Para cada exposição uma média por conjunto de 4 TLDs foi calculado, porém, desta média uma redução da média do *background* de cada dia foi subtraída. Essas médias foram divididas pelas médias correspondentes de cada reprodução das doses de entrada na pele para criar um valor adimensional passível de comparação com o resultado das simulações virtuais.

As médias dos resultados obtidos pelas simulações computacionais e as medidas experimentais foram comparados por meio do desvio padrão. A equação deste cálculo pode ser vista a seguir:

$$DP = \sqrt{\frac{\sum(x - M_A)^2}{(n - 1)}} \quad (1)$$

Onde, \sum é a soma de todos os termos ou amostras; x é a amostra no conjunto de dados; M_A é a média aritmética dos dados; e n é a quantidade de dados disponíveis.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados foram organizados em tópicos correspondentes aos produtos finais de cada uma das etapas metodológicas descritas anteriormente.

4.1 Fantoma de Voxels Odonto

O fantoma final acoplado ao modelo computacional foi denominado ODONTO, constituído da estrutura da cabeça e pescoço obtidos por meio de imagens de tomografia com os meios pré-existentis: tecido mole, tecido pulmonar, tecido ósseo, além dos conjuntos de TLDs no ponto de entrada na pele e nas regiões correspondentes as glândulas salivares sublinguais e submandibulares; glândula tireoide e cristalinos. Uma vez realizada a conversão das imagens DICOM, uma sequência de 1.609 imagens do fantoma físico foram dispostas em uma pasta. Na Figura 13 é possível ver a Fatia 239 após a conversão para uma imagem de 8 *bits*.

Figura 13 – Fatia 239 das imagens CT do fantoma físico Alderson RANDO.



Fonte: A Autora (2021).

Destas imagens as primeiras 475 foram selecionadas já que correspondiam ao crânio e ao pescoço e utilizando o *software* DIP, foram agrupadas para construção do fantoma. A Figura 14 apresenta a Fatia 233, resultado após as filtragens e segmentações realizadas.

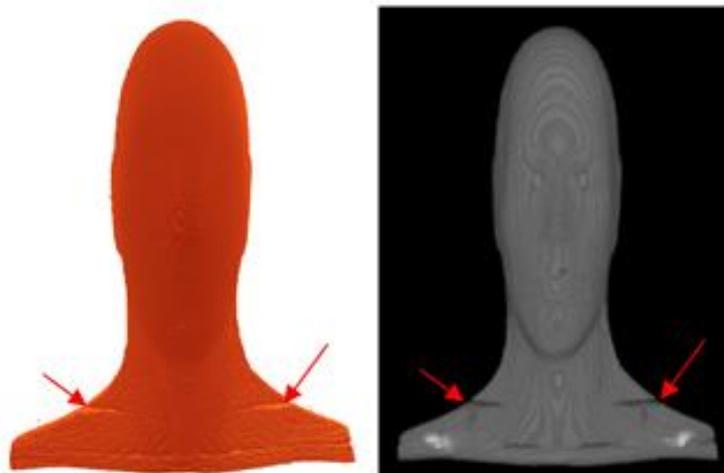
Figura 14 – Fatia 233 do fantoma de voxels Alderson RANDO.



Fonte: A Autora (2021).

Na Figura 15 estão apresentadas as visualizações do fantoma final de dimensões $158 \times 241 \times 275$ pixels usando o DIP e o ImageJ, respectivamente. Nessa representação, destacado pelas setas em vermelho divisões entre as fatias são visíveis devido a presença de ar. Estes artefatos geram falhas entre as fatias e são mais evidentes na região do tórax não afetando as regiões de interesse para este trabalho, porém durante as segmentações preenchimentos foram realizados de maneira a reduzir estes artefatos.

Figura 15 – Visualização do fantoma de voxels pelo (a) DIP e (b) ImageJ.



Fonte: A Autora (2021).

Como as medições experimentais levam em consideração os dosímetros por unidade e as médias são feitas por conjunto, cada dosímetro no fantoma de voxels possui um Id diferente, assim como os demais meios (Tabela 2).

Tabela 2 – Relação de Ids e meios presentes no fantoma de voxels.

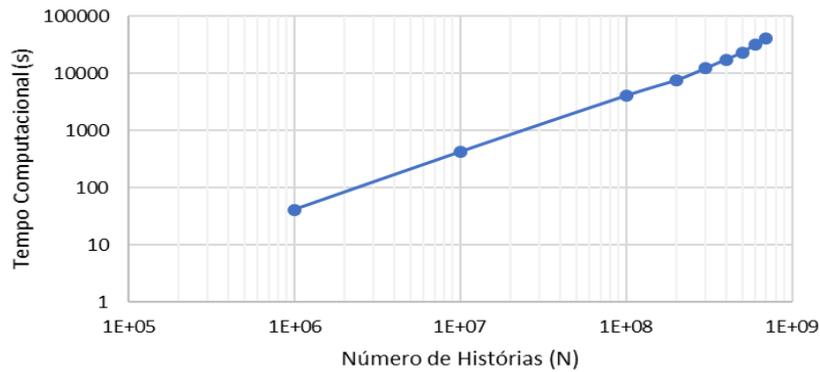
Id	Meio/órgão
0	Ar
30	Tecido Pulmonar
40	TLD 1 (Cristalino Direito)
42	TLD 2 (Cristalino Direito)
44	TLD 3 (Cristalino Direito)
46	TLD 4 (Cristalino Direito)
48	TLD 5 (Cristalino Esquerdo)
50	TLD 6 (Cristalino Esquerdo)
52	TLD 7 (Cristalino Esquerdo)
54	TLD 8 (Cristalino Esquerdo)
56	TLD 9 (Glândula Tireoide)
58	TLD 10 (Glândula Tireoide)
60	TLD 11 (Glândula Tireoide)
62	TLD 12 (Glândula Tireoide)
64	TLD 13 (Glândula Submandibular Direita)
66	TLD 14 (Glândula Submandibular Direita)
68	TLD 15 (Glândula Submandibular Direita)
70	TLD 16 (Glândula Submandibular Direita)
72	TLD 17 (Glândula Submandibular Esquerda)
74	TLD 18 (Glândula Submandibular Esquerda)
76	TLD 19 (Glândula Submandibular Esquerda)
78	TLD 20 (Glândula Submandibular Esquerda)
80	TLD 21 (Glândula Sublingual Direita)
82	TLD 22 (Glândula Sublingual Direita)
84	TLD 23 (Glândula Sublingual Direita)
86	TLD 24 (Glândula Sublingual Direita)
88	TLD 25 (Glândula Sublingual Esquerda)
90	TLD 26 (Glândula Sublingual Esquerda)
92	TLD 27 (Glândula Sublingual Esquerda)
94	TLD 28 (Glândula Sublingual Esquerda)
96	TLD 29 (Superfície de Entrada na Pele)
98	TLD 30 (Superfície de Entrada na Pele)
100	TLD 31 (Superfície de Entrada na Pele)
102	TLD 32 (Superfície de Entrada na Pele)
110	Tecido Mole
255	Tecido Ósseo

Fonte: A Autora (2021).

4.2 MCE ODONTO/EGSnrc

Para produzir resultados dosimétricos confiáveis para o método MC, um número de histórias (N) ideal foi determinado ao realizar 9 simulações entre 1×10^6 a 7×10^8 . Na Figura 16 são mostrados os resultados das simulações, correlacionando o tempo em função do número de histórias.

Figura 16 – Tempo computacional (s) em função do número de histórias (N) para o MCE EGSnrc/ODONTO.

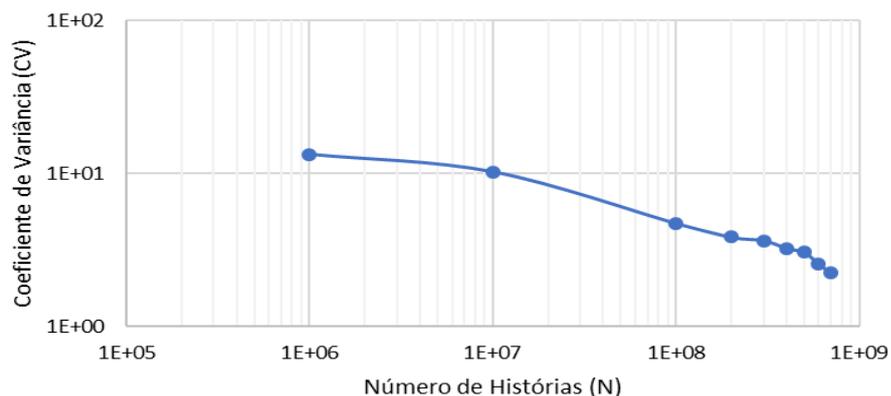


Fonte: A Autora (2021).

Como já esperado o tempo computacional cresce à medida que o número de histórias aumenta. Nessas simulações foram analisados o número de histórias para o menor tempo computacional das simulações, ao mesmo tempo em que tinha um coeficiente de variância menor. Esses fatores são importantes, pois no MCE os meios representativos dos TLDs possuem pouco volume, o que aumenta os erros estatísticos. É fundamental ressaltar essa informação quando se trata de exposições odontológicas devido ao fato dos órgãos radiosensíveis presentes no campo de incidência serem pequenos, como o cristalino e a tireoide, por exemplo.

Como esperado o coeficiente de variância diminuiu com o aumento do número de histórias. Na Figura 17 é observado que a partir de $N = 4 \times 10^8$, o coeficiente de variância reduz em intervalos significativamente menores, logo determinando este como o N ideal para as simulações já que o tempo computacional requerido não compensa a redução do coeficiente de variância.

Figura 17 – Coeficiente de Variância para o TLD 1 em função do número de histórias (N) para o MCE EGSnrc/ODONTO.

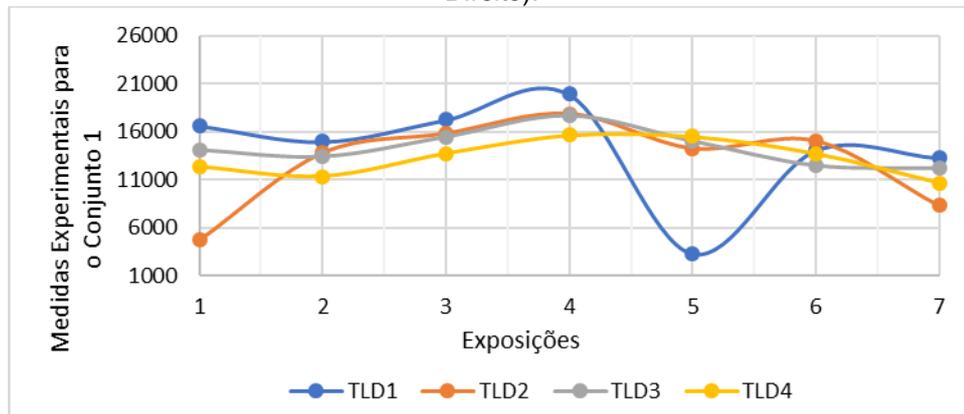


Fonte: A Autora (2021).

4.3 Medidas Experimentais

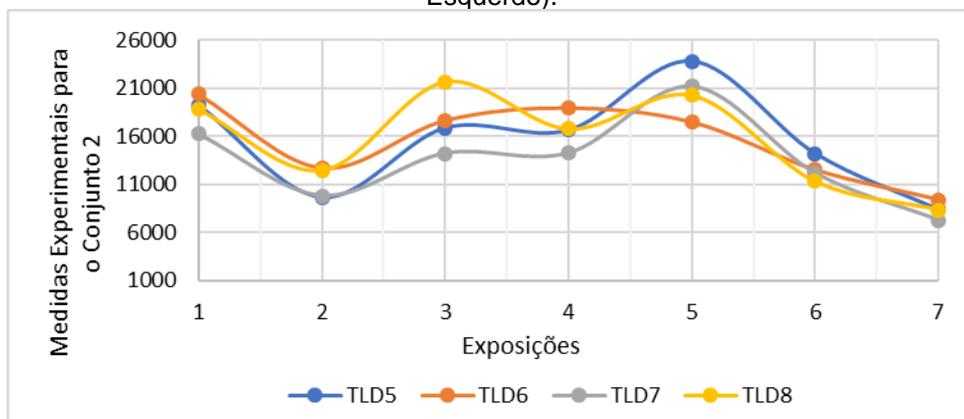
Os resultados são demonstrados na Figura 18 (Cristalino Direito), Figura 19 (Cristalino Esquerdo), Figura 20 (Glândula Tireoide), Figura 21 (Glândula Salivar Submandibular Direita), Figura 22 (Glândula Salivar Submandibular Esquerda), Figura 23 (Glândula Salivar Sublingual Direita), Figura 24 (Glândula Salivar Sublingual Esquerda), Figura 25 (Superfície de Entrada na Pele) e na Figura 26 o *background*.

Figura 18 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 1 (Cristalino Direito).



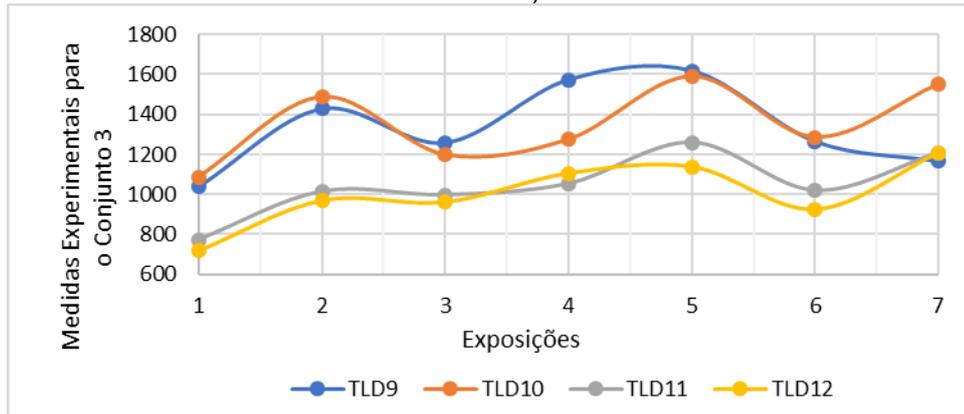
Fonte: A Autora (2021).

Figura 19 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 2 (Cristalino Esquerdo).



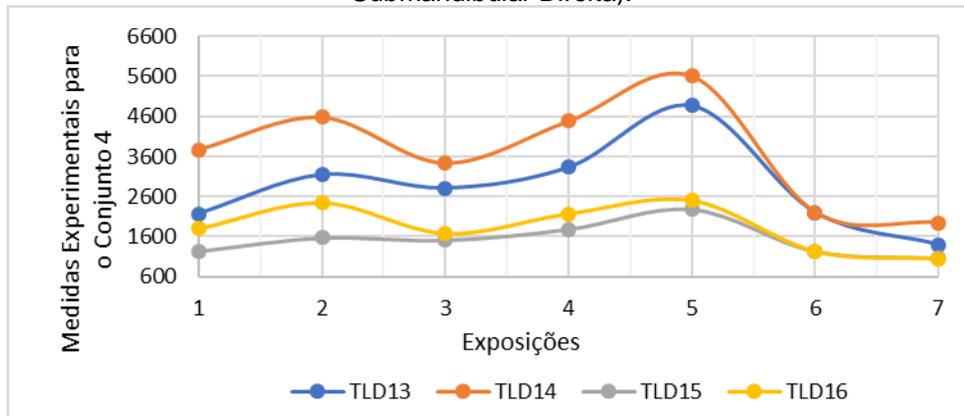
Fonte: A Autora (2021).

Figura 20 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 3 (Glândula Tireoide).



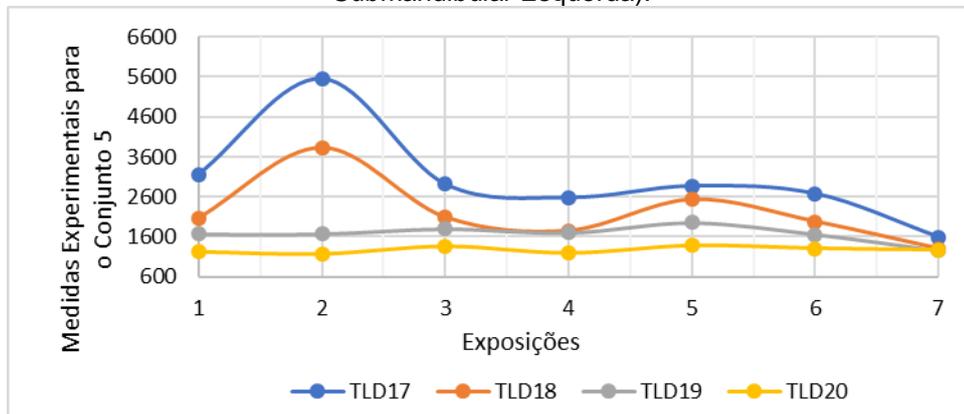
Fonte: A Autora (2021).

Figura 21 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 4 (Glândula Submandibular Direita).



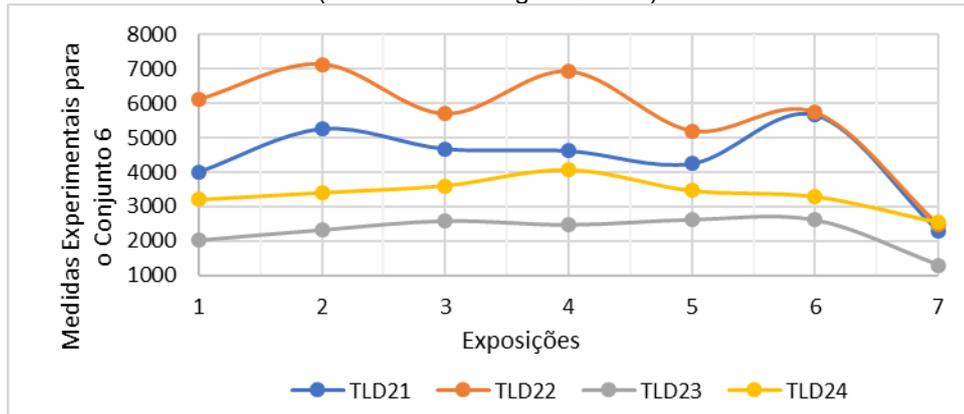
Fonte: A Autora (2021).

Figura 22 – Resultados experimentais das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 5 (Glândula Submandibular Esquerda).



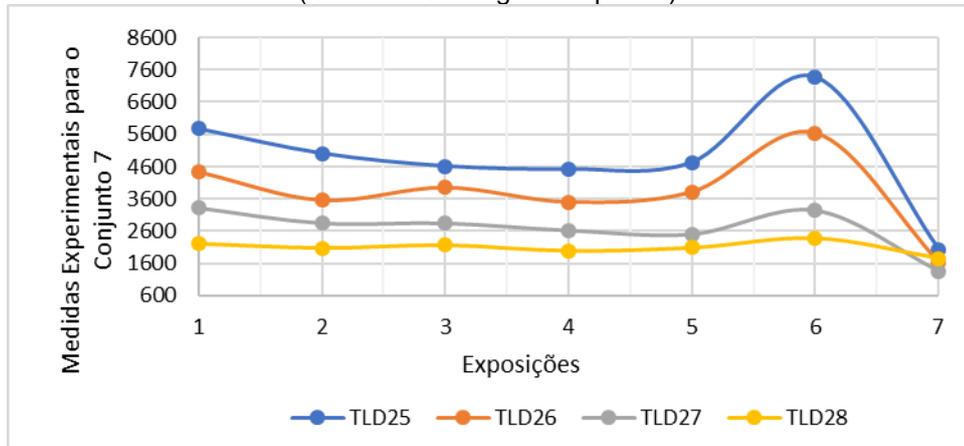
Fonte: A Autora (2021).

Figura 23 – Resultados experimentais e médias das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 6 (Glândula Sublingual Direita).



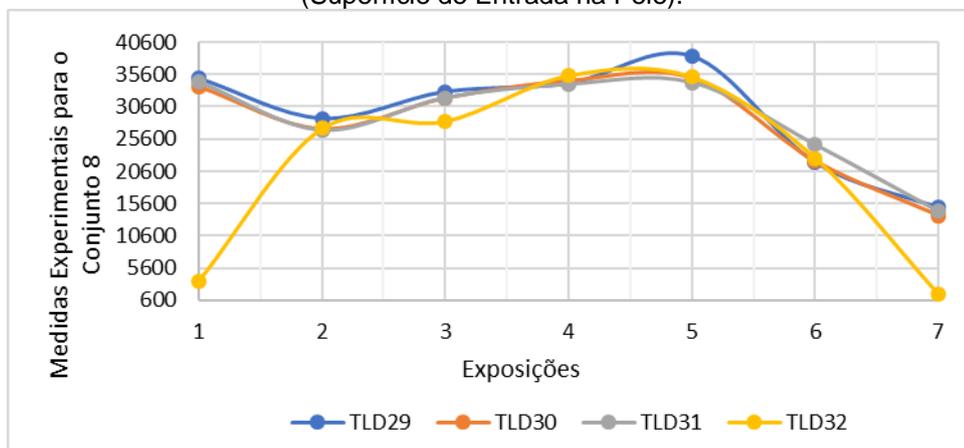
Fonte: A Autora (2021).

Figura 24 – Resultados experimentais e médias das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 7 (Glândula Sublingual Esquerda).



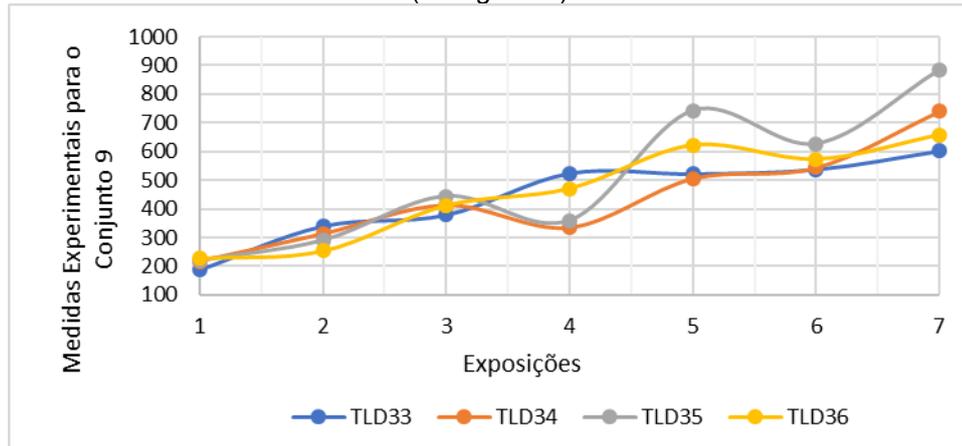
Fonte: A Autora (2021).

Figura 25 – Resultados experimentais e médias das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 8 (Superfície de Entrada na Pele).



Fonte: A Autora (2021).

Figura 26 – Resultados experimentais e médias das doses absorvidas (μGy) para o Conjunto 9 (*background*).



Fonte: A Autora (2021).

Como esperado a média para a superfície de entrada na pele (Figura 25), apresenta as maiores doses absorvidas. Enquanto a glândula tireoide (Figura 20) tem as menores médias de doses.

Durante os experimentos foram considerados os desgastes dos TLDs, uma vez que os dosímetros são sensíveis as alterações de temperatura e ao manuseio, de modo que há um comprometimento de sua massa total que afetam as medições e geram flutuações nos resultados. O acompanhamento deste declínio estava dentro das expectativas.

Para cada uma das sete exposições experimentais, uma média entre os 4 TLDs de cada conjunto foi calculada. Desta média aritmética foi reduzida a média do conjunto de *background* referente ao dia da exposição. Estes valores foram então convertidos em razões adimensionais ao dividir pelas médias do conjunto referente a superfície de entrada na pele.

Na Tabela 3, são apresentadas as médias gerais para cada conjunto, assim como o desvio padrão, erro relativo (desvio padrão dividido pela média) e sua razão para a superfície de entrada na pele. Onde D/D_s se refere a média da dose para o conjunto dividido pela média de dose para a superfície de entrada na pele (conjunto 8).

Tabela 3 – Relação de média, desvio padrão, erro relativo e D/Ds para cada conjunto.

Conjunto	Média (μGy)	Desvio Padrão	Erro Relativo (%)	(D/Ds)
1	13196,41	2387,40	18	0,4948
2	14637,09	4556,27	31	0,5488
3	721,93	138,73	19	0,0271
4	2019,20	889,05	44	0,0757
5	1590,19	636,90	40	0,0596
6	3451,36	944,23	27	0,1294
7	2897,45	991,19	34	0,1086
8	26672,42	8451,76	32	-
9	462,55	177,85	38	-

Fonte: A Autora (2021).

Para os conjuntos 1 e 2 referentes aos cristalinos direito e esquerdo, respectivamente, tem a maior média geral para dose absorvida. Onde o cristalino esquerdo demonstra um maior desvio padrão. Uma hipótese para esta discrepância entre ambos os cristalinos é o posicionamento dos TLDs verticalmente o que gera uma dependência angular em relação ao conjunto 2 maior que para o conjunto 1.

A glândula tireoide (conjunto 3) que possui o segundo menor desvio padrão e a menor dose pois ainda que dentro da trajetória direta do feixe primário, a glândula se encontra afastada da fonte. Em comparação ao conjunto 8, posicionado na superfície de entrada na pele, também dentro da trajetória direta do feixe primário e bem mais próximo a fonte, as médias foram naturalmente maiores. No entanto, seu desvio padrão também sofreu impacto de sua dependência angular, pois foi posicionado verticalmente em relação ao fantoma.

Já o conjunto 9, que corresponde ao *background*, apresentou o terceiro maior desvio padrão devido as baixas doses ambientais.

Para os conjuntos 4 e 5 (glândulas salivares submandibulares direita e esquerda) e os conjuntos 6 e 7 (glândulas salivares sublinguais direita e esquerda) que também estão diretamente no campo de exposição primário possuem uma dose absorvida num intervalo mediano quando comparado aos conjuntos citados anteriormente. Os desvios padrões foram maiores para as glândulas salivares, pois para os conjuntos posicionados horizontalmente entre as fatias do fantoma deve-se levar em consideração além das incertezas estatísticas causadas pela dependência angular dos TLDs, mas também a blindagem recebida das fatias do próprio fantoma.

Na literatura, não há estudos sobre a dependência angular de TLDs quando aplicados à radiação de baixa doses como é caso da radiologia odontológica.

Porém, para outras aplicações existem estudos como o de Maia e Caldas (2007) em que se avaliaram que para o uso em Tomografia Computadorizada o TLD-200 tem um coeficiente angular não desprezível (diferença percentual média de 6,9%). Enquanto Batista (2011) analisou que para radioterapia o TLD-200 pode ser utilizado sem a aplicação de fatores de correção.

4.4 Validação do Modelo Computacional

A forma de validação do MCE escolhida foi comparar as razões entre as médias das doses absorvidas nos TLDs posicionados em órgãos-críticos e a média na superfície de entrada na pele com as razões das doses absorvidas/*kerma* incidente no ar (*Incident Air Kerma – D/INAK*). Esses resultados obtidos com as medidas experimentais serviram de referência para a validação do MCE desenvolvido.

Os resultados gerados por 3 simulações virtuais, seguindo os números de histórias ideias, foram agrupados e uma média aritmética calculada (Tabela 4) para cada conjunto formado por 4 TLDs de maneira similar ao contabilizado para as medidas experimentais.

As simulações virtuais apresentam uma distribuição da dose absorvida entre os TLDs mais uniforme do que aquelas obtidas empiricamente, porém, em ambos a dose na superfície de entrada na pele foi a maior observada. O conjunto 3, equivalente a tireoide também apresenta a terceira maior dose absorvida, enquanto que as quatro glândulas salivares (conjuntos 4 a 7) possuem doses absorvidas bem similares.

Para as simulações houveram apenas oito conjuntos, uma vez que o conjunto 9, correspondente ao *background*, não se faz necessário para as simulações. Além disso, embora os valores das doses absorvidas foram agrupados em suas médias para os oito conjuntos, apenas os sete conjuntos correspondentes aos órgãos-críticos foram considerados para as comparações, uma vez que os resultados das simulações geram uma razão já adimensional para cada ponto.

Tabela 4 – Resultado D/INAK e suas médias por conjunto para cada simulação.

	Simulações		
	1	2	3
TLDs			
1	0,0162	0,0161	0,0162
2	0,0161	0,0160	0,0162
3	0,0156	0,0161	0,0160
4	0,0160	0,0160	0,0162
MÉDIA (C1)	0,0160	0,0161	0,0161
5	0,0162	0,0161	0,0162
6	0,0168	0,0168	0,0168
7	0,0167	0,0167	0,0167
8	0,0158	0,0158	0,0159
MÉDIA (C2)	0,0164	0,0164	0,0164
9	0,0007	0,0007	0,0007
10	0,0007	0,0007	0,0007
11	0,0007	0,0007	0,0007
12	0,0007	0,0006	0,0006
MÉDIA (C3)	0,0007	0,0007	0,0007
13	0,0004	0,0003	0,0003
14	0,0004	0,0004	0,0004
15	0,0004	0,0004	0,0004
16	0,0003	0,0003	0,0003
MÉDIA (C4)	0,0004	0,0004	0,0003
17	0,0003	0,0004	0,0003
18	0,0004	0,0004	0,0004
19	0,0003	0,0004	0,0003
20	0,0004	0,0003	0,0003
MÉDIA (C5)	0,0004	0,0004	0,0003
21	0,0004	0,0004	0,0004
22	0,0003	0,0003	0,0004
23	0,0004	0,0004	0,0004
24	0,0004	0,0004	0,0004
MÉDIA (C6)	0,0004	0,0004	0,0004
25	0,0004	0,0004	0,0004
26	0,0004	0,0004	0,0004
27	0,0004	0,0004	0,0004
28	0,0003	0,0003	0,0003
MÉDIA (C7)	0,0003	0,0004	0,0004
29	0,0233	0,0240	0,0234
30	0,0234	0,0239	0,0230
31	0,0240	0,0241	0,0240
32	0,0248	0,0245	0,0245
MÉDIA (C8)	0,0239	0,0241	0,0237

Fonte: A Autora (2021).

Na Tabela 5, as comparações de desvio padrão entre as razões finais de cada conjunto. É possível observar que o maior desvio padrão pode ser encontrado no conjunto 2 (37,6%) referente ao cristalino esquerdo, seguido do conjunto 1 (33,9%) referente ao cristalino direito. Fato explicado pela distância destes órgãos-críticos do campo de exposição primário, no qual apresentaram um alto desvio para as medidas experimentais.

O menor desvio padrão ocorreu para a glândula tireoide (1,9%) mantendo as inferências das medidas experimentais, uma vez que é um órgão na trajetória do feixe ainda que distante da fonte.

Para as glândulas submandibulares direita (5,3%) e esquerda (4,2%) o desvio foi abaixo de 10%, assim como para as glândulas sublinguais direita (9,1%) e esquerda (7,7%). Valor considerado satisfatório uma vez que estas glândulas possuem uma blindagem devido as fatias do fantoma.

Tabela 5 – Comparação entre as razões dos resultados das medidas experimentais e das simulações.

Conjunto	Medidas (D/Ds)	Simulações (D/INAK)	Desvio Padrão
1 (Cristalino Direito)	0,4948	0,0161	33,9%
2 (Cristalino Esquerdo)	0,5488	0,0164	37,6%
3 (Gl. Tireoide)	0,0271	0,0007	1,9%
4 (Gl. Submandibular Direita)	0,0757	0,0004	5,3%
5 (Gl. Submandibular Esquerda)	0,0596	0,0004	4,2%
6 (Gl. Sublingual Direita)	0,1294	0,0004	9,1%
7 (Gl. Sublingual Esquerda)	0,1086	0,0004	7,7%

Fonte: A Autora (2021).

5 CONCLUSÃO

O objetivo principal deste trabalho foi o desenvolvimento e validação de um MCE para simular a exposição de pacientes submetidos a exame periapical e realizar avaliações de distribuição de dose absorvida em órgãos-críticos do crânio e pescoço presentes no campo de exposição deste exame.

Como resultado, o fantoma de *voxels* ODONTO foi gerado a partir de imagens de tomografia computadorizada do fantoma físico Alderson Rando. Este fantoma consiste da região do crânio e pescoço com a presença de 32 TLDs, além de quatro outros meios, sendo eles: o ar, tecido pulmonar, tecido mole e tecido ósseo.

Embora fantasmas que incluem a região da cabeça existam, não há MCEs desenvolvidos para avaliar dose em exames de radiologia odontológica. O acoplamento do fantoma voxelizado ao código MC EGSnrc seguiu a metodologia do MCE FSTA. Para a validação do MCE EGSnrc/ODONTO foram realizadas simulações de um exame periapical e os resultados foram comparados com medidas experimentais de maneira que o MCE foi validado de maneira satisfatória. Também se analisou a dosimetria e eficiência do MCE utilizando os coeficientes de D/INAK e Coeficiente de Variância.

Tanto o fantoma ODONTO/EGSnrc quanto o MCE poderão ser utilizados como base para simulações computacionais existindo a possibilidade de se adicionar outros órgãos ao fantoma ou mesmo utilizar o modelo para aplicações com tecnologias mais novas da radiologia odontológica como a TCFC.

REFERÊNCIAS

- ALVES, M. S. **Desenvolvimento de um Sistema Computacional para Edição de Objetos 3D e Análise de Resultados Dosimétricos**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2013.
- ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da Diretoria Colegiada – RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2020, estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo território nacional. **Diário Oficial da União**, Poder Executivo, Brasília, 2020.
- ARDENGI T. M., BAYARDO R. A., OLIVEIRA J. X. Estimativa de risco biológico das Radiações Ionizantes na medula óssea, glândula tireoide e glândulas salivares: considerações sobre pacientes infantis. **Revista Íbero-americana de Odontopediatria & Odontologia de Bebê**, v. 6, n. 32, 2003.
- ARDESTANI, S. S.; RAMOS-PEREZ, F. M. M.; LIMA, E. P. A.; SOARES, C. B. R. B.; PONTUAL, A. A.; VIANA, M. M.; PEREZ, D. E. C.; PONTUAL, M. L. A. Estimativa de dose de radiação na obtenção de exames imaginológicos de pacientes de Ortodontia/Ortopedia Facial. In: 33 Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 2017, Campinas. **Brazilian Oral Research**, v. 30. P. 191, 2016.
- BARBOSA, A. K. S. **Avaliação Dosimétrica em Braquiterapia Permanente de Baixa Taxa de Dose para Tratamento de Câncer de Próstata**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2010.
- BIASOLI JUNIOR, A.. **Técnicas Radiográficas**: princípios físicos, anatomia básica, posicionamento, radiologia digital, tomografia computadorizada. 2. Ed ver. E ampl. Rio de Janeiro: Rubio, 2016.
- BOIA, L. S. **Metodologia Computacional para geração de modelos antropomórficos de voxels para simulação por Monte Carlo de Tratamentos Radioterápicos**. Tese de Doutorado, PEN/COPPE/UFRJ, 2010.
- CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de um Modelo Computacional de Exposição para uso em avaliações dosimétricas em gestantes**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.
- CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. **Cerâmica**, São Paulo, v. 44, n. 290, p. 244-251, 1998.
- CLAUS, E. B.; CALVOCORESSI, L.; BONDY, M. L.; SCHILDKRAUT, J. M.; WIEMELS, J. L.; WRENSCH, M. Dental x-rays and risk of meningioma. **Cancer**, New Heaven, v.118, n.18, p. 4530-4537, 2012.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Diretrizes básicas de proteção radiológica. CNEN NN – 3.01. **Diário Oficial da União**, Brasília, 2014, 22 p.

COSTA, K. S. S. **Desenvolvimento de Modelos Antropomórficos Patológicos usando Técnica de Modelagem 3D para Dosimetria Numérica**. Dissertação de Mestrado, PROTEN, UFPE, Recife, 2011, 64 p.

EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on radiation protection in dental radiology: The safe use of radiographs in dental practice**. Radiation Protection 136. Directorate-General for Energy and Transport, Directorate H — Nuclear safety and Safeguards, Units H.4 — Radiation Protection, 2004.

FERREIRA, V. M., ZOCRATTO, K. B. F., & BRASILEIRO, C. B. Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). **Arquivos em Odontologia**, p. 48-53, 2012.

FONTANA, R. C.; PASQUAL, E.; MILLER, D. L.; SIMON, S. L.; CARDIS, E.; THIERRY-CHEF, I. Trends in Estimated Thyroid, Salivary Gland, Brain, and Eye Lens Doses From Intraoral Dental Radiography Over Seven Decades (1940 TO 2009). **Health Phys.** V. 118(2), p. 136-148. 2020.

GORI, C.; ROSSI, F.; STECCO, A.; VILLARI, N.; ZATELLI, G. Dose evaluation and quality criteria in dental radiology. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 90, p. 225-227, 2000.

GRILLO, F. W. **Phantom antropomórfico para treinamento de biópsia de tireoide guiada por ultrassom**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e a Biologia — Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto), Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

GUERRA, N. O. M. **Avaliação da Dose na Tireoide e nas Glândulas Salivares em Radiologia Odontológica Utilizando Dosimetria Termoluminescente**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

HALLQUIST, A., HARDELL, L.; DEGERMAN, A.; WINGREN, G.; BOQUIST, L. Medical diagnostic and therapeutic ionizing radiation and the risk for thyroid cancer: a case-control study. **Eur. J. Cancer Prevention**, v. 3, p. 259-67, 1994.

HORN-ROSS, P. L.; LJUNG, B. M.; MORROW, M. Environmental factors and the risk of salivary gland cancer. **Epidemiology**, v. 8, p. 414-9, 1997.

HORNER, K. Dental radiology: The forgotten problem? **Justification of Medical Exposure in Diagnostic Imaging** (Proc. Int. Workshop Brussels, 2009), IAEA, Vienna, Austria, p. 139–147, 2011.

HORNER, K., Radiation protection in dental radiology. **The British Journal of Radiology**, v. 67, p. 1041-9, 2014.

IMAGEJ. **ImageJ User Guide** – Image J/Fiji. Disponível em: <https://imagej.nih.gov/ij/>. Acesso em: 15 jun. 2019.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.
Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3), 1977.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.
Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. ICRP Publication 60.
Ann. ICRP 21 (1-3), 1991.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Adult Reference Computational Phantoms.** ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (2), p. 166, 2009

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Report 44.
Bethesda, 1989.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised) Report 85.
Bethesda, 2011.

JUNOT, D. O. **Análise das Propriedades Termoluminescentes e Exoeletrônicas de Dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Eu}$ com Adição de Prata.** Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Física), Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2013.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. **NRCC Report PIRS-701.** National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2017.

LEAL NETO, V. **Desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário para modelos computacionais de exposição externa.** Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2007.

LIMA, E. P. A.; KHOURY, H. J.; PONTUAL, A. A.; RAMOS-PEREZ, F. M. M.; SOARES C. B. R. B.; FIGUEIROA, J. N., PONTUAL, M. L. A. Perfil de solicitações de exames imaginológicos por Ortodontistas e Ortopedistas Faciais. **Brazilian Oral Research.** V. 28. Supplement 1, 2014.

LIN, M. C.; LEE C. F.; LIN, C. L.; WU, Y. C.; WANG H. E.; CHEN, C. L.; SUNG, F. C.; KAO, C. H. Dental diagnostic x-ray exposure and risk of benign and malignant brain tumors. **Ann Oncol** V. 2, p. 1675–1679. 2013.

MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. **Dependência Angular de dosímetros termoluminescentes.** Apresentação de Congresso. In: Congresso Brasileiro de Física Médica, 2007.

MCKEEVER, S. W. S. **Thermoluminescence of solids**. Cambridge University Press, 1985.

MENEZES, C. J. M. **Modelo computacional para desenvolvimento do sistema de avaliação para aparelhos de raios x odontológicos intra-orais: Cartão dosimétrico odontológico**. Tese de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.

MENON, A.; GODWARD, S.; WILLIAMS, D.; SIDDIQUE, I.; AL-SALEH, K.; Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. **Acta Oncol** V. 49, p. 447–453. 2010.

METTLER F. A. Jr.; BHARGAVAN, M.; FAULKNER, K.; GILLEY, D. B.; GRAY, J. E.; IBBOTT, G. S.; LIPOTI, J. A.; MAHESH, M.; MCCROHAN, J. L.; STABIN, M. G.; THOMADSEN, B. R.; YOSHIZUMI, T. T. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources—1950-2007. **Radiology**. V. 253, p. 520-31. 2009.

MOURA, L. B.; BLASCO, M. A. P.; DAMIAN, M. F. Exames radiográficos solicitados no atendimento inicial de pacientes em uma Faculdade de Odontologia brasileira. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 43, p. 252-257, 2014.

NAPIER, I. D. D. I. A. Reference doses for dental radiography. **British Dental Journal**, v. 186, p. 392-6, 1999.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Radiation Protection in Dentistry**. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, MD. NCRP Report N° 145, USA, 2003.

OLIVEIRA, E. A. **Modelos Computacionais para Análise da Influência de Parâmetros Estatísticos de Textura Superficial no Contato Dentário Humano**. Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-graduação em Modelagem Computacional), Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2016.

OLIVEIRA, F. L. **Avaliação Dosimétrica de Propostas de Planejamento Radioterápico para Tratamento de Mama e Próstata**. Tese de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015.

PANELLA, J.; LASCALA, C. A.; COSTA, C.; FREITAS, C. F. ; ARITA, E. S.; FERREIRA, E. T. T; CHILVARQUER, I.; OLIVEIRA, J. X.; CAVALCANTI, M. G. P.; PEREIRA, M. F. S. M. **Radiologia Odontológica e Imaginologia. Coleção: Fundamentos de Odontologia: 1**. Ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2006.

PEIXOTO, J. E.; CAMPOS, M. C.; CHAVES R. Q. **A database for the national radiation control programme in medical and dental radiography**. Proceedings of an international symposium on radiation protection infrastructure organized by the international atomic energy agency and held in munich. Munich, 1990.

PICANO, E.; VANO, E.; DOMENICI, L.; BOTTAI, M.; THIERRY-CHEF, I. Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. **BMC Cancer** V. 12, p.157. 2012.

PRESTON-MARTIN, S.; WHITE, S.C. **Brain and salivary gland tumors related to prior dental radiography: implications for current practice.** The Journal of the American Dental Association, v. 120, n. 2, p. 151-158, 1990.

RADIANT DICOM VIEWER. **Radiant Dicom Viewer.** Disponível em: www.radiantviewer.com. Acesso em: 19 jun. 2019.

RSD. The Alderson Radiation Therapy Phantom (ART). **The Worldwide Standard for Quality Assurance for Radiation Therapy.** Disponível em: <https://rsdphantoms.com/product/the-alderson-radiation-therapy-phantom>. Acesso em: 20 jun. 2019.

SALGADO, M. F. **Desenvolvimento de um Instrumento de Medida para Controle da Qualidade de Aparelhos de Raios X Odontológico.** Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.

SANTOS, A. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais.** Tese de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2006.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um Tratamento Radioterápico Crânio-Espinal Utilizando um Fantoma de Voxel Infantil e Espaços de Fase Representativos de um Acelerador Linear.** Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

SILVA, H. C. M. **Desenvolvimento de objeto simulador antropomórfico do pâncreas para uso em medicina nuclear.** Dissertação de Mestrado, Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

THOMPSON, L.; CAMPOS, T. P. R. **Avanços no desenvolvimento de fantoma antropomórfico e antropométrico de cabeça e pescoço infanto-juvenil para dosimetria.** International Nuclear Atlantic Conference – INAC, Santos, SP, Brazil, 2005.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **Sources and Effects of Ionizing Radiation – UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes.** Report of the United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation, Annex D, Medical Radiation Exposures, Report to the General Assembly. United Nations, N. Y., 2008.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A. A. Software to Digital Image Processing To Be Used in the Voxel Phantom Development. **Cellular and Molecular Biology**, v. 55, p. 16-22, 2009.

VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels**. Tese de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2004.

WINGREN, G.; HALLQUIST, A.; HARDELL, L. Diagnostic X-ray exposure and female papillary thyroid cancer: a pooled analysis of two Swedish studies. **Eur. J. Cancer Prevention**, v. 6, p. 550-6, 1997.

WU, J.; YU, G.; WANG, D., ZHANG, Y.; WANG, C. C. L. Voxel-Based Interactive Haptic Simulation of Dental Drilling. **Proceedings of the ASME 2009**. International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. San Diego, California, USA, v. 2, p. 39-48, 2009.

ANEXO A – GRANDEZAS RADIOLÓGICAS

Kerma, K

O kerma (*kinectic energy released per unit of mass*) é definido pela relação,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (J \cdot kg^{-1} = gray = Gy)$$

onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm .

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (*bremsstrahlung*), assim,

$$K = K_c + K_r$$

onde, K_c é o kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações e/ou excitações, K_r é o kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X.

Dose absorvida (Absorbed dose), D

Outro efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é absorvida totalmente, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento (raios X), cujos fótons podem escapar do material. A fração absorvida da energia transferida corresponde às ionizações dos átomos, quebra de ligações químicas dos compostos e incremento da energia cinética das partículas (correspondente à conversão em calor).

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza Dose absorvida. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a Dose absorvida é definida como uma função num ponto P , de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (J \cdot kg^{-1} = gray = Gy)$$

onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm .

A unidade antiga de dose absorvida, o rad (*radiation absorbed dose*), em relação ao gray, vale,

$$1Gy = 100 rad$$

A dose absorvida pode ser medida de modo absoluto utilizando-se um calorímetro de grafite.

Dose Equivalente (Equivalent dose), HT

A dose equivalente num tecido ou num órgão, HT , expressa em *sievert*, é o valor médio da dose absorvida, $D_{T,R}$, obtida sobre todo o tecido ou órgão T , devido à radiação R , multiplicada pelo fator de peso da radiação w_R .

Tabela 5.13 – Valores de Peso da Radiação w_R .

Tipo ou intervalo de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Nêutrons, com energia	
10 KeV	5
>10 KeV a 100 keV	10
>100 KeV a 2 MeV	20
>2 MeV a 20 MeV	10
>20 MeV	5
Prótons, (não de recuo) energia	>2 MeV
	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

Para tipos de radiação ou energia não incluídos na Tabela 5.13, o valor de w_R pode ser estimado a partir do valor médio do fator de qualidade da radiação Q , a uma profundidade de 10 mm na esfera ICRU. O Equivalente de Dose (*equivalent dose*) foi assim definido em substituição a Dose Equivalente (*dose equivalent*).

Dose Efetiva (Effective dose), E

A Dose Efetiva, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída.

Obviamente que,

$$E = \sum_R w_R \cdot \sum_T w_T \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

Os valores de w_T estabelecidos pela ICRP 60 constam da Tabela 5.4. Os valores de E são expressos em *sievert*.

Esta grandeza foi definida em substituição a Dose Equivalente de Corpo Inteiro, HWB , e a Dose Equivalente Efetiva, HE , mas o significado em proteção radiológica continua o mesmo.