

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS
ENERGÉTICAS E NUCLEARES
(PROTEN)**

**MODELO COMPUTACIONAL PARA
DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE
AVALIAÇÃO PARA APARELHOS DE RAIOS X
ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS:
“CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO”**

CLÁUDIO JOSÉ MESQUITA MENEZES

RECIFE - PERNAMBUCO – BRASIL

DEZEMBRO - 2008

**MODELO COMPUTACIONAL PARA
DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE
AVALIAÇÃO PARA APARELHOS DE RAIOS X
ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS:
“CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO”**

CLÁUDIO JOSÉ MESQUITA MENEZES

**MODELO COMPUTACIONAL PARA
DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE
AVALIAÇÃO PARA APARELHOS DE RAIOS X
ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS:
“CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO”**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, para a obtenção do título de Doutor em Ciências, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

**ORIENTADORES: Dr. RICARDO DE ANDRADE LIMA
Dr. JOÃO EMÍLIO PEIXOTO**

RECIFE - PERNAMBUCO - BRASIL

DEZEMBRO – 2008

Menezes, Cláudio José Mesquita
Modelo computacional para desenvolvimento do sistema de avaliação para aparelhos de raios X odontológicos intra-
orais: "Cartão Dosimétrico Odontológico" / Cláudio José Mesquita Menezes. – Recife : O Autor, 2008.
137 folhas : il., fig. tab.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Energia Nuclear, 2008.

Inclui bibliografia e apêndices

1. Energia nuclear - Odontologia. 2. Radiodiagnóstico. 3. Dosimetria numérica. 4. Método Monte Carlo. I. Título.

621.039	CDU (2.ed.)	UFPE
621.48	CDD (22.ed.)	BC - 2009 - 024

**MODELO COMPUTACIONAL PARA DESENVOLVIMENTO
DO SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DE APARELHOS DE
RAIOS X ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS “CARTÃO
DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO”**

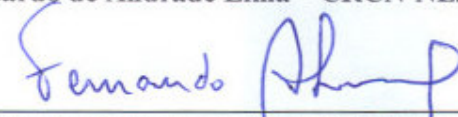
Cláudio José Mesquita Menezes

APROVADO EM: 29.12.2008

**ORIENTADORES: Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima
Prof. Dr. João Emílio Peixoto**

COMISSÃO EXAMINADORA:


Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima – CRCN-NE/CNEN


Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima- CRCN-NE/CNEN


Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN


Prof. Dr. José Wilson Vieira – CEFET/PE e UPE


Profa. Dra. Maria do Socorro Nogueira – CDTN/CNEN

Visto e permitida a impressão


Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

**Às minhas
filhas Maria
Clara e Beatriz e
à minha esposa
Emília.**

AGRADECIMENTOS

À força interior que cada um de nós possui e que nos faz lutar nos momentos mais difíceis, iluminando nosso caminho nas etapas e desafios de nossas vidas, enfrentando às adversidades e fazendo com que vençamos cada obstáculo que venha a nossa frente, tornando a vida um constante aprendizado.

À minha esposa Emília e minhas filhas Maria Clara e Beatriz pelo amor, compreensão e paciência, sentimentos necessários aos que encaram uma jornada simultânea com família, trabalho e capacitação.

Ao CRCN-NE/CNEN (Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste/ Comissão Nacional de Energia Nuclear) pela oportunidade e pelo apoio para realização desse trabalho.

À Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e ao Departamento de Energia Nuclear (DEN), pela oportunidade de desenvolver essa tese.

Aos Orientadores Dr. Ricardo de Andrade Lima e Dr. João Emílio Peixoto pela orientação e incentivo para o desenvolvimento desse trabalho, principalmente pelo apoio, nada paternalista, necessário na formação de doutores.

Aos membros do comitê de acompanhamento e das bancas examinadoras: Dr. Fernando de Andrade Lima, Dra. Helen Jamil Khoury, Dra. Suely Baptista de Oliveira, Dra. Maria do Socorro Nogueira, Dr. Clovis Abrahão Hazin e, especialmente, ao Dr. José Wilson Vieira pelas sugestões e apoio ao desenvolvimento deste trabalho e amizade construída.

Aos amigos da Escola José Brasileiro Vilanova e à Secretaria de Educação do Estado de Pernambuco, pelo apoio e licenças concedidas para esta capacitação.

Aos professores e funcionários do DEN/UFPE.

Aos servidores e amigos do CRCN-NE/CNEN, principalmente os do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente, Renata e Marcelo, Laboratório de Calibração, Clayton, Luiz, Fábio e Mércia, Laboratório de Instrumentação Eletrônica, Luiz Antônio, Serviço de Tecnologia da Informação, Franklin, Assessoria de Comunicação, Gilvânia e especialmente ao amigo Marcus Aurélio Pereira dos Santos, companheiro de turma e de luta, pelas discussões e sugestões.

Aos familiares e amigos pelo apoio, incentivo e a pergunta agora respondida:

- E a tese?
- Aqui está.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1 A UTILIZAÇÃO DOS RAIOS X NA ODONTOLOGIA	24
2.2 A QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS	27
2.3 SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DESENVOLVIDOS	33
2.4 MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO	37
2.5 ESTIMATIVAS DE INCERTEZAS	42
3 MATERIAL E MÉTODOS	45
3.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO EXTERNA EGS4/RXD	48
3.1.1 Modelagem dos fantomas geométricos de <i>voxels</i> RXDn	48
3.1.2 Seleção e construção geométrica das fontes radioativas	50
3.1.3 Arquivo de dados com os espectros de raios X	51
3.1.4 Seções de choque dos materiais utilizados	52
3.1.5 Acoplamento ao código Monte Carlo EGS4	53
3.1.6 Validação experimental do modelo EGS4/RXD	54
3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	55
3.2.1 Medições com câmara de ionização	58
3.2.2 Estimativa das incertezas de medições com câmara de ionização	58
3.2.3 Medições com detectores termoluminescentes (TLD)	59
3.2.3.1 Seleção e calibração dos TLD	61
3.2.3.2 Limite inferior de detecção dos TLD	62
3.2.3.3 Dependência energética	63
3.2.3.4 Irradiações	64
3.2.4 Estimativa das incertezas de medições com TLD	65
3.2.5 Estimativa das incertezas na medição da CSR	66

	Página
3.2.6 Estimativa das incertezas na medição da tensão aplicada ao tubo de raios X	68
3.3 CONSTRUÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO EXTERNA EGS4/CDO	69
3.3.1 Simulação com o modelo EGS4/CDO	71
3.4 ESTUDO DO CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO (CDO)	72
3.4.1 Medição da dose de entrada na pele	74
3.4.2 Medição do tamanho do campo de radiação	74
3.4.3 Seleção das grades metálicas para medição da resolução espacial	74
3.4.4 Calibração do medidor de tempo de exposição - Cronox	75
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	77
4.1 ESPECTROS DE RAIOS X UTILIZADOS NAS SIMULAÇÕES	77
4.2 SIMULAÇÕES COM O MODELO EGS4/RXD	85
4.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS	94
4.3.1 Medições com câmara de ionização	94
4.3.1.1 Validação do modelo computacional de exposição externa EGS4/RXD	94
4.3.1.2 Estimativa das incertezas para medições com câmara de ionização	101
4.3.2 Medições com TLD	102
4.3.2.1 Estimativa das incertezas para medições com TLD	104
4.4 SIMULAÇÕES COM O MODELO EGS4/CDO	106
4.4.1 Estudo da influência dos materiais na leitura dos TLD	107
4.4.2 Estudo da influência das dimensões dos filtros cobre	108
4.4.3 Estudo da influência da DFS	109
4.4.4 Estudo da influência do tamanho do campo de radiação	110
4.4.5 Estudo da influência da energia de corte para elétrons	110
4.4.6 Estudo da combinação de filtros de cobre 0,1/0,7	111
4.4.7 Estudo para determinação da CSR	114
4.5 TAMANHO DO CAMPO DE RADIAÇÃO E IMAGEM DAS GRADES METÁLICAS	114

	Página
4.6 MEDIÇÕES COM O CRONOX	116
4.7 SERVIÇO DE MONITORAÇÃO DE APARELHO DE RAIOS X ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAL	118
5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	120
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	122
APÊNDICE 1	136

LISTA DE FIGURAS

Figura	Página
1. Componentes internos do cabeçote de um equipamento de raios X Odontológico	29
2. Arranjo experimental para as medições com câmara de ionização	57
3. Características da leitora Harshaw 5500	60
4. Arranjo experimental para as medições com TLD	64
5. Corte transversal do fantoma CDO	70
6. (a) Vista posterior e (b) vista lateral do fantoma CDO	71
7. Formato e arranjo das estruturas do Cartão Dosimétrico Odontológico	73
8. Protótipo do Cartão Dosimétrico Odontológico	73
9. Posicionamento do Cronox no CDO, vista anterior (a) e vista posterior (b)	76
10. Circuito leitor do Cronox	76
11. Tela do software para leitura do tempo de exposição do Cronox	76
12. Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR3	78
13. Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR4	78
14. Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR5	79
15. Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR6	79
16. Espectros gerados pelo SR78 para 50kVp sem e com filtros adicionais de cobre	80
17. Espectros gerados pelo SR78 para 60kVp sem e com filtros adicionais de cobre	80
18. Espectros gerados pelo SR78 para 70kVp sem e com filtros adicionais de cobre	81
19. Espectros gerados pelo SR78 para 80kVp sem e com filtros adicionais de cobre	81

Figura	Página
20. Espectros gerados pelo SR78 para 50kVp sem e com filtros adicionais de alumínio	82
21. Espectros gerados pelo SR78 para 60kVp sem e com filtros adicionais de alumínio	82
22. Espectros gerados pelo SR78 para 70kVp sem e com filtros adicionais de alumínio	83
23. Espectros gerados pelo SR78 para 80kVp sem e com filtros adicionais de alumínio	83
24. Curvas da Razão(L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as melhores combinações de filtros de cobre obtidos na simulação	87
25. Curvas obtidas na simulação para a combinação de filtros 0,1/0,7 de cobre, posicionados na saída do tubo e próximos aos detectores	89
26. Curvas obtidas na simulação para a combinação de filtros 0,1/0,7 de cobre para três tipos de TLD	92
27. Gráfico da Razão (L_0/L_{Al}) versus CSR (mmAl) para uma espessura de filtro de alumínio, $L_{Al}=2,992\text{mm}$, com a equação da reta que ajusta os pontos e o coeficiente de correlação	93
28. Curvas para determinação da tensão de pico obtidas experimentalmente e por simulação para combinação 0,2/0,6	107
29. Influência dos diferentes meios na curva para determinação da tensão de pico	108
30. Influência das dimensões, altura e largura, de filtros de cobre na curva para determinação da tensão de pico	109
31. Influência da DFS na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6	109
32. Influência do tamanho do campo de radiação na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6	110
33. Influência da energia de corte para elétrons na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6	111
34. Curva para a combinação de espessuras de filtros de cobre 0,1/0,7 para obtenção da tensão de pico, simulada com o modelo EGS4/CDO	112

Figura	Página
35. Influência da DFS na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7	112
36. Influência do tamanho do campo de radiação na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7	113
37. Influência da energia de corte para elétrons na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7	113
38. Gráfico da Razão (L_0/L_{Al}) versus CSR (mmAl) para uma espessura de filtro de alumínio, $L_{Al}=3,1$ mm, com a equação da reta que ajusta os pontos e o coeficiente de correlação	114
39. Imagem do tamanho do campo de radiação e das grades metálicas que ficam registrados no filme radiográfico posicionado na tampa posterior do CDO	115
40. Imagens ampliadas das grades metálicas de 4pl/mm (a) e 6pl/mm (b)	116
41. Formulário para preenchimento e as instruções a serem seguidas pelo usuário para exposição do CDO	119

LISTA DE TABELAS

Tabela	Página
1. Etapas com geometria, meio, número identificador (ID) e dimensões (em pixels) na construção dos fantasmas geométricos RXDn	50
2. Características geométricas das fontes de raios X utilizadas	51
3. Densidades dos meios que compõem os fantasmas geométricos estudados	53
4. Fatores multiplicativos do número de histórias utilizados nas simulações com o fantoma RXD para os espectros com filtrações adicionais de cobre	55
5. Fatores multiplicativos do número de histórias utilizados nas simulações com o fantoma RXD para os espectros com filtrações adicionais de alumínio	55
6. Características dos espectros de raios X utilizados nas medições experimentais	56
7. Espessuras dos filtros de alumínio e cobre, utilizados para as medições experimentais	57
8. Características dos TLD	59
9. Características da leitora Harshaw 5500	60
10. Tratamento térmico dos TLD	61
11. Reprodutibilidade e homogeneidade dos TLD	62
12. Limiar de detecção dos TLD	62
13. Faixas de energia para estudo da dependência energética	63
14. Fatores de correção para dependência energética dos TLD	63
15. Etapas com geometria, meio, número identificador (ID) e dimensões (em pixels) na construção do fantoma geométrico CDO	70
16. Características dos espectros de raios X de 50 e 60kVp utilizados neste trabalho	84
17. Características dos espectros de raios X de 70 e 80kVp utilizados neste trabalho	85
18. Resultado das razões (L_1/L_2) obtidas para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre, obtidas por simulação para os filtros na saída do tubo de raios X	86

Tabela	Página
19. Resultado das razões (L_1/L_2) obtidas para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre, obtidas por simulação para os filtros próximos aos detectores	88
20. Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF_2 e CaSO_4 para 50 e 60kVp com os filtros próximos aos detectores	90
21. Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF_2 e CaSO_4 para 70 e 80kVp com os filtros próximos aos detectores	91
22. Resultado das razões entre a leitura para diferentes espessuras de filtros de alumínio com as leituras sem filtros, posicionados na saída do tubo de raios X, obtidas por simulação	93
23. Comparação das razões obtidas para 50 e 60kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com LiF para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X	95
24. Comparação das razões obtidas para 70 e 80kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com LiF para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X	96
25. Comparação das razões obtidas para 60kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com CaF_2 e CaSO_4 para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X	97
26. Desvios máximos e as médias dos desvios obtidos para simulações com LiF, CaF_2 e CaSO_4 , comparados com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização	98
27. Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF_2 e CaSO_4 para 60kVp, com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização para os filtros próximos aos detectores	98
28. Equações de ajuste para as curvas Razão (L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as melhores combinações de filtros de cobre escolhidas nas medições com câmara de ionização	99
29. Comparação entre as razões para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados na saída do tubo e junto a câmara de ionização, para diferentes tensões de pico	99

Tabela	Página
30. Comparação entre as razões para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados junto a câmara de ionização com a inclusão do filtro de 0,1mmAl por trás dos filtros de cobre, para diferentes tensões de pico	100
31. Fontes de incertezas para determinação do kerma no ar incidente com câmara de ionização	101
32. Fontes de incertezas para determinação da CSR com câmara de ionização	101
33. Fontes de incertezas para determinação da tensão de pico com câmara de ionização	102
34. Comparação das razões obtidas com TLD200 e câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionadas na saída do tubo de raios X	103
35. Comparação das razões obtidas com TLD400 e câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionadas na saída do tubo de raios X	103
36. Comparação das razões obtidas CaSO_4 e com câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionadas na saída do tubo de raios X	103
37. Fontes de incertezas para as medições com TLD	104
38. Fontes de incertezas para determinação da razão entre as leituras dos TLD em kerma no ar incidente	105
39. Fontes de incertezas para determinação da CSR com TLD	105
40. Fontes de incertezas para determinação da tensão de pico com TLD	106
41. Comparação entre as medições dos tempos de exposição do osciloscópio Tektronix com o Cronox para o cone de 15cm	116
42. Comparação entre as medições dos tempos de exposição do osciloscópio Tektronix com o Cronox para o cone de 22cm	117
43. Comparação entre o valor nominal do tempo de exposição com os valores medidos com o Cronox e o instrumento da PTW	117

MODELO COMPUTACIONAL PARA DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AVALIAÇÃO PARA APARELHOS DE RAIOS X ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS: “CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO”

Autor: Cláudio José Mesquita Menezes
Orientadores: Dr. Ricardo de Andrade Lima
Dr. João Emílio Peixoto

RESUMO

Em decorrência da necessidade de diagnóstico em tratamentos dentários, a Radiologia Odontológica está cada vez mais presente no dia-a-dia da população. Atualmente, vários profissionais da área de Radioproteção e Dosimetria vêm realizando estudos no sentido de oferecer sugestões para minimizar as exposições individuais e da população aos exames de raios X. Em vista disto, um grande número de empresas e pesquisadores tem trabalhado no desenvolvimento de instrumentos capazes de avaliar o desempenho dos equipamentos de raios X intra-oriais, mas é uma realidade o fato de que as dificuldades para o desenvolvimento e determinação das características destes dispositivos de testes justificam suas limitações e o alto custo das pesquisas e dos equipamentos comerciais. Neste trabalho foi aplicada técnicas de simulação utilizando o método Monte Carlo para o desenvolvimento de dispositivos de testes utilizados no controle de qualidade em equipamentos de raios X odontológicos intra-oriais. Para tanto, foi construído um modelo computacional de exposição externa, empregando o código EGS4 para o estudo dos tipos de materiais, suas composições, suas dimensões e posicionamento dentro do dispositivo, bem como as possíveis grandezas geométricas de irradiação: distância fonte-superfície (DFS), o tamanho e a forma do campo de radiação e o ângulo de incidência do feixe. Finalmente, o sistema de medição desenvolvido no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), denominado Cartão Dosimétrico Odontológico (CDO), foi estudado e validado por este método. Este sistema foi então implantado

no CRCN-NE, oferecendo aos programas de Vigilância Sanitária e de Proteção Radiológica um serviço de monitoração de aparelhos de raios X odontológico intra-oral que possibilita atender, por via postal, aos serviços odontológicos em todo território nacional. Os resultados mostraram que este dispositivo e os procedimentos para seu desenvolvimento e calibração servem de referência para aqueles que desejem criar novos sistemas dosimétricos, estabelecendo-se assim como um método padronizado.

Palavras-chave: Odontologia, radiodiagnóstico, controle de qualidade, dosimetria numérica, método Monte Carlo.

COMPUTATIONAL MODEL FOR DEVELOPMENT OF AN EVALUATION SYSTEM FOR DENTAL X-RAY EQUIPMENT: "ODONTOLOGIC DOSIMETRIC CARD"

Author: Cláudio José Mesquita Menezes

Advisers: Dr. Ricardo de Andrade Lima

Dr. João Emílio Peixoto

ABSTRACT

Dental Radiology has been increasingly present in the daily activities of the dentistry professionals, due to its widespread use for diagnosis in dental treatments. For this reason, experts in radioprotection and dosimetry are conducting studies in order to assure the quality of the diagnosis and, at the same time, contribute to minimize the exposure to ionizing radiation derived from medical practices. For this reason, many companies and researchers have been working on the development of equipments for assessing the performance of intra-oral dental X ray units. However, the high cost of both research and development of commercial testing devices has set practical limits on the performance of those equipments, as far as their ability to determine the operational characteristics of dental X ray units is concerned. In this study, simulations using the Monte Carlo method were carried out in order to assist in the development of devices for quality control in intra-oral dental X-ray equipment. Thus, a computational model for external exposure was built using the EGS4 code, making possible to evaluate different materials and their composition, size and positioning within the device. Radiation parameters, such as source-surface distance, size and shape of the radiation field, and the beam incidence angle, were also evaluated. Finally, the device developed at the Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), named Odontologic Dosimetric Card (CDO), was studied and validated by this method. Then, the CDO was implemented at the CRCN-NE aiming to offer a monitoring service for dental X-ray units which can

attend, through the postal service, all dental offices in Brazil, providing, at the same time, technical support to the Health Surveillance and Radiation Protection programs of the Brazilian Ministry of Health. The results showed that the Odontologic Dosimetric Card ,as well as the approach for its development and calibration can be adopted as a standard method, serving as a reference for those interested in studying new dosimetric systems.

KEYWORDS: Odontology, radiodiagnostic, quality control, numerical dosimetry, Monte Carlo simulation.

1 INTRODUÇÃO

Em decorrência da necessidade de diagnóstico em tratamentos dentários, a Radiologia Odontológica está cada vez mais presente no dia-a-dia da população. Atualmente, além do número crescente de clínicas radiológicas especializadas, já é uma realidade a grande quantidade de equipamentos de raios X odontológicos instalados nos consultórios dentários. Dados do Conselho Federal de Odontologia (CFO) mostram que existem registrados mais de 200 mil cirurgiões-dentistas no Brasil, com uma crescente quantidade dos procedimentos com o uso dos raios X [CFO, 2008]. Tal realidade tem gerado preocupação por parte das agências reguladoras no sentido de oferecer exames de qualidade diagnóstica com menores doses de radiação, buscando assim um maior controle de tais práticas por meio de ações que objetivem proteger o dentista, o paciente e o público [MS, 1998 e 2005].

Em vista disto, vários profissionais da área de Radioproteção e Dosimetria vêm realizando estudos no sentido de oferecer sugestões para minimizar as exposições individuais e da população aos exames de raios X [BUSHONG et al., 1971; BEIDEMAN et al., 1976; MOTA et al., 1994; BUTTON et al., 1999; LIMA et al., 2000]. Um grande número de empresas e pesquisadores trabalha no desenvolvimento de instrumentos capazes de avaliar o desempenho dos equipamentos de radiodiagnóstico, inclusive os aparelhos de raios X utilizados na Odontologia. Para tais instrumentos, deseja-se sempre que tenham como características básicas serem de fácil manuseio, confiáveis e de baixo custo, além de portáteis ao ponto de poderem ser facilmente transportados e ou enviados aos interessados, simplificando o atendimento. Além disto, é importante que esses sistemas de medição incorporem no seu desenvolvimento as bases metrológicas

necessárias para a sua aceitação como um método padronizado, sendo para tanto calibrados em feixes de referência nos laboratórios credenciados. Infelizmente, a instrumentação necessária para realização de todos os testes de controle de qualidade exigidos pela regulamentação vigente pode chegar a custos altíssimos que, juntamente com sua aplicação complexa, explica o pouco número de serviços odontológicos que tenham um programa de controle de qualidade implantado e até o número pequeno de empresas e profissionais que oferecem tal serviço, a maioria destes concentrados no sudeste do país. É uma realidade o fato de que as dificuldades para o desenvolvimento e determinação das características destes dispositivos de testes justificam suas limitações e o alto custo das pesquisas e dos equipamentos comerciais.

Diante destas dificuldades, encontra-se na literatura técnicas de simulação que são uma potente ferramenta para a solução deste e de vários problemas de Física Aplicada, possibilitando o estudo dos parâmetros e variáveis importantes ao seu entendimento. Com o desenvolvimento de computadores mais rápidos e acessíveis, combinados com técnicas de processamento, as técnicas de simulação computacional realizada com o método Monte Carlo têm se revelado eficazes para estudos de situações onde medidas físicas são inviáveis, de difícil realização ou de custo elevado, como por exemplo, na simulação da interação de fótons e elétrons com a matéria para avaliar a energia, a posição espacial, a direção de voo da radiação incidente e a dose absorvida no meio. No campo da Dosimetria e Radioproteção, ele pode ser usado, por exemplo, para avaliar a eficiência de detectores de radiação e na simulação de sistemas físicos e biológicos para aplicações no radiodiagnóstico. Segundo Guimarães (2005), em todas as situações, além do baixo custo e facilidade de variação dos meios, a grande vantagem da simulação em computadores é que os eventos que, experimentalmente, poderiam levar longo período para serem concluídos em tempo real, podem ser simulados em minutos ou, no pior caso, em algumas horas. A simulação Monte Carlo é muito empregada atualmente como uma técnica iterativa para resolver problemas experimentais.

Diante disto, este trabalho tem como objetivo principal avaliar a aplicabilidade das técnicas de simulação utilizando o código Monte Carlo EGS4

(*Eletron Gamma Shower*) [NELSON et al., 1985] para o desenvolvimento de dispositivos de testes para equipamentos de raios X odontológicos intra-orais, podendo ser estendido sua utilização ao radiodiagnóstico convencional. Para tanto, foi desenvolvido um modelo computacional de exposição externa criado especialmente para o estudo dos tipos de materiais, suas composições, suas dimensões e posicionamento dentro do dispositivo, bem como as possíveis grandezas geométricas de irradiação: distância fonte-superfície (DFS), o tamanho e a forma do campo de radiação e o ângulo de incidência do feixe. Finalmente, um sistema de medição desenvolvido no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), denominado Cartão Dosimétrico Odontológico (CDO), foi estudado e validado por este método e implantado, como referência, oferecendo aos programas de Vigilância Sanitária e de Proteção Radiológica um serviço de monitoração de aparelhos de raios X odontológico intra-oral que possa atender, por via postal, aos serviços odontológicos em todo território nacional. Este dispositivo e os procedimentos para seu desenvolvimento e calibração servem de referência para aqueles que desejam criar novos sistemas dosimétricos, estabelecendo-se assim como um método padronizado.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A UTILIZAÇÃO DOS RAIOS X NA ODONTOLOGIA

O emprego das radiações ionizantes na Odontologia teve início três meses depois do descobrimento dos raios X por Wilhelm Conrad Röntgen em novembro de 1895 [PAUL, 1958]. Na ocasião, o dentista americano, C. Edmundo Kells, de New Orleans, construiu o primeiro aparelho para uso odontológico e produziu a primeira radiografia intra-oral, sendo o primeiro dentista que se dedicou ao uso dos raios X como elemento indispensável no exame clínico [FREITAS et al, 2000].

Segundo Wuehrmann e Manson-Hing (1971), no ano de 1896 foram realizadas as primeiras radiografias dos dentes e maxilares, e a partir daí o uso dos raios X na Odontologia foi sendo intensificado. Um crescimento mais rápido foi observado a partir de 1913, quando da invenção do tubo de cátodo aquecido por Coolidge [MOTA et al., 1994]. No entanto, só em torno de 1930 [ICRP, 1989] os raios X passaram a ter sua utilização mais disseminada, sendo esta prática recomendada inclusive por organismos internacionais, como em 1977, quando documento da Organização Mundial de Saúde (OMS) considerava o levantamento completo da arcada dentária como procedimento essencial ao diagnóstico [KOREN; WUEHRMANN, 1977]. Desde então, trabalhos vêm confirmando a importância dos raios X na Odontologia, como Oliveira et al. (1981) que observaram a importância do exame radiográfico no diagnóstico de lesões ósseas periondontais, ou Tacla (1981) ressaltando que as investigações complementares são fundamentais quando o

exame clínico resulta em mais de uma hipótese diagnóstica. Atualmente, o exame radiográfico na Odontologia auxilia no diagnóstico, colabora no plano de tratamento, orienta e controla a terapêutica. Tal prática é uma das maiores ferramentas disponíveis para a obtenção de diagnósticos mais precisos em várias doenças e disfunções orgânicas, beneficiando milhões de pacientes em todo mundo. O cirurgião-dentista dispõe hoje de uma série de exames e técnicas especiais que fornecem subsídios e facilitam os procedimentos cirúrgicos, mais precisos e menos agressivos, além de terapêuticos; como exemplos, citam-se os métodos de localização de corpos estranhos, dentes inclusos ou, simplesmente, de lesões que podem ocorrer na maxila e/ou na mandíbula.

Além da aplicação para fins de diagnóstico, a Radiologia Odontológica tem ainda uma grande importância na Odontologia Legal, principalmente no que diz respeito à identificação humana. Ou seja, a partir de radiografias feitas em vida é possível, por meio de métodos comparativos, a identificação de pessoas cuja identidade não se encontra totalmente definida. Para que esses métodos de comparação sejam efetivamente realizados é necessário que se possua uma radiografia e que esta esteja em bom estado de conservação ou ainda, que a sua produção tenha sido corretamente feita [VENTORIN et al., 2000]. Neste contexto, segundo Cintra et al. (2000), a Radiologia Odontológica abrange a observação diagnóstica de todas as lesões sediadas nos tecidos duros do complexo maxilo-facial, envolvendo não só os casos de fraturas de origem traumática, como as decorrentes de doenças pré-existentes, tendo reconhecida a sua aplicação na elucidação de questões de interesse da Justiça, que envolvam a função mastigatória e a estética. Todavia, apesar da destacada relevância da Radiologia Odontológica, os aspectos legais que envolvem as consequências de uma interpretação radiográfica deficiente ainda são relegadas a um plano inferior por um segmento significativo de profissionais que atuam na área pericial. Os grandes avanços tecnológicos alcançados resultaram em uma melhora substancial na qualidade das imagens obtidas. No entanto, observa-se que a falta de controle dos equipamentos de raios X utilizados é um dos fatores que influenciam na perda da qualidade diagnóstica.

Um outro ponto importante, inerente à crescente utilização dos raios X, diz respeito aos riscos associados a esta prática no diagnóstico médico e

odontológico, a qual resulta em uma importante fonte de exposição da população à radiação ionizante. Em países desenvolvidos, a contribuição da Radiologia Diagnóstica para a dose total em seres humanos, proveniente de fontes artificiais de radiações ionizantes é de aproximadamente 86%. No caso do Reino Unido esse percentual pode atingir cerca de 90% [ICRP, 1991; IPSM, 1992]. Deve-se lembrar, no entanto, que a exposição de pacientes na Medicina e Odontologia tem que ser considerada como sendo um benefício direto recebido, justificado pelo fato de que o benefício diagnóstico obtido ser muitas vezes maior que os riscos individuais inerentes do uso das radiações ionizantes [UNSCEAR, 1993].

Para que as doses de radiação usadas na Radiologia Odontológica sejam pequenas, comparadas aos benefícios de diagnósticos precisos, é necessário que os equipamentos de raios X utilizados estejam funcionando de acordo com suas especificações e as exposições sejam realizadas de forma otimizada, caso contrário os danos biológicos decorrentes desta prática devem ser considerados. Esses danos são referentes aos efeitos estocásticos, ou seja, que dizem respeito a modificações celulares e cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à dose recebida. Sabe-se que, pelo princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), as doses em procedimentos com radiações ionizantes devem ser tão baixas como possivelmente exequíveis. Afinal, órgãos sensíveis à radiação estão presentes nos exames de radiografia dentária, como a medula óssea vermelha da mandíbula, a glândula tireóide e o cristalino [WATANABE et al., 2000]. Segundo Araújo (2002), as glândulas parótidas sublinguais e submaxilares também são atingidas em exames de raios X odontológicos intra-orais. Assim, deve-se dispor de ações de radioproteção e dos avanços tecnológicos para minimizar ainda mais os possíveis danos oriundos das radiações ionizantes na rotina, tais como: o uso de aventais plumbíferos, filmes ultrarápidos, o processamento automático de filmes e, principalmente, o uso de equipamentos de raios X que atendam aos requisitos da norma que o regulamenta, Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico [MS, 1998]. Tais equipamentos devem ser avaliados por meio de testes de rotina, o que é uma das finalidades deste trabalho. De posse desses conhecimentos, atrelado à implantação de programas de garantia da qualidade e inspeções periódicas, pode-se então afirmar que na prática da Odontologia moderna os riscos oriundos da

Radiologia são infinitamente menores que os benefícios obtidos [APCD, 2005]. Hoje, mais de um século depois de sua descoberta, os raios X utilizados para realização do exame radiográfico para os mais variados fins, ainda representam uma ferramenta fundamental do exame clínico, sendo a qualidade da radiografia diretamente proporcional à quantidade de informações que oferece.

Atualmente, os equipamentos de raios X utilizados na Radiologia Odontológica podem ser classificados em três tipos: os intra-orais ou intra-bucais, os quais são objetos deste trabalho e cujos exames são geralmente realizados no próprio consultório; os equipamentos extra-orais ou extra-bucais e ainda equipamentos de tomografia computadorizada usados em exames especiais, os dois últimos realizados em clínicas especializadas. Neste trabalho trata-se apenas dos equipamentos intra-orais se referindo estritamente a eles quando falar-se de equipamentos de raios X odontológicos.

2.2 A QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X ODONTOLÓGICOS INTRA-ORAIS

Para um melhor entendimento de como é feita a avaliação da qualidade com a aplicação dos testes de constância dos equipamentos de raios X odontológicos tem-se abaixo uma breve descrição dos aparelhos encontrados no mercado.

Tais equipamentos são fabricados visando principalmente o menor custo e dimensões devido à necessidade da adaptação as pequenas salas onde serão instalados, os consultórios dentários. Por outro lado, como nesta prática as estruturas anatômicas radiografadas não apresentam diferenças significativas de densidade, os aparelhos em geral são de tensão de pico (kVp) e corrente (mA) fixas, dispondo apenas de um dispositivo controlador do tempo de exposição como parâmetro variável da técnica radiográfica. Entre as variações encontradas comercialmente entre fabricantes e modelos, a tensão fixa é encontrada variando entre 60 e 80kVp e a corrente entre 7 e 15mA [LIMA et al, 2000]. Aparelhos mais antigos, com tensão de operação de 50kVp ainda são muito encontrados em consultórios e clínicas, embora a

norma que regulamenta sua utilização exija que sejam, preferencialmente, de tensões maiores que 60kVp [MS, 1998]. Os equipamentos de raios X odontológicos intra-orais possuem como componentes básicos o cabeçote, o comando, o braço de suporte do cabeçote e a base de apoio. O cabeçote acomoda dentro de um recipiente blindado preenchido com óleo, todo o circuito do gerador de raios X, composto de um transformador de alta-tensão, um transformador de baixa-tensão e uma ampola ou tubo de raios X. A grande maioria dos equipamentos odontológicos intra-orais possui um sistema de gerador monofásico auto-retificado, ou seja, o próprio tubo de raios X possui dupla função, a de atuar na produção dos raios X e a de retificação da tensão aplicada. A estes tipos de geradores classifica-se como auto-retificadores ou retificadores de meia onda, uma vez que o tubo de raios X determinará por si mesmo qual das alternâncias de corrente passará por ele, funcionando como um diodo. Gradativamente, estes geradores vêm sendo substituídos por aqueles de potencial constante. No cabeçote também se encontram a blindagem do tubo, o colimador de chumbo, o filtro adicional de alumínio e o óleo que preenche toda cavidade que contém os transformadores e o tubo. Este óleo é responsável pelo isolamento elétrico do tubo e pelo seu resfriamento. O cilindro localizador deve ter um comprimento suficiente para que a distância foco-pele seja de, no mínimo, 18cm para tensão do tubo de raios X menor ou igual a 60kVp, no mínimo 20cm para tensão entre 60 e 70kVp e, no mínimo, 24cm para tensão maior que 70kVp. Na Figura 1 podem-se observar os principais componentes de um cabeçote de raios X odontológico intra-oral.

No comando têm-se a chave de força do equipamento, o circuito regulador do tempo de exposição e o cabo com o botão de disparo. Com relação a sua mobilidade, os aparelhos de raios X odontológicos são constituídos de um braço articulado ligado a uma base de apoio, móvel ou fixa, acoplado ao cabeçote. Esta base pode estar diretamente presa à parede ou sobre o solo, apoiada sobre rodízios.

Todo equipamento de raios X diagnóstico deve ser mantido em condições adequadas de funcionamento e submetido regularmente a verificações de desempenho [MS, 1998]. Atenção particular, entretanto, deve ser dada aos equipamentos antigos, onde qualquer deterioração na qualidade das radiografias deve ser imediatamente investigada e o problema corrigido. Um ponto relevante diz

respeito à obrigatoriedade dos fornecedores de equipamentos novos, projetistas, fabricantes, construtores e importadores, de fornecer um relatório do teste de aceitação do equipamento, que comprove seu desempenho na data da instalação. Cabe ao titular do estabelecimento assinar este relatório como prova de seu aceite [MS, 1998]. Os trabalhos de vários pesquisadores, voltados à avaliação da qualidade dos equipamentos de raios X, mostram o não cumprimento destes requisitos.

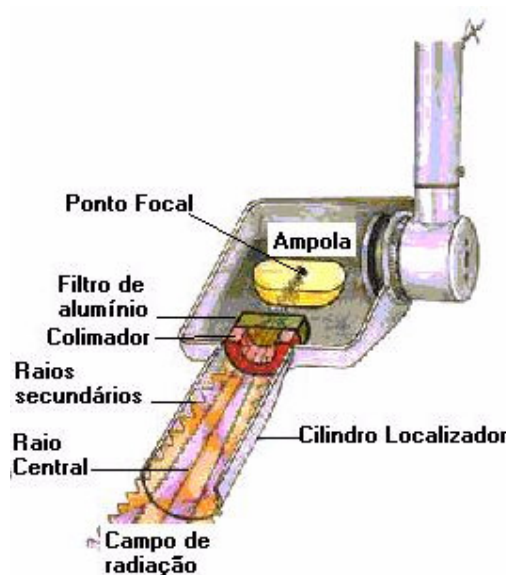


Figura 1: Componentes internos do cabeçote de um equipamento de raios X odontológico.

No passado, quando se conhecia pouco sobre os efeitos biológicos das radiações ionizantes, o relacionamento paciente-dentista, com relação ao uso dos raios X, dedicava pouca atenção aos cuidados que devem ser tomados para minimizar as doses. Atualmente, vários estudos visando à redução de exposições em Radiologia Odontológica auxiliam a compreensão da influência dos diferentes parâmetros associados à exposição do paciente [ICRP, 1989]. Estudos sobre o rendimento dos aparelhos de raios X odontológicos aparecem na literatura em trabalhos realizados por Wuehrmann e Manly (1950); Wuehrmann e Curby (1952); Curby e Wuehrmann (1953); Spangenberg e Pool (1960); Manson-Hing (1961 e 1971); Oishi e Parfitt (1976); Peixoto e Ferreira (1982); Svenson et al. (1985), os quais se preocuparam com as variações da tensão e corrente do tubo de raios X,

fatores diretamente responsáveis pela qualidade da imagem e pela quantidade de radiação a que o paciente se expõe durante a tomada radiográfica.

Updegrave et al. (1959), Alvares e Freitas (1967) estudaram a precisão do botão de disparo e a sua relação com a velocidade de resposta do filme radiográfico aos raios X. Peixoto e Ferreira (1982) concluíram pela necessidade de se estabelecer normas técnicas para a construção de aparelhos de raios X. Preece e Jensen (1983); Melo et al. (1985); Goss (1985) e Monsour et al. (1988) pesquisaram condições de uso, precisão dos fatores e inspeção dos aparelhos de raios X, constatando nessas condições grandes irregularidades.

Estudos realizados em todo o mundo mostram que as exposições recebidas em exames periapicais (intra-orais) estão acima do necessário para se obter imagens com qualidade diagnóstica e, em muitos casos, os equipamentos de raios X não se encontram dentro dos parâmetros especificados pelas normas vigentes [BUSHONG et al, 1971; MCKLVEEN, 1980].

Beideman et al. (1976), observaram que em 2000 radiografias dentárias, 50% eram de qualidade inferior, não permitindo determinar a eficácia do tratamento proposto.

Estudo realizado por MOTA et al. [1994], em 2300 equipamentos de raios X dentários, constatou que 40% não possuíam colimação e filtração adequadas do feixe de radiação, estimando-se que existia em funcionamento no Brasil cerca de 60.000 equipamentos de raios X odontológicos intra-orais.

Entre 1980 e 1995, 7260 testes foram realizados em 5529 aparelhos no Rio de Janeiro, onde 66 % dos exames da região molar apresentaram exposição na pele maior que o necessário, 60% dos aparelhos de raios X odontológicos apresentaram o diâmetro de irradiação na pele do paciente maior que 6,0cm, 28 % dos aparelhos testados tinham a filtração total abaixo de 1,5mmAl e poucos dentistas possuem ou incentivam o uso de avental de chumbo para proteção do paciente [ALMEIDA; FREITAS, 1996].

O trabalho de Boscolo et al. (1997), teve o propósito de avaliar o desempenho de aparelhos de raios X odontológicos com relação aos fatores tempo de exposição e tensão do tubo de raios X. Para tanto, foram estudados 127 aparelhos comercializados pelas empresas Funk e Dabi Atlante. Os resultados obtidos

apontaram um desempenho para o tempo de exposição pouco satisfatório para o modelo X-10, da Funk, enquanto que os aparelhos da Dabi Atlante, modelos Spectro II, Trophy e Spectro 1070, mostraram desempenho satisfatório quando comparados o tempo de exposição real e o tempo de exposição nominal. Esses mesmos aparelhos tiveram a sua tensão nominal pesquisada e mostraram, no geral, uma tensão de pico menor do que a indicada no painel de comando, apontando com isso um desempenho aquém do esperado.

Um outro estudo para identificar as causas de exposição excessiva na prática odontológica concluiu que os fatores que mais contribuíam para o aumento de exposição, em ordem crescente, são: filtração insuficiente, tempo de exposição deficiente ou acima do necessário, o uso de mesma técnica para filmes de sensibilidades diferentes, tensão incorreta e processamento impróprio [BUTTON et al., 1999].

LIMA et al. (2000), avaliaram 60 aparelhos de raios X odontológicos intra-orais, recomendando a substituição dos cones localizadores e redução do tempo de exposição, além da realização de cursos de capacitação de cirurgiões-dentista sobre aspectos de Radioproteção na prática odontológica.

No que se referem aos erros de exposição e de revelação, as imagens radiológicas podem se enquadrar em duas situações distintas; a de baixa densidade, ou seja, demasiadamente claras, ou a de alta densidade, encontrando-se muito escuras. As imagens claras ocorrem principalmente devido à falta de exposição aos raios X (subexposição) ou a sub-revelação causada por produtos químicos envelhecidos. Já as imagens escuras são atribuídas à sobre-exposição ou a sobre-revelação dos filmes [VENTORIN et al., 2000].

Costa (2002) avaliou 37 consultórios odontológicos na cidade de Boa Vista, Estado de Roraima, utilizando o kit postal do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Ele concluiu, dentre outras coisas, que 78% dos aparelhos apresentaram dimensões do campo fora do valor permitido e que a dose na pele do paciente em alguns casos está acima dos valores recomendados em decorrência da inadequação dos procedimentos utilizados, tanto quanto ao tempo de irradiação, como aos procedimentos de revelação.

Cada vez mais os estudos e as novas tecnologias apontam e exigem mudanças nos consultórios e com isso os fabricantes têm procurado fazer lançamentos que atendam às novas exigências do Ministério da Saúde, visando à proteção do profissional e principalmente do paciente. O problema da maioria dos profissionais é que seus equipamentos não contemplam essas mudanças e com isso a alternativa seria a compra de novos equipamentos, o que na realidade brasileira, é inviável. Por outro lado, já é um fato que o nível de conscientização da população que efetivamente frequenta consultórios odontológicos, aliado à intensificação da atuação dos órgãos de inspeção, está mudando e dentro em breve serão exigidos requisitos mínimos em qualidade e segurança para a continuidade de funcionamento destes serviços. Uma outra característica importante que se tem com relação aos aparelhos de raios X intra-orais é com relação à proteção do operador. Por possuírem, raramente, instalações com biombos fixos, o posicionamento do operador deve ser a no mínimo dois metros do cabeçote, fora do feixe primário de radiação, sendo esta a posição adequada para proteção da radiação espalhada [MOTA et al., 1994; MS, 1998].

Países como o Brasil têm procurado mostrar aos profissionais que a prática diagnóstica pode evoluir, com a aplicação de programas de garantia da qualidade, mas o que se observa é que cada profissional simplesmente procura manter seu consultório funcionando sem a devida preocupação com a qualidade dos exames. As empresas de assistência técnica contam com técnicos e engenheiros muito bons, que sabem consertar os equipamentos, mas não foram capacitados para implantação de programas dessa natureza, solução de problemas, modificação do projeto e análise de falhas [LIMA, 2002]. Trabalhos realizados ressaltam e oferecem subsídios para a implantação de uma cultura de qualidade e, para tanto, instrumentos são encontrados comercialmente e outros têm sido desenvolvidos com essa finalidade. Entende-se como controle de qualidade em raios X odontológico ao conjunto de testes de constância que têm como objetivo a verificação de determinados parâmetros do equipamento, para a constatação da necessidade ou não de adequação. Segundo a norma vigente, para equipamentos de raios X odontológicos intra-orais, um programa de garantia da qualidade deve incluir o

seguinte conjunto mínimo de testes de constância, com frequência mínima de dois anos [MS, 1998]:

- Medida da camada semi-redutora (CSR);
- Medida da tensão de pico (kVp);
- Medida do tamanho do campo de irradiação;
- Reprodutibilidade do tempo de exposição ou reprodutibilidade da taxa de kerma no ar;
- Linearidade da taxa de kerma no ar com o tempo de exposição;
- Dose de entrada na pele do paciente;
- Padrão da imagem radiográfica;
- Integridade das vestimentas de proteção individual.

Atualmente, existe no comércio uma grande variedade de instrumentos desenvolvidos para a realização de medidas de parâmetros do equipamento de raios X odontológico e controle de qualidade, alguns deles citados adiante. Tais equipamentos necessitam de um grande investimento inicial, sendo a maioria deles importada de outros países.

2.3 SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DESENVOLVIDOS

Existe um grande número de empresas e pesquisadores que atuam no desenvolvimento de instrumentos capazes de avaliar o desempenho dos equipamentos de raios X médicos e odontológicos. Empresas nacionais como a MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda. e multinacionais como a *Fluke*

Corporation, *PTW Freiburg*, *Unfors Instruments* e *Radcal Corporation* têm oferecido medidores não invasivos de tensão, medidores de dose e tempo de exposição, monitores de área e simuladores para verificação da qualidade da imagem. No entanto, tais instrumentos ainda são de um alto custo para aquisição pelos profissionais interessados em prestar tais serviços e, principalmente, para os proprietários de equipamentos de raios X odontológico, além do fato de que sua subutilização seria evidente, pois todos os testes pedem uma frequência de até dois anos.

Pesquisadores brasileiros têm disponibilizado instrumentos com base nos semicondutores para esta finalidade, possuindo a vantagem de serem detectores de leitura direta, mas que só permitem as medidas *in loco* [PELÁ et al., 1996; MELO, 2002].

O instrumento desenvolvido por Melo (2002) para teste não invasivos de equipamentos de raios X odontológico, utilizou cinco semicondutores como detectores de radiação. Este instrumento permite a estimativa da dose de entrada na pele do paciente, do tempo de exposição, da tensão do tubo de raios X e da filtração total do feixe. Sua calibração foi realizada em um equipamento de raios X odontológico de tensão variável, tendo os valores obtidos comparados com um medidor comercial da marca RMI, modelo 242. Neste trabalho foi utilizado o princípio da atenuação diferencial do feixe de raios X por filtros de diferentes espessuras para a determinação da tensão aplicada ao tubo de raios X. No entanto, ele utiliza apenas um filtro de cobre de 0,3mm de espessura e a leitura sem filtro para obter a razão a ser relaciona a uma determinada tensão. Observa-se que esta medição não elimina os fótons de baixa energia, presentes no feixe de raios X e cuja intensidade varia de acordo com a filtração adicional dos equipamentos de raios X a serem avaliados.

Os instrumentos de leitura direta não satisfazem à grande demanda existente com relação a equipamentos de raios X odontológicos, pois seria necessário um grande número de profissionais equipados atuando na área. A solução é, portanto, a adoção de instrumentos de leitura indireta que possam ser enviados aos serviços sem a necessidade de deslocamento do técnico avaliador.

Em pesquisas científicas, como exemplos de dispositivos de medição com leitura indireta, existem os desenvolvidos pelo Serviço de Saúde dos Estados Unidos [BRH, 1976] e por pesquisadores brasileiros [PEIXOTO; FERREIRA, 1982; SALGADO, 2005], os quais utilizam os dosímetros termoluminescentes (TLD) como detectores de radiação e a vantagem de poderem ser enviados aos locais de medição sem a presença do técnico avaliador.

O primeiro dispositivo dosimétrico com estas características que se tem notícia foi desenvolvido nos Estados Unidos pelo *Bureau of Radiological Health*, composto por dois detectores termoluminescentes utilizados para medição da exposição na pele do paciente [BRH, 1976].

No Rio de Janeiro (Brasil), um kit dosimétrico foi desenvolvido por Peixoto e Ferreira (1982), similar ao idealizado pelo *Bureau of Radiological Health*, com a diferença de medir não só a exposição, mas também o tamanho do campo na pele do paciente e a filtração do feixe de raios X. Neste modelo encontram-se acondicionados em seis folhas de papel cartão rígido quatro dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio do tipo TLD100, um filtro de alumínio de 3mm de espessura e um filme radiográfico tipo oclusal, perfazendo 9cm de largura por 12cm de comprimento e 1cm de espessura, pesando cerca de 100g. Este kit foi inicialmente utilizado em um programa postal de avaliação de exposições em radiologia oral no estado do Rio de Janeiro, verificando 308 aparelhos de raios X odontológicos entre 1980 e 1981. Seus resultados indicaram o estabelecimento imediato de programas de controle das doses de radiação a que ficam expostos os pacientes durante os exames radiográficos. Ainda hoje este kit é utilizado no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) com apenas algumas modificações em seu arranjo original [MOTA et al., 1994; ALMEIDA; FREITAS, 1996].

Mais recentemente, Salgado (2005) desenvolveu um instrumento de medida para inspecionar aparelhos de raios X odontológicos, também utilizando TLD como detectores de radiação. O tipo escolhido foi o de fluoreto de cálcio dopado com disprósio (CaF:Dy) com dimensões $6,3 \times 6,3 \times 0,9\text{mm}^3$. A escolha deste detector foi pela sua maior sensibilidade para a faixa de energia do feixe de raios X bastante filtrados. Um detalhe importante neste trabalho foi o envolvimento dos

filtros de cobre com uma fina camada de alumínio de 0,1mm de espessura no intuito de impedir que os raios X característicos produzidos pelo cobre (8keV), influenciassem na medida dos TLD. Os parâmetros inspecionados por este dispositivo são: tensão de pico, camada semi-redutora, dose na entrada da pele do paciente, tamanho de campo e o ponto focal. No entanto, este instrumento tornou-se muito pesado para ser enviado via postal devido ao material utilizado para construção do suporte para os detectores e filtros, o chumbo, diminuindo assim a radiação retro-espalhada.

Em todos os casos citados acima, os dispositivos propostos apresentam apenas avaliação parcial de alguns parâmetros de operação do equipamento de raios X, não atingindo, com um único dispositivo, os itens exigidos pela regulamentação sanitária vigente, “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” [MS, 1998]. Em vista disto, desde 1999 o CRCN-NE vem realizando pesquisas no sentido de oferecer um dispositivo capaz de atender aos requisitos necessários ao controle de qualidade em equipamentos de raios x odontológicos [NOGUEIRA et al., 1999]. O projeto inicial teve como objetivo o desenvolvimento de um “kit” radiológico para determinação de parâmetros dos aparelhos de raios-X odontológico e a sua aplicação em escala piloto numa região de Pernambuco. Com o desenvolvimento deste “kit” era possível a determinação simultânea da tensão de operação do tubo, da filtração total, do tamanho do campo do feixe, da dose na pele do paciente e da qualidade da radiografia. Desse modo, garante-se uma otimização na qualidade da imagem e conseqüentemente a diminuição da dose. Neste trabalho estudaram-se as características originais deste protótipo, bem como a determinação final de suas estruturas externas e internas, sugerindo-o como um método padronizado.

Um outro ponto importante é que nenhum dos sistemas de medição citados foi calibrado em feixes de referência e em laboratórios credenciados, agregando ao seu desenvolvimento as bases metrológicas necessárias para a sua acreditação. A calibração da instrumentação necessária ao controle de qualidade de equipamentos de raios X tem como seu principal objetivo garantir que o instrumento de medida esteja funcionando de modo apropriado e, portanto, seja adequado para o propósito da monitoração pretendida. Tais calibrações devem ainda fornecer

informações quanto à estabilidade das características do instrumento, levantadas durante os testes de desempenho. Estes testes realizados sob condições especificadas, visam determinar a relação entre o valor indicado pelo instrumento e o valor conhecido da grandeza medida. Posteriormente, devem ser feitas calibrações regulares em intervalos de tempo não superiores ao período de um ano, ou em casos em que o instrumento foi reparado ou ainda se há dúvidas quanto ao seu bom desempenho. Para efetuar a calibração de um instrumento desta natureza, deve-se usar um campo de radiação com propriedades bem conhecidas, realizando ensaios nos casos onde é de grande importância uma avaliação metrológica mais detalhada. Deve-se também, durante os testes de protótipo, efetuar medidas em uma faixa extensa de energia, variando-se o ângulo de incidência, a taxa de dose e outros parâmetros de desempenho julgados importantes.

Em Radiodiagnóstico, para o uso em medida de dose em pacientes, as incertezas nas medições devem ser de $\pm 10\%$ para as medidas de campo e 5% na calibração ao nível de confiança de 99% , segundo a *American Association of Physicists in Medicine* [AAPM, 1992]. Para calibração em kerma no ar livre, os dosímetros usados para medir doses no paciente em Radiodiagnóstico e na monitoração do desempenho de equipamentos de raios X em garantia de qualidade, exigem condições bem definidas de calibração e o mais próximo possível das condições reais em energia e distribuição espacial. Documento da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) diz que a incerteza da medição neste caso deve ser de $\pm 10\%$, com o nível de confiança de 95% [AIEA, 2003], menos exigente que o adotado pela AAPM. Estes valores são aplicados também para a prática do radiodiagnóstico odontológico.

2.4 MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO

Os modelos computacionais de exposição externa incluem basicamente um fantoma, um código Monte Carlo e o algoritmo da fonte de exposição. Abaixo se descreve cada um destes pontos e os avanços obtidos.

Nas aplicações médicas e odontológicas das radiações ionizantes, quando se deseja realizar estimativas da dose absorvida em órgãos e tecidos, ou algum teste de qualidade de imagem em equipamentos de radiodiagnóstico, tais como mamógrafos, equipamentos de raios X convencionais, incluindo os aparelhos intra-orais, e tomógrafos, necessita-se sempre de um objeto que represente, da melhor maneira possível, as estruturas anatômicas que devem ser analisadas. Tais objetos são chamados de simuladores. Os simuladores dos quais se obtêm as imagens, também chamados fantasmas, são muito convenientes por atenderem a requisitos importantes como: não submeter pessoas à radiação, serem construídos de acordo com a necessidade do trabalho a ser realizado e suportar longas rotinas de teste sem alterar suas características [WHITE et al., 1977]. Os fantasmas convencionais são constituídos de materiais como lucite, alumínio, óxido de alumínio, resina epóxi ou de estruturas anatômicas obtidas de procedimentos cirúrgicos [WHITE et al., 1986]. No entanto, mesmo que representem bem uma determinada estrutura anatômica de interesse, os fantasmas não representam tão bem outras da mesma natureza, já que não existem estruturas idênticas. Trabalho realizado por Neves et al. (2000) para imagens do pulmão procurou solucionar este problema, além do fato da imagem do pulmão apresentar muitas vezes uma visualização de qualidade insuficiente. Os autores desenvolveram um simulador virtual, o qual permite um controle preciso de todos os parâmetros que são necessários ao controle das exposições radiológicas.

Além disso, podem ser desenvolvidos quantos simuladores virtuais forem necessários para representar as diversas variações anatômicas, já que os parâmetros podem ser ajustados ao modelo.

Na literatura encontram-se dois tipos de simuladores computacionais: os fantasmas geométricos ou matemáticos e os fantasmas baseados em elementos de volume, conhecidos como fantasmas de *voxels*. Nos fantasmas geométricos ou matemáticos, o tamanho e forma do corpo humano bem como seus órgãos são descritos por expressões matemáticas representadas por combinações e interseções de planos, cilindros elípticos e circulares, esferas, cones e outras formas geométricas. Cada região e órgão deste tipo de simulador possuem composição e densidades homogêneas. O conjunto dos órgãos permite uma composição heterogênea do corpo

humano [SNYDER et al., 1969]. Embora os fantasmas geométricos ou matemáticos sejam de valiosa utilidade nos cálculos dosimétricos, estes não são modelos muito precisos do corpo humano e de seus órgãos. Este problema tem sido resolvido graças ao desenvolvimento dos fantasmas de *voxel*.

Os fantasmas de *voxel* são baseados em imagens digitais obtidas através da varredura do corpo humano por tomografia computadorizada, ressonância magnética ou processos ópticos. Cada imagem consiste de uma matriz de pixels, cujo número depende da resolução escolhida durante a varredura. O conjunto de tais imagens pode ser considerado como uma matriz tridimensional formada por *voxels*, onde cada *voxel* pertence a um órgão ou tecido específico. Estes fantasmas constituem atualmente o último esforço para aperfeiçoamento dos simuladores computacionais e, comparados aos fantasmas matemáticos, são representações quase reais do corpo humano (KRAMER et al., 2004).

Existem atualmente diversos fantasmas de *voxel*. Entre os femininos, se destacam o Helga, Irene e Donna introduzidos por Fill et al. (2004), e o FAX desenvolvido por Kramer et al. (2004). Destes, somente o fantoma FAX possui os órgãos e massas dos tecidos da mulher adulta de referência, onde são especificadas características humanas importantes para cálculo das doses advindas de fontes radioativas internas ou externas ao corpo. O fantoma FAX é baseado em imagens reais obtidas pela varredura de mulheres através da tomografia computadorizada e possui as massas dos órgãos e tecidos ajustados para corresponder às especificações anatômicas definidas pela publicação ICRP 89 para a mulher adulta de referência (ICRP, 2003). As composições e a densidades dos tecidos e misturas usadas foram baseadas na publicação ICRU 44 (ICRU, 1989). Trabalho realizado por Correa et al. (2007) usou o fantoma de *voxels* FAX e o código Monte Carlo MCNPX para investigar como a dose absorvida na mama em exames ântero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA) de tórax variam com a tensão aplicada ao tubo de 72 a 150kVp e técnica de redução da radiação espalhada para uma razão de grade de 6 a 15 e gap de ar de 20 a 40cm de espessura. O objetivo deste estudo foi fornecer dados de forma a auxiliar radiologistas no processo de otimização das doses na mama em exames de tórax.

Uma segunda parte de um modelo computacional corresponde ao código Monte Carlo utilizado. Originalmente, o nome Monte Carlo foi inspirado na célebre cidade, do principado de Mônaco, conhecida mundialmente por seus cassinos [SOBOL; ASOTSKY, 2003]. Esta analogia se deu devido à sua similaridade com os jogos de azar. Os primeiros a usarem secretamente esta técnica foram Neumann e Ulam no estudo do comportamento da difusão aleatória de nêutrons em materiais físséis, aplicado ao projeto da bomba atômica, em Los Alamos, durante a Segunda Guerra Mundial [ECKHARDT, 1987].

O método Monte Carlo é um conjunto de procedimentos matemáticos e estatísticos, classificados como sistemas estatisticamente aleatórios, podendo ser descritos em termos de funções densidade de probabilidade. Este método permite solucionar problemas complexos simulando eventos probabilísticos individuais sequencialmente, tal como a interação da radiação com a matéria.

No uso das radiações ionizantes, o método Monte Carlo consiste em simular a realidade do problema físico com a geração aleatória de fótons ou partículas deslocando-se dentro de uma geometria definida. Os eventos inerentes ao processo físico são avaliados a partir das suas distribuições de probabilidades, das seções de choque dos materiais que compõem o meio e da energia da partícula incidente. De acordo com sua trajetória, existe a probabilidade das partículas interagirem com o meio sendo absorvidas localmente ou originando novas interações. O processo continua até que todas as partículas tenham sido absorvidas ou saiam dos limites geométricos dos meios que são simulados para solução do problema. Matematicamente, as grandezas estimadas estão sujeitas às incertezas estatísticas, que dependem do número de histórias simuladas. Este número depende da precisão desejada para o problema investigado.

Nos últimos anos, o avanço tecnológico dos computadores popularizou o emprego do método Monte Carlo na resolução de problemas em diversas áreas: matemática, física, química e biologia, dando espaço para o desenvolvimento de códigos computacionais vinculados a esta técnica. Como exemplos podem-se citar o EGS (*Eletron Gamma Shower*) [NELSON et al., 1985; BIELAJEW; ROGERS, 1987], o MCNP (Monte Carlo N-Particles) [BRIESMEINSTER, 1993], o PENELOPE (Penetration and Energy Loss of

Positrons and Electrons) [SALVAT et al., 2001] e o GEANT (Geometry and Tracking) [AGOSTINELLI et al., 2003; POON et al., 2005]. Esses códigos são ferramentas poderosas se analisada a sua capacidade em trabalhar com geometrias complexas em tempos relativamente curtos.

Neste trabalho optou-se por fazer uso do código computacional EGS4, que pode ser descrito como um pacote de ferramentas, escritas em linguagem Mortran, que contém os elementos e operações comuns a programas que utilizam o método Monte Carlo. A sua utilização requer que o usuário analise cuidadosamente o seu problema e escolha as ferramentas adequadas para simulá-lo. Em seguida, escreve-se seu programa também em linguagem Mortran, incluindo nele as ferramentas escolhidas. O programa é então compilado juntamente com as bibliotecas correspondentes às ferramentas escolhidas, gerando o arquivo executável do modelo computacional em questão. Foram ainda construídas as bibliotecas correspondentes às seções de choque dos materiais e espectros de raios X utilizados nas simulações.

Os algoritmos simuladores de fontes radioativas representam a geometria que se deseja utilizar nas irradiações. O modelo matemático simula fontes de diferentes formas e localização em relação ao fantoma, tais como: anterior-posterior (AP), posterior-anterior (PA), lateral direita (LT) e lateral esquerda (LE), isotrópicas, acima ou abaixo, afastadas ou próximas; pontuais ou volumétricas, na forma de um paralelepípedo, um cilindro ou uma combinação de volumes.

Oliveira (2005) utilizou uma fonte pontual de feixes monoenergéticos emitidos por um alvo de molibdênio com energias de 17,44keV e 19,60keV, respectivamente, que atravessavam um filtro, também de molibdênio, de 0,03mm de espessura, simulando um equipamento de mamografia. A fonte possuía uma intensidade de dez milhões de fótons para cada pico e foi utilizada na avaliação e caracterização do espalhamento dos raios X em tecidos e simuladores mamográficos usando o código Monte Carlo EGS4.

Segundo Santos (2006), para que os resultados obtidos nas simulações reproduzam os resultados reais é necessário avaliar as características do evento estudado e tentar reproduzi-las, sendo que o primeiro ponto a ser verificado é a geometria da fonte. Neste trabalho, o autor desenvolveu o algoritmo do modelo

matemático de uma fonte radioativa com o objetivo de mudar a posição desta ao longo do espaço para estimar a dose em exposições acidentais.

Os algoritmos das fontes radioativas devem simular as condições reais de irradiação encontradas na prática de forma a reproduzir as condições experimentais.

2.5 ESTIMATIVA DE INCERTEZAS

O principal objetivo de um experimento é a determinação do valor esperado de uma grandeza a partir da aquisição de um conjunto de medidas diretas, resultante de medições repetidas e independentes, lidas ou avaliadas por um mesmo experimentador, utilizando o mesmo instrumento de leitura e sob as mesmas condições experimentais [SANTORO et al., 2005]. Em todo processo de medição as incertezas são inevitáveis, principalmente devido ao caráter aleatório do fenômeno envolvido, imperfeições instrumentais, procedimentos do observador, condições ambientais, hipóteses e modelos teóricos. Mesmo sendo hipotético, o valor esperado de uma grandeza pode ser estimado a partir de um conjunto finito de medidas, acrescido da incerteza associada. Sabendo-se que as medições foram realizadas com instrumentos calibrados e com procedimentos padronizados, a teoria estatística de erros e medidas tem como hipótese fundamental que, para um grande número de medidas diretas, a distribuição experimental de frequência dos dados é tal que a média aritmética tende ao valor esperado da grandeza.

Todas as medições realizadas nas mais diversas áreas procuram uma estimativa do valor verdadeiro de uma grandeza específica. Tais medições são afetadas por incertezas inerentes aos processos e materiais utilizados. A incerteza é o parâmetro associado ao resultado de uma medição que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos a um mensurando. O resultado de uma medição só pode ser considerado completo quando acompanhado por uma declaração de incerteza. Por exemplo, durante o processo de aceitação de um laboratório de ensaios e calibração para prestação de serviços em determinada área, é

realizado um grande número de testes que são denominados de “testes de desempenho”. Seus resultados devem vir acompanhados das incertezas inerentes ao processo. No caso deste trabalho, devido à diversidade de condições de irradiação e do número de dosímetros utilizados, estes testes podem ser indicativos do comportamento da incerteza associada aos parâmetros avaliados, atribuída ao usuário que é o objetivo final de ensaios deste tipo. Os testes escolhidos para a realização dos cálculos de incerteza de um determinado instrumento podem ser, por exemplo, a homogeneidade do lote, linearidade de resposta, limite inferior de detecção, reprodutibilidade de resposta dos dosímetros por grupo de dosímetros irradiados simultaneamente e reprodutibilidade de resposta por dosímetro irradiado consecutivamente, dependência de resposta com a energia de irradiação e dependência angular de resposta.

As incertezas de um processo de medição são classificadas como aleatórias (randômicas) ou sistemáticas e embora essa distinção seja um tanto arbitrária e, até certo ponto, subjetiva, o principal critério para discriminá-las é o fato de as incertezas aleatórias poderem ser reduzidas pela repetição das medições, enquanto as incertezas sistemáticas são insensíveis a esta repetição. Incertezas aleatórias resultam de flutuações inevitáveis no processo de medição, provocando a dispersão das medidas em torno da média. Por outro lado, incertezas sistemáticas em geral provocam desvios regulares nas medidas, devido a imperfeições instrumentais, do observador ou teóricas. Para contornar algumas limitações da classificação das incertezas e unificar os procedimentos para expressar os resultados de medições, recomenda-se classificá-las de acordo com o método de avaliação. Se a avaliação é feita por métodos estatísticos, a partir de múltiplas repetições, classifica-se como incerteza do tipo A e se avaliada por outros métodos, incerteza do tipo B. O documento de referência para a estimativa das incertezas é o Guia para Expressão da Incerteza de Medição [ABNT, 1998], edição brasileira do *Guide to the expression of uncertainty in measurements*, publicado pela *International Organization for Standardization* (ISO).

A avaliação de incertezas não é observada em vários trabalhos no campo do desenvolvimento de dispositivos de testes para controle de qualidade em radiodiagnóstico, comprometendo os resultados alcançados.

Uma análise das incertezas para o cálculo da dose absorvida com TLD foi proposta por Kirby et al. (1992) onde são consideradas as incertezas referentes às leituras dos detectores, fator de calibração da leitora, linearidade de resposta, desvanecimento e dependência energética.

Alvarenga et al. (2005), realizou diversos ensaios para a estimativa das componentes de incerteza presentes na realização dos testes de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, repetitividade e linearidade da taxa de kerma no ar e determinação da camada semi-redutora, em um equipamento de raios X médico convencional. O trabalho fornece não só a metodologia, mas também, os valores das incertezas combinada e expandida para cada procedimento de medição, que podem ser adotados como representativos para fins de análise dos laudos radiométricos.

Para as medições realizadas com TLD, Salgado (2005) considerou como incerteza do tipo A o desvio padrão da média para a série de ensaios realizados, utilizando fonte de cézio e aparelho de raios X para irradiar os detectores. Para a incerteza do tipo B, ela avaliou os seguintes parâmetros: espessura das placas e dependência energética. A combinação quadrática de ambas forneceu a incerteza padrão combinada, que multiplicada pelo fator de abrangência $k=2$, forneceu a incerteza expandida. Para medida da CSR foi encontrada uma incerteza padrão expandida de 26,4% para um nível de confiança de 95%.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia seguida neste trabalho teve o propósito de desenvolver e validar um modelo computacional de exposição externa para ser utilizado no estudo de dispositivos de testes aplicados ao controle de qualidade de equipamentos de raios X odontológico intra-orais. Este modelo permite o estudo para a obtenção das melhores espessuras de filtros de alumínio e cobre utilizados para determinação da camada semi-redutora (CSR) e tensão de pico (kVp) do feixe de raios X, respectivamente. Com este modelo pode-se ainda avaliar os tipos de materiais usados para confeccionar o suporte e a influência destes nas medições, bem como suas dimensões e posicionamento das estruturas internas que o compõem e os tipos dos detectores utilizados.

Para a medição da CSR e da filtração total do feixe de raios X foi utilizada uma relação da razão entre as leituras das exposições sem filtro e com filtro de alumínio versus o valor da CSR, independente da tensão aplicada ao tubo de raios X. Na determinação da tensão aplicada ao tubo de raios X utilizou-se o método não invasivo, que se baseia na medida das exposições após o feixe de raios X atravessar, simultaneamente, dois filtros de cobre com espessuras diferentes, eliminando a dependência da corrente do tubo e da distância da medida. Assim, a razão entre as medidas é uma função somente da tensão do tubo. Este método, conhecido como “método dos dois filtros” é o princípio de operação de diversos modelos de dispositivos para medida eletrônica da tensão do tubo de raios X, tendo sido utilizado em vários trabalhos [COOKE; SHOWLATER, 1973; CHANEY; HENDEE, 1978; RANALLO, 1993; MELO, 2002; SALGADO, 2005]. Neste trabalho, utiliza-se quatro tipos de detectores termoluminescentes (TLD), buscando o que melhor

responde para determinação dos parâmetros mencionados, além da dose na superfície de entrada, *Entrance Surface Dose* (ESD), denominação também usada para o kerma no ar na superfície de entrada ($K_{a,e}$) para Radiodiagnóstico [ICRP, 1991; IRD, 2002]. Esta grandeza é chamada na Portaria nº453/98 de dose de entrada na pele (DEP) [MS, 1998]. Neste trabalho, utiliza-se esta denominação por ser mais usual no país. Para estimativa da DEP, a técnica escolhida foi a utilizada em exames de dente molar superior para raios X odontológicos intra-orais. Os estudos foram realizados para a faixa de energia utilizada em Radiologia Odontológica, podendo, posteriormente, estender sua aplicação ao Radiodiagnóstico Médico, com o acréscimo dos parâmetros característicos para o objeto de estudo e sua aplicação, tais como os tipos de materiais e detectores, os espectros de raios X e a geometria da fonte.

Assim, o presente trabalho foi dividido em quatro etapas, vistas a seguir. Na primeira etapa, realizou-se o desenvolvimento do modelo computacional de exposição externa, denominado EGS4/RXD, para os estudos necessários aos projetos de dispositivos de testes destinados ao controle de qualidade de equipamentos de raios X diagnóstico. O desenvolvimento do modelo EGS4/RXD engloba a construção de um conjunto de fantasmas geométricos com diferentes tipos e dimensões de suas estruturas internas, materiais geralmente usados em dispositivos desta natureza, seleção e construção dos algoritmos das fontes de exposição (geometria de irradiação), construção do arquivo de dados com os espectros de raios X, construção do arquivo com as seções de choque dos materiais e o acoplamento ao código Monte Carlo EGS4. Para validação deste modelo, realizaram-se simulações para as qualidades do feixe de raios X, tipos de detectores e espessuras dos filtros a serem utilizados nas medições experimentais. Os resultados foram comparados por meio do desvio percentual ($\Delta\%$) entre os valores obtidos das simulações, valores observados, e os valores de referência obtidos com uma câmara de ionização.

Em seguida, numa segunda etapa, foram realizadas medições experimentais com uma câmara de ionização padrão terciário para caracterização do feixe de raios X e obtenção dos valores esperados para a faixa de tensão utilizada em Radiologia Odontológica intra-oral sem e com filtrações adicionais de alumínio e cobre a serem utilizados no desenvolvimento do dosímetro para obtenção dos parâmetros do feixe. Os feixes de referência utilizados foram na faixa de tensão de

50kVp a 80kVp. Os resultados obtidos com a câmara de ionização (valores esperados) foram utilizados como referência para validação do modelo computacional proposto e para os demais estudos realizados. Nesta etapa, têm-se ainda as medições experimentais realizadas com os quatro tipos de detectores termoluminescentes (TLD) e os resultados (valores observados) também foram comparados com os valores referência por meio do desvio percentual ($\Delta\%$) entre eles. As incertezas das medições foram estimadas para todos os tipos de detectores utilizados.

Na terceira etapa, o modelo proposto foi utilizado para o estudo de um sistema de avaliação de aparelhos de raios X odontológicos intra-orais, denominado Cartão Dosimétrico Odontológico (CDO). Para este modelo, agora denominado EGS4/CDO, foram realizadas simulações para as melhores espessuras de filtros de alumínio e cobre para determinação da CSR e tensão de pico do feixe de raios X, além do tipo de detector a ser utilizado, dados retirados dos resultados obtidos das etapas anteriores. Sua estrutura inicial (protótipo) foi avaliada para diferentes tipos, dimensões e posicionamento dos materiais que compõem a estrutura externa e interna, fornecendo subsídios para sua validação e/ou sugestão para construção de novos dispositivos de testes para controle de qualidade em equipamentos de raios X odontológicos intra-orais. Nesta etapa também foram realizados estudos da variação da geometria de irradiação do dispositivo: distância fonte-superfície do detector (DFS), tamanho e forma do campo de radiação e angulação do feixe, além da energia de corte para fótons e elétrons, importantes na redução do tempo computacional.

Finalmente, foram realizadas medições experimentais com o CDO para equipamentos odontológicos. Nesta etapa também foi desenvolvido e calibrado, junto ao Laboratório de Instrumentação Eletrônica do CRCN-NE/CNEN um sistema para medição do tempo de exposição, Cronox [RIZZI; SANTOS, 2002], para ser acoplado ao CDO, além de serem adicionadas grades metálicas para avaliação da resolução espacial e um filme radiológico para estimar o tamanho do campo de radiação na pele do paciente e registro da imagem das grades metálicas. O objetivo é que o dispositivo venha a atender a todos os requisitos da Portaria 453/98 [MS, 1998] para o controle de qualidade dos aparelhos de raios X odontológicos.

3.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO EXTERNA EGS4/RXD

O modelo computacional de exposição externa EGS4/RXD foi construído baseado no modelo EGS4/MAX, desenvolvido por Vieira (2004), o qual usa o código Monte Carlo EGS4 e um fantoma antropomórfico de *voxels* para determinação da dose em órgãos de interesse do corpo humano. Para tanto, foram alterados no código fonte original, escrito em linguagem Mortran, o número de saídas (meios) necessárias aos estudos deste trabalho. Foi ainda criado um novo algoritmo para uma fonte de radiação específica para equipamentos de raios X odontológicos intra-orais (fonte puntual, divergente e de geometria circular); e retiradas as limitações quanto à energia de corte para elétrons, presentes no código original, antes fixadas em 200keV. Algumas alterações nas configurações das variáveis e textos explicativos dos arquivos que compõem o código fonte também foram realizadas, visando sua aplicação específica a este trabalho, bem como a construção dos fantasmas de *voxels*. Esta etapa pode ser subdividida em:

- Modelagem dos fantasmas geométricos de *voxels*;
- Seleção e construção geométrica das fontes de raios X;
- Criação do arquivo de dados com os espectros de raios X;
- Criação do arquivo com as seções de choque dos materiais utilizados;
- Acoplamento do RXD ao código Monte Carlo EGS4;
- Validação experimental do modelo proposto EGS4/RXD.

3.1.1 Modelagem dos fantasmas geométricos de *voxels* RXDn

No desenvolvimento do modelo computacional de exposição foram necessárias, primeiramente, as construções dos fantasmas geométricos representativos das diferentes situações estudadas para construção de dispositivos de testes para equipamentos de raios X médico e odontológico. Para tanto, foi utilizado o *software*

IDN (Imagens para Dosimetria Numérica) desenvolvido por Vieira et al. (2006) que, dentre outras facilidades, cria fantasmas de *voxels* que contêm arranjos de formas geométricas como paralelepípedos e cilindros, formas básicas para construção dos dispositivos estudados. Para os fantasmas utilizados neste trabalho usou-se a relação de 1,0 *pixel* para 0,1mm, gerando assim *voxels* de dimensões 0,1mm x 0,1mm x 0,1mm. Tal dimensionamento foi necessário devido às pequenas espessuras dos filtros e detectores utilizados e para uma maior aproximação com fantasmas matemáticos objeto de trabalhos futuros. As dimensões destes fantasmas tomaram como base as dimensões dos filtros de alta pureza de alumínio e cobre, utilizados neste trabalho. Tais filtros possuem altura (eixo z) e largura (eixo x) ambas com 100mm e diferentes espessuras (eixo y). Para variação e estudos dos diversos meios e materiais utilizados na construção de dispositivos de testes desta natureza foram criadas doze possibilidades (fantasmas). Na Tabela 1 pode-se ver, passo a passo, as várias etapas para construção dos fantasmas geométricos RXDn, onde o índice n (de 0 a 11) representa cada um dos modelos usados neste estudo.

A primeira geometria corresponde ao meio “Ar” simulando as condições reais de irradiação dos detectores nos feixes de referência. As geometrias seguintes (ArTr até ArT8) correspondem a cada um dos detectores termoluminescentes (TLD), em número de nove, posicionados dentro do paralelepípedo de ar, sem e com filtros de cobre e alumínio de várias dimensões e posicionamentos. Cada geometria incluída corresponde a um novo sólido adicionado à geometria imediatamente anterior. Um detector, denominado TLDref, foi posicionado na face externa frontal dos fantasmas, servindo como dosímetro de referência para as simulações, como foi também usado nas medições experimentais. Sua função é a determinação dos coeficientes de conversão de kerma no ar para dose absorvida em um ponto para um dado dispositivo, que podem ser úteis em trabalhos futuros, similarmente aos coeficientes obtidos para estimativa de dose em órgãos para dosimetria em pacientes.

Uma vez criados os fantasmas geométricos se obtêm, para cada um, dois arquivos de saída (RXDn.raw e RXDn.sgi), ambos arquivos binários. O arquivo RXDn.sgi é utilizado para criação dos arquivos de entrada para o código Monte Carlo EGS4 mostrado adiante. Uma ferramenta importante nesta etapa é o *software*

Scion Image [SCION, 2001] utilizado para visualizar, fatia a fatia, o fantoma geométrico criado, comparando-o com o objeto real. Neste aplicativo, as cores vistas correspondem aos diferentes meios ou estruturas presentes, conforme o número identificador atribuído e a tabela de cores selecionada.

Tabela 1. Etapas com geometria, meio, número identificador (ID) e dimensões (em pixels) na construção dos fantasmas geométricos RXDn.

Geometria	Meio	Nº ID	Fatia	Linha	Coluna	Fantoma
Paralelepípedo Ar	Ar	10	1-1000	1-110	1-1000	-
Paralelepípedo ArTr	TLDref	30	485-516	2-10	485-516	-
Paralelepípedo ArT1	TLD1	31	381-412	76 – 84	378-409	-
Paralelepípedo ArT2	TLD2	32	430-461	76 – 84	427-458	-
Paralelepípedo ArT3	TLD3	33	381-412	76 – 84	592-623	-
Paralelepípedo ArT4	TLD4	34	430-461	76 – 84	543-574	-
Paralelepípedo ArT5	TLD5	35	594-625	76 – 84	592-623	-
Paralelepípedo ArT6	TLD6	36	545-576	76 – 84	543-574	-
Paralelepípedo ArT7	TLD7	37	594-625	76 – 84	378-409	-
Paralelepípedo ArT8	TLD8	38	545-576	76 – 84	427-458	RXD0
Paralelepípedo Co01	Cobre	100	1-1000	12-12	1-1000	RXD1
Paralelepípedo Co02	Cobre	100	1-1000	12-13	1-1000	RXD2
Paralelepípedo Co03	Cobre	100	1-1000	12-14	1-1000	RXD3
Paralelepípedo Co04	Cobre	100	1-1000	12-15	1-1000	RXD4
Paralelepípedo Co05	Cobre	100	1-1000	12-16	1-1000	RXD5
Paralelepípedo Co06	Cobre	100	1-1000	12-17	1-1000	RXD6
Paralelepípedo Co07	Cobre	100	1-1000	12-18	1-1000	RXD7
Paralelepípedo Co08	Cobre	100	1-1000	12-19	1-1000	RXD8
Paralelepípedo Al10	Alumínio	50	1-1000	12-21	1-1000	RXD9
Paralelepípedo Al20	Alumínio	50	1-1000	12-31	1-1000	RXD10
Paralelepípedo Al30	Alumínio	50	1-1000	12-41	1-1000	RXD11

3.1.2 Seleção e construção geométrica das fontes radioativas

O programa fonte, escrito em linguagem Mortran, desenvolvido por Vieira (2004), possui 14 geometrias de fontes radioativas, rotuladas por números identificadores (ID) de 1 a 14, das quais se utiliza neste trabalho a fonte puntual e divergente com geometria retangular do campo de radiação e posição antero-posterior (AP), geometria muito utilizada na radiologia geral para irradiação de pacientes e dispositivos de testes em controle de qualidade (ID=7). A segunda fonte

utilizada teve seu algoritmo construído especificamente para este trabalho, sendo a mesma representativa de uma fonte com geometria idêntica a um equipamento de raios X odontológico intra-oral, ou seja, fonte puntual AP, divergente, com geometria circular do campo de radiação, permitindo no arquivo de entrada a variação do raio do campo e DFS, ambos em centímetros, de forma similar aos campos utilizados na radiologia odontológica com aparelhos intra-orais (ID=6). Por fim, utiliza-se também o algoritmo da fonte radioativa desenvolvida por Santos (2006), correspondente a uma geometria puntual rotacional, que permite a variação do ângulo de incidência do feixe (ID=8), situação não comum de irradiação de dispositivos de testes, mas que pode ocorrer na prática. A Tabela 2 mostra a denominação e características destas fontes dentro do código modificado e no Apêndice 1 tem-se o código em linguagem Mortran da fonte criada para este trabalho (ID=6).

Tabela 2. Características geométricas das fontes de raios X utilizadas.

Fonte (ID)	Descrição	Geometria do campo
6	Puntual Divergente AP	Circular
7	Puntual Divergente AP	Retangular
8	Puntual Rotacional	Retangular

3.1.3 Arquivo de dados com os espectros de raios X

Para as simulações e medições experimentais foram utilizados os espectros de raios X de 50, 60, 70 e 80kVp para as qualidades da norma IEC 61267 [IEC, 2003], com filtração de 2,5mm de alumínio. Foram também utilizados espectros com filtrações variadas de alumínio e cobre, combinadas ou separadamente. Todos os espectros foram gerados para um ângulo de inclinação do alvo de tungstênio de 22°, sendo 11° referente ao ânodo, característica do tubo de raios X fabricado pela COMET, modelo MXR-320 HP/11 do equipamento Pantak 320, somado a 11° de inclinação de todo o cabeçote para obtenção de uma melhor uniformidade do campo de radiação. Os espectros foram gerados a uma distância de 1m da fonte, levando em consideração a espessura de ar e a filtração inerente do tubo

de raios X de 3,0mm de berílio. Tais parâmetros correspondem às características do equipamento de raios X industrial Pantak 320, pertencente ao Laboratório de Calibração do CRCN-NE/CNEN.

Para geração dos espectros com as características acima foram utilizados os *softwares* XCOMP5R [NOWOTNY; HVFER, 1985] e o processador de espectros SR-78 desenvolvido pelo *Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)* [CRANLEY et al., 1997]. Todos os espectros utilizados estão presentes no arquivo de dados mspectra.dat, criado especificamente para este trabalho e compatível com o código Monte Carlo EGS4. Outros espectros podem ser adicionados conforme a necessidade. A diferença entre os espectros gerados pelos dois *softwares* acima e o referido espectro medido pelo *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), está basicamente no número de canais (energias) utilizado para geração do espectro. Neste trabalho, optou-se por utilizar os espectros gerados pelo SR-78, por possuir um número de energias intermediário entre os gerados pelo XCOMP5R e os do PTB, além do fato de ser já amplamente utilizado e já validado por trabalhos anteriores.

3.1.4 Seções de choque dos materiais utilizados

O arquivo referente às seções de choque dos meios absorvedores a serem utilizados na construção dos fantasmas geométricos RXDn foi obtido utilizando-se o código Monte Carlo EGSnrc [KAWRAKOW et al., 2006] que possui um banco de dados acessado pelo *menu* PEGS.Data da sua interface principal. Este banco de dados com as seções de choques de diversos materiais foi fornecido pelo *NIST (National Institute of Standards and Technology)*. Este aplicativo é utilizado para gerar o arquivo pegs4.dat, reconhecido pelo EGS4. Para a comparação com as medidas experimentais utilizando TLD de fluoreto de lítio, fluoreto de cálcio e sulfato de cálcio, foram criadas as seções de choque para estes compostos fornecidos pelo próprio EGSnrc. Para o fluoreto de lítio também foram criadas as seções de choque a partir dos percentuais de cada elemento e densidade, obtidos do *Handbook*

of *Chemistry and Physics* (LIDE, 1994). A Tabela 3 relaciona as densidades dos meios que compõem os fantasmas geométricos estudados. Outros meios podem ser adicionados conforme a necessidade.

Tabela 3. Densidades dos meios que compõem os fantasmas geométricos estudados.

Meio	Identificação	Densidade (g/cm ³)
Ar	Ar	0,0012048
Polietileno	Polietileno	0,9300000
Poliestireno	Poliestireno	1,0600000
Suporte do CDO	Policdo	1,0700000
Polimetilmetacrilato (PMMA)	PMMA	1,1900000
Policarbonato	Policarbonato	1,2000000
Fluoreto de Lítio (LiF)	LiF	2,6400000
Sulfato de Cálcio (CaSO ₄)	CaSO	2,9600000
Fluoreto de Cálcio (CaF ₂)	CaF	3,1800000
Alumínio	Alumínio	2,6989000
Cobre	Cobre	8,9600000
TLD100 Harshaw	TLD100	2,6400000

3.1.5 Acoplamento ao código Monte Carlo EGS4

Nesta etapa utilizou-se o *software* Fantasmas [VIEIRA et. al., 2005], editor de fantasmas de *voxels*, com a finalidade de criar os arquivos que possam ser lidos pelo código Monte Carlo EGS4, arquivo expo.input, referente aos dados de entrada para a simulação e os arquivos RXDn.data, referentes aos dados dos fantasmas. Os arquivos obtidos das etapas acima são salvos na pasta EGS4\egs\RXD e EGS4\egs\usercode\ RXD. Nesta pasta constam os arquivos MACHINE.MAC, RXDn.code.mor, RXDn.conf, RXDn.log, RXDn.mor e RXDn.voxdef.mor, necessários para gerar o RXDn.for, em linguagem Fortran, após compilação na plataforma DOS do *Windows*. Posteriormente, para criação do arquivo executável do modelo computacional de exposição, RXDn.exe, utiliza-se o compilador Fortran *Power Station*.

3.1.6 Validação experimental do modelo EGS4/RXD

Para a validação do modelo EGS4/RXD foram comparados os valores obtidos das simulações, valores observados, e os valores esperados obtidos com a câmara de ionização. Cada simulação foi realizada com um número de fótons ou histórias emitido pela fonte de tal forma que os coeficientes de variação das medidas das doses absorvidas pelos TLD fossem menores que 3%, obtidos no arquivo de saída do modelo de exposição. Para o fantoma RXD0 foi utilizado um número de histórias a partir de 1×10^7 para os espectros de cada tensão com maior filtração de cobre utilizada (0,8mm), situação em que uma menor quantidade de fótons chega aos detectores. O número de histórias nas simulações vai aumentando com a diminuição das filtrações adicionais até a qualidade RQR da norma IEC61267, reproduzindo o efeito da absorção de fótons que acontece na prática. Os valores foram retirados dos respectivos números de fótons utilizados para geração dos espectros, dados pelo somatório das contagens para cada canal. Este procedimento foi necessário, pois diferentes espectros foram utilizados, simulando diferentes valores de tensão e filtração do feixe de raios X. Os fatores multiplicativos obtidos e utilizados nas simulações são mostrados nas Tabelas 4 e 5 a partir das qualidades RQR adicionando-se diferentes filtrações de cobre ou alumínio, respectivamente. O tempo computacional para o maior número de histórias foi de 20h24min, aproximadamente, utilizando um computador pessoal com processador Athlon 64 3800 e memória RAM de 512Mb.

Para os fantasmas RXD1 a RXD11, que já contêm os filtros em sua construção, foram utilizados apenas os espectros referentes às qualidades RQR da norma IEC61267, ou seja, sem filtrações adicionais. Cada simulação foi realizada com 6×10^8 histórias, também para garantir que os coeficientes de variação das medidas das doses absorvidas com TLD fossem menores do que 3%. O tempo computacional foi de 5h, aproximadamente. Nestes fantasmas, os filtros estão próximos aos TLD, melhor reproduzindo a situação real a que se propõe este trabalho, ou seja, o estudo para construção de dispositivos de testes para controle de qualidade em raios X odontológico.

Tabela 4: Fatores multiplicativos do número de histórias utilizados nas simulações com o fantoma RXD para os espectros com filtrações adicionais de cobre.

Espectro	Fatores multiplicativos			
	50kVp	60kVp	70kVp	80kVp
RQR	80,250	27,732	14,751	9,444
+0,11mmCu	32,397	13,425	8,018	5,606
+0,21mmCu	16,250	7,857	5,155	3,861
+0,30mmCu	9,809	5,350	3,771	2,974
+0,41mmCu	5,706	3,564	2,721	2,268
+0,50mmCu	3,690	2,581	2,104	1,836
+0,61mmCu	2,364	1,863	1,626	1,486
+0,71mmCu	1,531	1,359	1,270	1,214
+0,82mmCu	1	1	1	1

Tabela 5: Fatores multiplicativos do número de histórias utilizados nas simulações com o fantoma RXD para os espectros com filtrações adicionais de alumínio.

Espectro	Fatores multiplicativos			
	50kVp	60kVp	70kVp	80kVp
RQR	2,362	2,031	1,846	1,716
+2,99mmAl	1	1	1	1

3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

As irradiações foram realizadas no Laboratório de Calibração do CRCN-NE/CNEN em um equipamento de raios X industrial Pantak 320. Os espectros utilizados foram os das qualidades IEC 61267: RQR3, RQR4, RQR5 e RQR6 (IEC, 2003), as quais se encontram implantadas no Laboratório, que faz parte da Rede Brasileira de Calibração. As características dos espectros estão descritas na Tabela 6, com a respectiva tensão, a primeira e a segunda CSR, a energia efetiva e a taxa de kerma no ar para uma DFS=1m, valores fornecidos pelo Laboratório de Calibração.

Tabela 6: Características dos espectros de raios X utilizados nas medições experimentais.

Qualidade	Tensão (kVp)	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar a 1m (mGy/min)
RQR3	50	1,79	2,34	27,17	19,62
RQR4	60	2,08	2,75	28,76	29,40
RQR5	70	2,32	3,39	30,01	39,86
RQR6	80	2,60	3,96	31,40	51,30

Para as medições experimentais foi utilizado como parâmetro dosimétrico o tempo necessário para se ter uma dose de entrada na pele de 5mGy, valor próximo daqueles obtidos em vários trabalhos na área de Radiologia Odontológica intra-oral [PEIXOTO e FERREIRA, 1982; SANTOS et al., 1998; UNSCEAR, 2000; COSTA, 2002]. Este valor da dose de entrada na pele é próximo também do nível de referência para procedimentos de raios X intra-oral, que é de 3,5mGy para filmes do tipo E [MS, 1998]. Os detectores foram posicionados no eixo central do feixe de raios X alinhado por dois *lasers*, um longitudinal e outro lateral. A geometria de irradiação foi para uma distância fonte-superfície igual a 1m, com os filtros posicionados na saída do tubo de raios X. Um colimador de 25mm de diâmetro foi posicionado na saída do tubo de raios X e um segundo colimador de 30mm de diâmetro foi posicionado a 50cm do detector para garantir um diâmetro do campo de irradiação de 6cm (Figura 2). A corrente do tubo (I) foi mantida em 10mA, valor usual em equipamentos de raios X intra-oral.

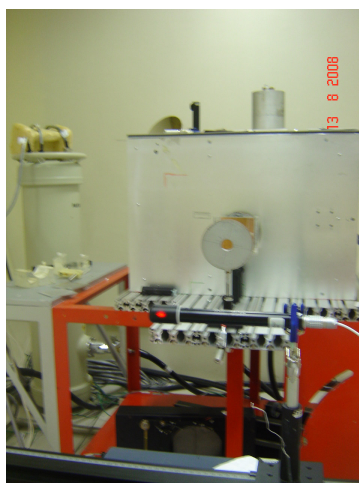


Figura 2: Arranjo experimental para as medições com câmara de ionização.

Os filtros de alta pureza (99,99%) utilizados, fabricados pela *Goodfellow Cambridge* estão descritos na Tabela 7. Foi utilizado para as medidas de espessuras dos filtros de alumínio e cobre, um micrômetro digital da empresa *Mitutoyo*, faixa de medida de zero a 25,400mm e resolução de $\pm 0,001\text{mm}$. A incerteza do instrumento foi estimada em 1% para a faixa de medidas utilizada.

Tabela 7: Espessuras dos filtros de alumínio e cobre, utilizados para as medições experimentais.

Filtro	Espessura (mm)	Filtro	Espessura (mm)
Cobre	0,103	Alumínio	0,512
			0,972
			1,484
	0,209		2,020
			2,499
	0,300		3,011
			3,471
	0,409		3,983
	0,504		4,519
			5,031
	0,607		5,491
			6,003
	0,713		6,587
			7,559
	0,822		8,659

3.2.1 Medições com câmara de ionização

Como dosímetro de referência usou-se uma câmara de ionização padrão terciário, fabricada pela Radcal, modelo RC6, com volume igual a 6cm^3 , acoplada a um eletrômetro Keithley, modelo 6517. Para cada combinação de tensão do tubo de raios X e filtração adicional estudada foram realizadas dez leituras no modo corrente, sendo a média aritmética das leituras o valor esperado para dada condição e o desvio padrão o valor que quantifica o quão dispersas estão as medidas. O coeficiente de variação (CV) fornece o grau de precisão para um conjunto de medidas. Em todas as medidas foi subtraído o *background* (BG), valor referente à leitura da câmara sem feixe de radiação incidindo. Para tais medições, o maior desvio padrão da média é a incerteza padrão a ser considerada.

3.2.2 Estimativa das incertezas para medições com câmara de ionização

As incertezas foram estimadas seguindo as recomendações do Guia para Expressão da Incerteza de Medição [ABNT, 1998]. Nos cálculos das incertezas do tipo A foi levada em consideração a incerteza padrão para cada conjunto de medidas, dada pelo maior desvio padrão estimado da média encontrado, $u_{\text{máx}}$, e a incerteza para as medições das espessuras dos filtros com o micrômetro, u_E . A incerteza padrão é a margem cujo tamanho pode ser pensado como mais ou menos um desvio padrão. O desvio padrão estimado da média é obtido pela Equação 1.

$$u_x = \frac{s_x}{\sqrt{N}} \quad (1)$$

Onde u_x é a estimativa padrão para o erro da média, a partir de uma amostra de N medidas diretas de uma grandeza x com desvio padrão s_x .

Para incertezas do tipo B foi considerada a incerteza relativa à calibração da câmara, u_{CI} e a incerteza do micrômetro, u_M , ambas fornecidas pelo

fabricante e a incerteza declarada pelo Laboratório de Calibração do CRCN-NE para medições no equipamento de raios X Pantak 320, u_L . A incerteza declarada pelo Laboratório engloba as incertezas referentes as medições de temperatura e pressão da sala, procedimentos estes já automatizados, posicionamento do detector, seleção do tempo de irradiação, além das variações de tensão e corrente do equipamento de raios X. A combinação quadrática das incertezas padrões individuais fornece a incerteza padrão combinada, u_C (Equação 2), que multiplicada pelo fator de abrangência $k=2$, fornece a incerteza expandida para um nível de confiança de 95%.

$$u_c = \sqrt{u_{máx}^2 + u_E^2 + u_{CI}^2 + u_M^2 + u_L^2} \quad (2)$$

3.2.3 Medições com detectores termoluminescentes (TLD)

Os detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF), fluoreto de cálcio (CaF_2) e sulfato de cálcio (CaSO_4) utilizados neste trabalho têm suas características descritas na Tabela 8.

Tabela 8. Características dos TLD.

Tipo e Fabricante	Material	Aplicação	Z efetivo	Sensibilidade p/ ^{60}Co e LiF100	Faixa de dose	Desvanecimento
TLD100 Harshaw	LiF:Mg,Ti	Física Médica	8,2	1	10 μGy -10Gy	5% ao ano
CaSO_4 IPEN	$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	Dosimetria pessoal	15,3	20	10 μGy -40Gy	5% ao mês
TLD200 Harshaw	$\text{CaF}_2\text{:Dy}$	Ambiental	16,3	30 para 5765Å	0,1 μGy -10Gy	10% em 1h 16% em 2 semanas
TLD400 Harshaw	$\text{CaF}_2\text{:Mn}$	Ambiental e Alta Dose	16,3	10	0,1 μGy -100Gy	8% em 1h 12% em 3 meses

A Figura 3 mostra o sistema leitor dos TLD, que consiste de leitora Harshaw, modelo 5500, cujos parâmetros ajustados para cada tipo de detector constam na Tabela 9. Simultaneamente as leituras dos detectores, o sistema fornece a curva de emissão que representa o perfil de leitura do TLD de acordo com o ciclo de aquecimento (TTP) selecionado.



Figura 3: Leitora Harshaw 5500.

Tabela 9. Características da leitora Harshaw 5500.

Tipo	Temperatura inicial de integração	Temperatura máxima de aquecimento	Taxa de aquecimento	Tempo de integração da leitura
TLD100 Harshaw	50°C	300°C	15°C/s	30s
CaSO ₄ IPEN	150°C	300°C	10°C/s	30s
TLD200 Harshaw	50°C	370°C	30°C/s	30s
TLD400 Harshaw	50°C	370°C	30°C/s	30s

Para o tratamento térmico dos TLD foi usado um forno PTW, modelo TLDO, onde os mesmos foram acomodados em bandejas de cobre que garantem o aquecimento uniforme do lote. Os tratamentos térmicos de pré-irradiação e pós-irradiação ou pré-leitura são mostrados na Tabela 10. Na leitora, os detectores TLD são montados em uma bandeja com capacidade para cinquenta dosímetros. Esta estrutura permite que a leitura dos detectores seja feita de forma automática. Para a

leitura dos TLD a leitora utiliza injeção de ar seco ao invés de nitrogênio gasoso o que resulta em um barateamento dos custos do processamento. O *software* denominado TLD-WINREMS é utilizado para gerenciar as leituras dos detectores e garantir sua qualidade por meio da verificação periódica do ruído e da luz de referência, programado para intervalos de dez em dez leituras.

Tabela 10. Tratamento térmico dos TLD.

Tipo	Pré-irradiação	Pós-irradiação
TLD100 Harshaw	400°C por 1h + 100 °C por 3h	100°C por 1h
CaSO ₄ IPEN	300°C por 15min	Não é utilizado
TLD200 Harshaw	400°C por 1h + 100 °C por 3h	100°C por 20min
TLD400 Harshaw	400°C por 1h + 100 °C por 3h	Não é utilizado

3.2.3.1 Seleção e calibração dos TLD

Para cada lote e tipo de detector foram realizadas cinco irradiações em uma fonte de césio 137 (¹³⁷Cs) para o kerma no ar incidente de 5mGy. Os TLD foram posicionados a um metro de distância da fonte. Os resultados obtidos foram utilizados para o estudo da reprodutibilidade de resposta de cada detector individualmente, selecionando-se aqueles com coeficiente de variação (CV) menor que 10%. Os detectores foram selecionados em grupos menores pelo critério de sensibilidade, obtendo-se os fatores de homogeneidade do lote pela razão entre a diferença das leituras máxima e mínima pela leitura mínima para cada grupo de TLD. Na Tabela 11 temos os resultados obtidos para cada tipo de TLD estudado.

Tabela 11. Reprodutibilidade e homogeneidade dos TLD.

Tipo	Reprodutibilidade (%)	Fator de homogeneidade
TLD100 Harshaw	$\leq 5,08$	0,38
CaSO ₄ IPEN	$\leq 4,88$	0,60
TLD200 Harshaw	$\leq 2,66$	0,41
TLD400 Harshaw	$\leq 7,83$	0,15

O tipo de TLD que apresentou a melhor reprodutibilidade de resposta foi o TLD200, enquanto o lote de TLD400 apresentou um melhor fator de homogeneidade.

3.2.3.2 Limite inferior de detecção dos TLD

O limite inferior de detecção é o valor mínimo avaliado para o qual o valor de leitura de um TLD é significativamente diferente, com 95% de nível de confiança, de um valor de leitura de um TLD não irradiado [IRD, 1995]. Para cada tipo TLD foi preparado um grupo de detectores e lidos. Uma vez calculada a média aritmética e desvio padrão para cada um dos detectores obteve-se o limite inferior de detecção multiplicando-se o desvio padrão por 2, para um intervalo de confiança de 95%. Os valores obtidos estão na Tabela 12.

Tabela 12. Limiar de detecção dos TLD.

Tipo	Limiar de detecção (nC)
TLD100 Harshaw	0,246
CaSO ₄ IPEN	1,030
TLD200 Harshaw	1,060
TLD400 Harshaw	0,291

3.2.3.3 Dependência energética

Para estudo da dependência energética dos TLD utilizados neste trabalho foram realizadas cinco medidas para um grupo de dezesseis detectores de cada tipo. Para cada conjunto de medidas foram obtidos a média aritmética, o desvio padrão e o coeficiente de variação. Os TLD foram expostos a cinco intervalos de energia média do feixe de raios X, conforme descrito na Tabela 13. A energia média do feixe foi obtida do processador de espectros SR-78 desenvolvido pelo *Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)* [CRANLEY e al., 1997].

Tabela 13. Faixas de energia para estudo da dependência energética.

Intervalo (keV)	Energia Média (keV)
30 a 35	31,9
35,1 a 40	37,7
40,1 a 45	40,2
45,1 a 50	45,3
50 a 55	52,3

Os fatores de correção para os tipos de TLD utilizados estão dados na Tabela 14, obtidos a partir da normalização das leituras para cada faixa pela leitura obtida para o cézio 137, todos para uma mesma dose de 5mGy. Para o TLD100 de fluoreto de lítio a dependência energética foi considerada desprezível.

Tabela 14. Fatores de correção para dependência energética dos TLD.

Tipo	Fatores por faixa de energia				
	30 a 35	35,1 a 40	40,1 a 45	45,1 a 50	50 a 55
CaSO ₄ IPEN	8,81	10,04	9,88	9,43	4,72
TLD200 Harshaw	9,97	12,74	13,25	13,45	6,70
TLD400 Harshaw	5,73	8,31	8,16	8,03	4,11

3.2.3.4 Irradiações

Os TLD foram posicionados no eixo central do feixe de raios X alinhados por dois *lasers*, um longitudinal e outro lateral, a uma DFS de 1m (Figura 4) apoiados em uma base de espuma e suporte de acrílico.

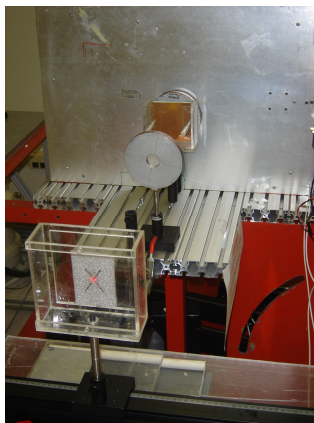


Figura 4: Arranjo experimental para as medições com TLD.

Para cada situação estudada de tensão do tubo de raios X com e sem filtros adicionais, foram realizadas cinco leituras em carga e do conjunto de medidas foram obtidas a média aritmética, o desvio padrão e o coeficiente de variação. Para todas as medidas foi subtraído o *background* (bg) valor referente à leitura de fundo do TLD. As irradiações foram realizadas para os mesmos filtros de alta pureza usados para as medições com a câmara de ionização com espessuras de 0,103mm, 0,209mm, 0,409mm, 0,607mm, 0,713 e 0,822mm para os filtros de cobre e 0,972mm, 2,020mm e 2,992mm para os filtros de alumínio. Os resultados obtidos, valores observados, foram comparados com os valores esperados obtidos com a câmara de ionização, por meio do desvio percentual.

3.2.4 Estimativa das incertezas para medições com TLD

Para medições com TLD devem-se considerar três conjuntos de fatores importantes para estimativa das incertezas. O primeiro diz respeito à medida do sinal TL (termoluminescente) que varia de uma medida para outra, dependendo da energia e dose a qual a amostra foi exposta. O próximo é relativo ao fator de calibração da leitora (RCF), utilizado para todas as amostras de um mesmo tipo de detector para o cálculo da dose absorvida, e que pode sofrer variações devido à eletrônica, sistema óptico e características de aquecimento. E finalmente, as características referentes ao lote de detectores, que incluem o desvanecimento, a linearidade de resposta e a dependência energética.

Para estimativa das incertezas para as medições com TLD foram levadas em consideração como do tipo A as incertezas padrão para reprodutibilidade do lote, u_R ; a incerteza padrão para cada medida, dadas pelo maior desvio padrão estimado da média, $u_{máx}$; a incerteza para as medições das espessuras dos filtros com o micrômetro, u_E ; e a incerteza da leitora Harshaw, dada pelas medidas da luz de referência, u_H . As incertezas do tipo B consideradas foram aquelas referentes às condições de irradiação que são a incerteza do micrômetro, u_M , fornecida pelo fabricante e a incerteza fornecida pelo Laboratório de Calibração do CRCN-NE para medições no equipamento de raios X Pantak 320, u_L . A combinação quadrática das incertezas padrões individuais fornece a incerteza padrão combinada, u_C (Equação 3), que multiplicada pelo fator de abrangência $k=2$, fornece a incerteza expandida para um nível de confiança de 95%.

$$u_c = \sqrt{u_R^2 + u_{máx}^2 + u_E^2 + u_H^2 + u_M^2 + u_L^2} \quad (3)$$

Para o cálculo das incertezas para determinação da dose de entrada na pele, além das incertezas estimadas para cada tipo de detector utilizado, incluiu-se a incerteza relativa padrão para variáveis não correlacionadas, dada pela Equação 4, uma vez que serão utilizados dois TLD para cada situação de exposição.

A combinação quadrática de todas fornece a incerteza padrão combinada, que multiplicada pelo fator de abrangência $k=2$, fornece a incerteza expandida para um nível de confiança de 95%.

$$\frac{u_z}{|z|} = \sqrt{\left(\frac{u_x}{x}\right)^2 + \left(\frac{u_y}{y}\right)^2} \quad (4)$$

3.2.5. Estimativa das incertezas na medição da CSR

Para o cálculo das incertezas para determinação da CSR além das incertezas estimadas para cada tipo de detector utilizado, câmara de ionização ou TLD, incluiu-se a incerteza no ajuste dos pontos medidos, que relacionam a razão entre as leituras sem filtros e com filtros de alumínio com a respectiva CSR. O modelo utilizado para determinação da CSR baseou-se na relação empírica obtida por Peixoto e Ferreira (1982) a partir da medida de cem aparelhos de raios X de diferentes fabricantes, válida para a faixa de 0,5 a 2,0mm de alumínio com um desvio máximo de 20%. A forma geral do ajuste dos pontos para este modelo é dada pela Equação (5).

$$CSR = C_1 \cdot \text{Razão} + C_2 \text{ (mmAl)} \quad (5)$$

Onde a Razão é dada pelo quociente entre a leitura do detector após um filtro de alumínio de dada espessura, L_{Al} , e a leitura do detector sem filtro, L_0 .

Seja $CSR = z$, $C_1 = a$, $\text{Razão} = x/y$ e $C_2 = b$, temos que $z = a \cdot \frac{x}{y} + b$, ou seja, $z = f(x, y)$.

A teoria de propagação de erros para o caso geral de duas variáveis, nos mostra que se as medidas de x e y se distribuem em torno do ponto médio $(\bar{x}, \bar{y})$ tal que, nessa

vizinhança, ela possa ser representada pelos primeiros termos de sua série de Taylor, ou seja, como uma função linear de x e y ,

$$z = f(x, y) = f(\bar{x}, \bar{y}) + \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{\bar{x}, \bar{y}} (x - \bar{x}) + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)_{\bar{x}, \bar{y}} (y - \bar{y})$$

A incerteza de cada medida indireta de z , para x e y não correlacionados, é dada por:

$$u_z^2 = \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)_{\bar{x}, \bar{y}}^2 u_x^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)_{\bar{x}, \bar{y}}^2 u_y^2 \quad (6)$$

Seja: $CSR = z$, $C_1 = a$, Razão = $x/y = L_0/L_{Al}$ e $C_2 = b$, temos:

$$z = a \frac{L_{Al}}{L_0} + b, \text{ ou seja, } z = f(L_{Al}, L_0).$$

Aplicando-se a Equação 6, a incerteza para determinação da CSR, u_{CSR} , pode ser calculada por:

$$u_{CSR}^2 = \left(\frac{\partial z}{\partial L_{Al}} \right)^2 u_{L_{Al}}^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial L_0} \right)^2 u_{L_0}^2 \Rightarrow u_{CSR}^2 = \left(\frac{a}{L_0} \right)^2 u_{L_{Al}}^2 + \left(-a L_{Al} L_0^{-2} \right)^2 u_{L_0}^2 \Rightarrow$$

$$u_{CSR} = \sqrt{\left(\frac{a}{L_0} \right)^2 u_{L_{Al}}^2 + \left(-a L_{Al} L_0^{-2} \right)^2 u_{L_0}^2}$$

Considerando que $u_{L_{Al}} = u_{L_0} = u_{máx}$, a máxima incerteza para as medições, tem-se que:

$$u_{CSR} = \sqrt{\left(\frac{a}{L_0} \right)^2 u_{máx}^2 + \left(-a L_{Al} L_0^{-2} \right)^2 u_{máx}^2} \Rightarrow u_{CSR} = u_{máx} \sqrt{\left(\frac{a}{L_0} \right)^2 + \left(-a L_{Al} L_0^{-2} \right)^2} \quad (7)$$

Os valores de a e b serão determinados pela curva de ajuste para os pontos medidos que tem o formato da Equação 5.

3.2.6. Estimativa das incertezas na medida da tensão aplicada ao tubo de raios X

Para o cálculo das incertezas na determinação da tensão do tubo de raios X, kVp, além das incertezas estimadas para cada tipo de detector utilizado, câmara de ionização ou TLD, incluiu-se a incerteza no ajuste dos pontos medidos que relacionam a razão entre as leituras obtidas para filtros de cobre de diferentes espessuras com a respectiva tensão. Para o ajuste dos pontos, optou-se inicialmente pelo ajuste de potência uma vez que apresentaram coeficientes de correlação (R^2) próximos de 1. Os cálculos para determinação dos coeficientes de sensibilidade estão descritos abaixo.

Seja: $z = kVp$, e Razão = L_1/L_2 , tem-se que a forma geral deste ajuste é:

$$z = a \left(\frac{L_1}{L_2} \right)^{-b} \quad (9)$$

Aplicando-se a Equação 6, a incerteza para determinação da kVp, u_{kVp} , pode ser calculada por:

$$u_{kVp}^2 = \left(\frac{\partial z}{\partial L_1} \right)^2 u_{L_1}^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial L_2} \right)^2 u_{L_2}^2 \quad \Rightarrow$$

$$u_{kVp}^2 = \left[-a \left(\frac{1}{L_2} \right)^{-b} \cdot b \cdot L_1^{-b-1} \right]^2 u_{L_1}^2 + \left[a(L_1)^{-b} \cdot b \cdot L_2^{b-1} \right]^2 u_{L_2}^2 \quad \Rightarrow$$

$$u_{kVp} = \sqrt{\left[-a \left(\frac{1}{L_2} \right)^{-b} \cdot b \cdot L_1^{-b-1} \right]^2 u_{L_1}^2 + \left[a(L_1)^{-b} \cdot b \cdot L_2^{b-1} \right]^2 u_{L_2}^2} \quad \Rightarrow$$

Considerando que $u_{L_1} = u_{L_2} = u_{máx}$, a máxima incerteza para as medições, tem-se que:

$$u_{kVp} = \sqrt{\left[-a \left(\frac{1}{L_2} \right)^{-b} \cdot b \cdot L_1^{-b-1} \right]^2 u_{máx}^2 + \left[a(L_1)^{-b} \cdot b \cdot L_2^{b-1} \right]^2 u_{máx}^2} \quad \Rightarrow$$

$$u_{kVp} = \sqrt{a^2 \cdot b^2 \cdot u_{máx}^2 \cdot \left\{ \left[- \left(\frac{1}{L_2} \right)^{-b} \cdot L_1^{-b-1} \right]^2 + \left[L_1^{-b} \cdot L_2^{b-1} \right]^2 \right\}} \quad (10)$$

Os valores de a e b serão determinados pela curva de ajuste para os pontos medidos que tem o formato da Equação 9.

3.3. CONSTRUÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL DE EXPOSIÇÃO EXTERNA EGS4/CDO

Para o desenvolvimento do modelo computacional de exposição EGS4/CDO foi necessário, primeiramente, a construção do fantoma de *voxels* representativo do objeto real com as melhores espessuras de filtros de alumínio e cobre, encontradas nos estudos com o modelo EGS4/RXD. Mais uma vez foi utilizado o *software* IDN para criação dos fantasmas e usou-se a mesma relação de 1,0 *pixel* para 0,1mm, gerando assim *voxels* de dimensões 0,1mm x 0,1mm x 0,1mm. Na Tabela 15 pode-se ver, passo a passo, as várias etapas para construção dos fantasmas geométricos CDO.

A primeira geometria corresponde ao material de que é feito o suporte do CDO, cuja análise elementar realizada pelo Laboratório de Química da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) forneceu: 5,05% de nitrogênio, 78,50% de carbono, 7,18% de hidrogênio e 9,26% de oxigênio, percentuais mássicos utilizados para criação das seções de choque incluída no arquivo *pegs4.dat* com o nome de *Policdo*. As geometrias seguintes representam os meios internos do CDO dispostos no sentido antero-posterior, condição de irradiação, até às dimensões dos TLD utilizados, finalizando com as espessuras dos filtros de alumínio e cobre escolhidas.

O paralelepípedo P8 corresponde à espessura do filtro de alumínio cuja leitura dos dosímetros atrás posicionados foi relacionada com a leitura dos dois dosímetros sem filtros para determinação da CSR. Os paralelepípedos P9 e P11 correspondem às espessuras dos filtros de cobre cujas leituras dos dosímetros posicionados atrás fornecem a razão que pode ser relacionada com a tensão do equipamento testado. A Figura 5 mostra uma das mil fatias transversais que compõem o CDO e a Figura 6 mostra as vistas posterior e lateral do fantoma CDO.



Figura 5: Corte transversal do fantoma CDO.

Tabela 15. Etapas com geometria, meio, número identificador (ID) e dimensões (em pixels) na construção do fantoma geométrico CDO.

Geometria	Meio	Nº ID	Fatia	Linha	Coluna	Raio	Fantoma
Paralelepípedo P1	Plástico	100	1-1000	1-100	1-788	-	-
Paralelepípedo P2	Ar interno	0	71-930	18-47	79-710	-	-
Paralelepípedo P3	Plástico	100	320-681	18-47	214-575	-	-
Paralelepípedo P4	Plástico	100	393-608	18-47	132-213	-	-
Paralelepípedo P5	Plástico	100	393-608	18-47	576-657	-	-
Cilindro P5C1	Ar interno	1	456	18	187	38	-
Cilindro P5C2	Ar interno	2	456	18	601	38	-
Cilindro P5C3	Ar interno	3	544	18	601	38	-
Cilindro P5C4	Ar interno	4	544	18	187	38	-
Paralelepípedo P6	Ar interno	5	57-942	68-84	67-722	-	-
Paralelepípedo P7	Plástico	100	284-722	68-74	234-554	-	-
Cilindro P7C1	Ar interno	6	396	58	287	24	-
Cilindro P7C2	Ar interno	6	445	58	336	24	-
Cilindro P7C3	Ar interno	6	396	58	501	24	-
Cilindro P7C4	Ar interno	6	445	58	452	24	-
Cilindro P7C5	Ar interno	6	609	58	501	24	-
Cilindro P7C6	Ar interno	6	560	58	452	24	-
Cilindro P7C7	Ar interno	6	609	58	287	24	-
Cilindro P7C8	Ar interno	6	560	58	336	24	-
Paralelepípedo P7T1	TLD1	75	381-412	66-74	272-303	-	-
Paralelepípedo P7T2	TLD2	76	430-461	66-74	321-352	-	-
Paralelepípedo P7T3	TLD3	77	381-412	66-74	486-517	-	-
Paralelepípedo P7T4	TLD4	78	430-461	66-74	437-468	-	-
Paralelepípedo P7T5	TLD5	79	594-625	66-74	486-517	-	-
Paralelepípedo P7T6	TLD6	80	545-576	66-74	437-468	-	-
Paralelepípedo P7T7	TLD7	81	594-625	66-74	272-303	-	-
Paralelepípedo P7T8	TLD8	82	545-576	66-74	321-352	-	-
Paralelepípedo P8	Alumínio	25	342-494	16-47	236-388	-	-
Paralelepípedo P9	Cobre 0,1mm	50	342-494	46-46	401-553	-	-
Paralelepípedo P10	Ar interno	7	507-659	18-47	401-553	-	-
Paralelepípedo P11	Cobre 0,7mm	50	507-659	42-48	236-388	-	CDO

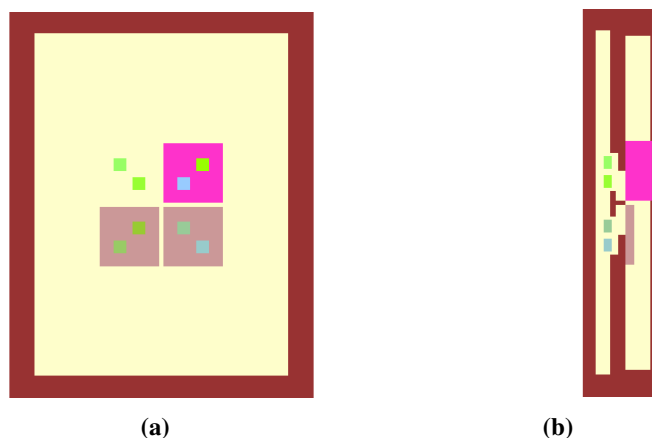


Figura 6: (a)Vista posterior e (b) vista lateral do fantoma CDO.

3.3.1 Simulações com o modelo EGS4/CDO

A grandeza de interesse para as simulações foi a dose absorvida e a razão entre as leituras dos detectores para diferentes filtrações foi utilizada como parâmetro comparativo entre diferentes situações estudadas. Este modelo foi utilizado para o estudo do Cartão Dosimétrico Odontológico, utilizando algumas combinações de espessuras de filtros de alumínio e cobre para determinação da CSR e tensão de pico do feixe de raios X. Em seguida, realizou-se o estudo dos diferentes tipos, composição, dimensões e posicionamento dos materiais que compõem a estrutura externa e interna do dosímetro a ser desenvolvido, incluindo os principais materiais poliméricos que possam ser utilizados para a construção dos dispositivos, embalagem protetora ou suporte, tais como o polietileno, poliestireno, polimetil metacrilato (PMMA) e policarbonato (PC), materiais já extensamente estudados quanto aos efeitos das radiações ionizantes [ARAÚJO et al., 1988, 2007; AQUINO et al., 2004]. Este estudo fornece subsídios para construção de dispositivos de testes para controle de qualidade em equipamentos de raios X. Nesta etapa também foram realizados estudos da variação da geometria de irradiação do dispositivo: distância fonte-superfície do detector (DFS), tamanho e forma do campo de radiação e angulação do feixe, além da energia de corte para fótons e elétrons.

A sugestão citada por Salgado (2005), inclusão de um filtro de 0,1mmAl para absorção dos raios X característicos emitidos pelo cobre, foi simulada, e o modelo permite ainda o estudo da possibilidade de utilizar outros filtros, como por exemplo, três filtros de alumínio para construção da curva da filtração x leitura para determinação da CSR, ou ainda um filtro de chumbo para determinação do BG. Cada simulação foi realizada com um número de fótons emitido pela fonte de tal forma que o coeficiente de variação das grandezas avaliadas fosse menor que 3%, valor obtido no arquivo de saída do modelo de exposição.

3.4 ESTUDO DO CARTÃO DOSIMÉTRICO ODONTOLÓGICO (CDO)

O CDO é um dispositivo de medição destinado ao controle de qualidade, via postal, de equipamentos de raios X odontológicos intra-orais, desenvolvido no CRCN-NE. Este dispositivo é constituído de um suporte plástico com dimensões de 78,8mm x 10,0mm x 100,0mm, as quais correspondem às coordenadas xyz, referentes à largura, espessura e altura, respectivamente. No cartão foram acondicionados oito TLD em quatro janelas contendo filtros de cobre e/ou de alumínio de espessuras definidas pelos resultados obtidos nas etapas anteriores, quatro malhas metálicas com diferentes especificações, para avaliação da resolução espacial da imagem, filmes radiográficos odontológicos para medida de tamanho de campo de irradiação e registro da imagem das grades e um circuito eletrônico correspondente a um detector semicondutor com cronômetro para medida do tempo de exposição. Cada janela contém dois dosímetros cuja média das leituras é o valor medido naquele ponto. O modelo computacional proposto foi utilizado para avaliar as características do suporte que acomoda todos os componentes necessários para as medidas dos parâmetros do feixe considerando, em decorrência de custos postais, as dimensões, peso e as densidades dos materiais que foram utilizados. O modelo EGS4/CDO também foi utilizado para o estudo da influência dos materiais presentes no cartão nas leituras dos detectores. Nas Figuras 7 e 8 tem-se o formato e o protótipo do Cartão Dosimétrico Odontológico.

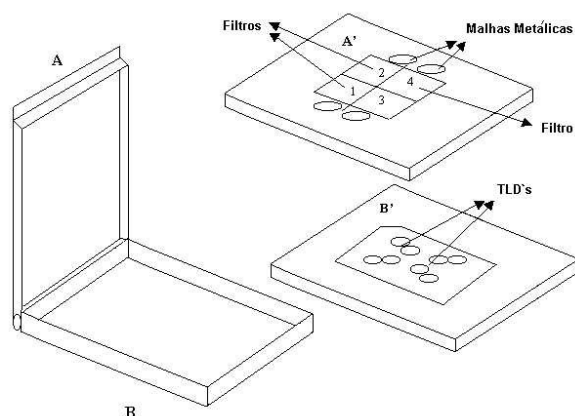


Figura 7. Formato e arranjo das estruturas do Cartão Dosimétrico Odontológico.



Figura 8. Protótipo do Cartão Dosimétrico Odontológico.

O CDO apresenta como características fundamentais o fato de ser prático e de baixo custo, e ainda efetuar medições de todos os parâmetros técnicos exigidos pela regulamentação vigente para equipamentos de raios X odontológico intra-oral. São eles: a alta tensão aplicada ao tubo, o tempo de exposição, a dose na superfície de entrada da pele, a estimativa da camada semi-redutora (CSR) e filtração total do equipamento, o tamanho do campo de radiação na entrada da pele e a resolução espacial da imagem radiográfica como parâmetro de qualidade.

3.4.1 Medição da dose de entrada na pele

A medida da dose na superfície de entrada na pele (DEP) é obtida pela Equação 11, multiplicando-se a média das leituras em carga realizadas pelos dois detectores localizados na janela aberta do CDO (já corrigidas pelo fator de sensibilidade de cada TLD - ECC), pelo fator de correção para dependência energética do detector ou qualidade da radiação (k_Q) e pelo fator de correção para o desvanecimento (k_D); e dividindo tudo pelo fator de conversão em dose (RCF) para um dado lote de TLD.

$$DEP = \frac{\left(\frac{L_1 + L_2}{2} \right) \cdot k_Q \cdot k_D}{RCF} \quad (11)$$

3.4.2 Medição do tamanho do campo de radiação

Para medição do tamanho do campo de raios X foi utilizado um filme radiográfico oclusal com a função também de registrar as imagens das grades metálicas. O tamanho do campo de radiação na pele do paciente foi avaliado pela medida direta das dimensões registradas no filme radiográfico presente na face posterior do cartão. Este filme também serve para verificar se o dispositivo foi realmente exposto. A revelação do filme segue as orientações fornecidas pelo fabricante para os parâmetros tempo versus temperatura.

3.4.3 Seleção das grades metálicas para medição da resolução espacial

Para avaliação da qualidade da imagem, o dispositivo proposto utiliza como critério, a medição da resolução espacial ou definição radiográfica por meio da visualização de grades metálicas com diferentes números de pares de linha por

milímetro (pl/mm). Esta avaliação fornece, indiretamente, o desgaste do ponto focal do equipamento de raios X odontológico. As quatro grades metálicas utilizadas são de 4pl/mm, 6pl/mm, 8pl/mm e 12pl/mm, posicionadas na parte interna do CDO. O critério utilizado para essa avaliação foi o mesmo seguido por Araújo et al. (2002), citado por Salgado (2005), que classifica como ótima definição a visualização de quatro grades, boa definição a visualização de 2 ou 3 malhas e péssima definição a visualização e identificação de uma ou nenhuma malha metálica. As imagens das grades ficam registradas nos filmes localizados na face posterior do cartão.

3.4.4 Calibração do medidor de tempo de exposição - Cronox

O sistema eletrônico, Cronox, foi desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação Eletrônica do CRCN-NE/CNEN com componentes eletrônicos cujas dimensões fossem compatíveis com as do CDO [RIZZI, 2002]. A maioria dos componentes escolhidos é de tecnologia SMD (*Surface Mounted Device*). A calibração do medidor de tempo de exposição foi realizada com um equipamento de raios X odontológico de 80kV da Rhos, modelo XRM. Após alinhar o detector com a fonte de raios X, foram realizadas cinco medidas para cada tempo selecionado. Simultaneamente, foram feitas leituras, do tempo, no osciloscópio digital Tektronix, modelo TDS2022. O desempenho do sistema foi também avaliado comparando os resultados do Cronox com os resultados provenientes do medidor Diavolt Universal da PTW. Foram realizados testes de desempenho para diferentes equipamentos de raios X, diferentes tamanhos do cone localizador e faixa de tempo de 0,1 a 1,2s. Na Figura 9, pode-se observar o acondicionamento do Cronox no CDO. Nas Figuras 10 e 11 são mostrados o circuito leitor do Cronox e a tela do software de leitura. O Cronox é conectado ao circuito leitor por meio de um cabo de três pinos e o leitor conectado ao computador por uma porta USB. Após a exposição e acoplamento dos circuitos, aciona-se o botão de leitura na tela do computador para que seja lido o tempo de exposição registrado. Uma chave liga/desliga no Cronox zera o dispositivo preparando-o para uma nova exposição.

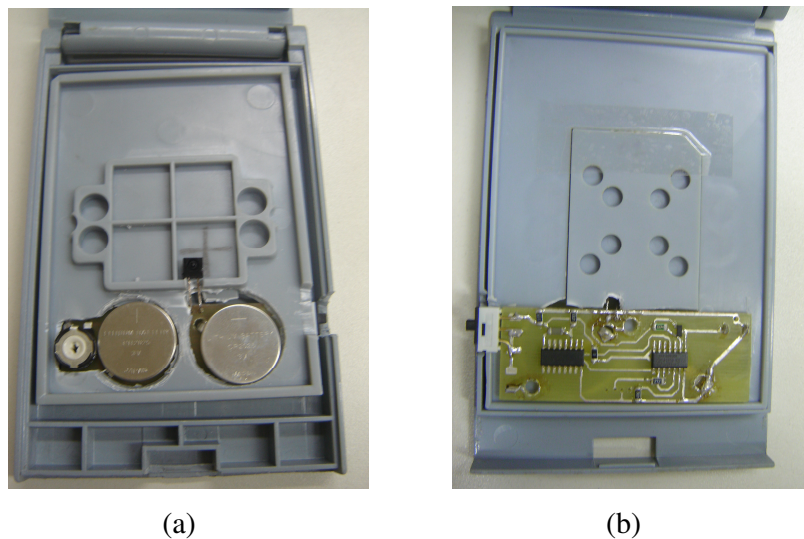


Figura 9. Posicionamento do Cronox no CDO, vista anterior (a) e vista posterior (b).

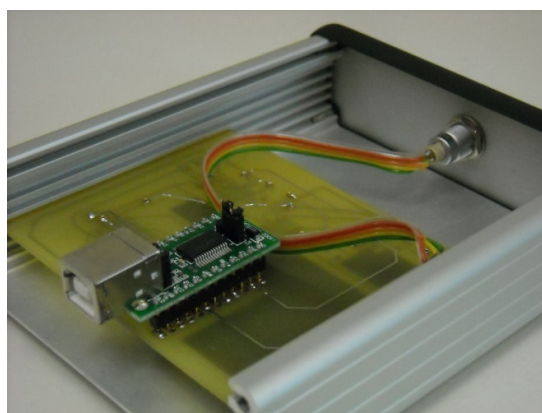


Figura 10. Circuito leitor do Cronox.



Figura 11. Tela do software para leitura do tempo de exposição do Cronox.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 ESPECTROS DE RAIOS X UTILIZADOS NAS SIMULAÇÕES

Os espectros utilizados nas simulações foram gerados para as tensões de 50, 60, 70 e 80kVp e características descritas na seção 3.2, referente ao equipamento de raios X Pantak 320, pertencente ao Laboratório de Calibração do CRCN-NE/CNEN. Para a geração dos espectros foi utilizado o programa SR-78 que fornece na sua saída um arquivo que relaciona energia de 0,5 em 0,5 keV com o número de fótons contados. Além disto, são mostrados na tela do arquivo executável, os valores da energia média do espectro, kerma no ar incidente a 75cm e valor da primeira CSR. Alguns espectros foram comparados com um outro programa gerador, XCOMP, e com os espectros de mesma característica medidos pelo PTB. As Figuras 12 a 15 mostram uma comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e medidos (PTB) para as qualidades RQR3, RQR4, RQR5 e RQR6 da norma IEC 61267. A opção pelo gerador de espectros SR78 é justificada pelo fato do mesmo possuir um maior número de canais para geração dos espectros, de 0,5 em 0,5keV, do que o XCOMP5R (de 1 em 1keV) e o PTB não fornecer todos os espectros com as filtrações utilizadas neste trabalho. Os resultados comparativos mostraram que, para as tensões de 50, 60 e 70kVp, os espectros obtidos são idênticos pelos três modos de aquisição. Para 80kVp, observa-se uma diferença sutil entre os espectros na faixa de energia dos raios X característicos do tungstênio, entre 57,4 e 69,5keV, principalmente devido ao caráter probabilístico do fenômeno e número de fótons utilizados para gerar ou medir os espectros (Figura 15).

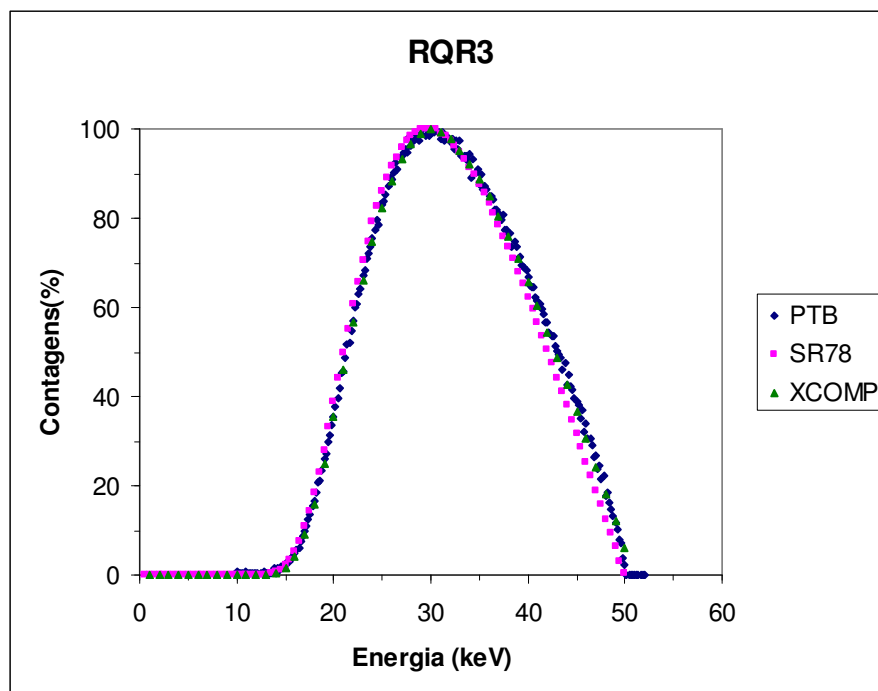


Figura 12: Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR3.

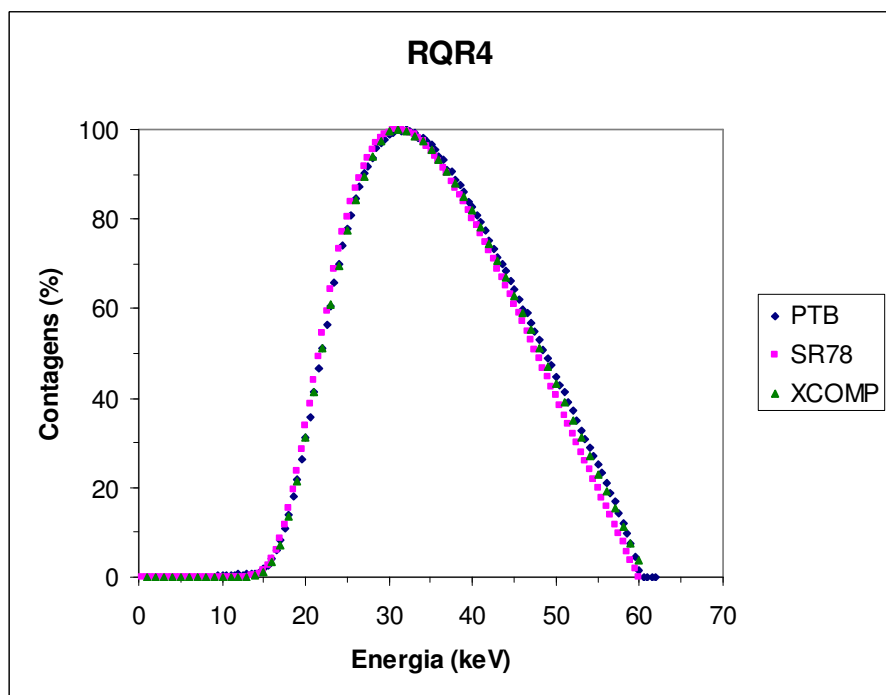


Figura 13: Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR4.

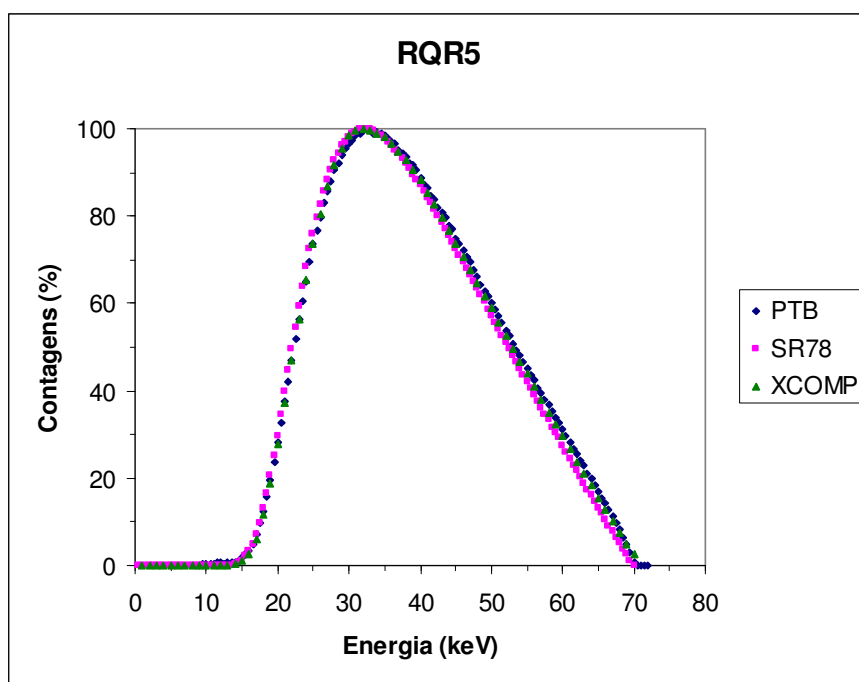


Figura 14: Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR5.

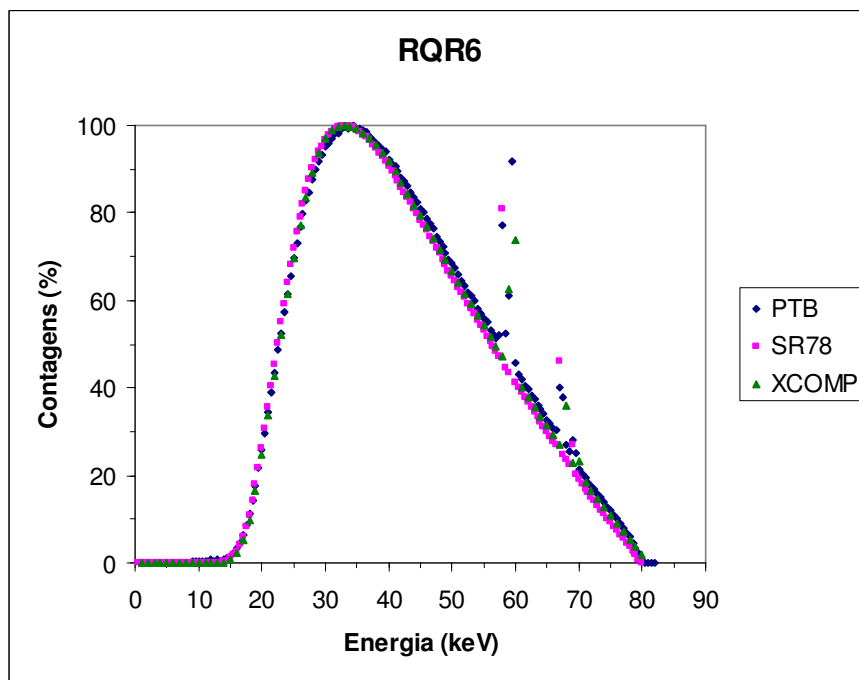


Figura 15: Comparação entre os espectros gerados (SR78 e XCOMP5R) e espectro medido (PTB) para a qualidade RQR6.

Nas Figuras 16 a 19 são apresentados os espectros obtidos para as tensões de 50, 60, 70 e 80kVp com as filtrações de cobre utilizadas neste trabalho.

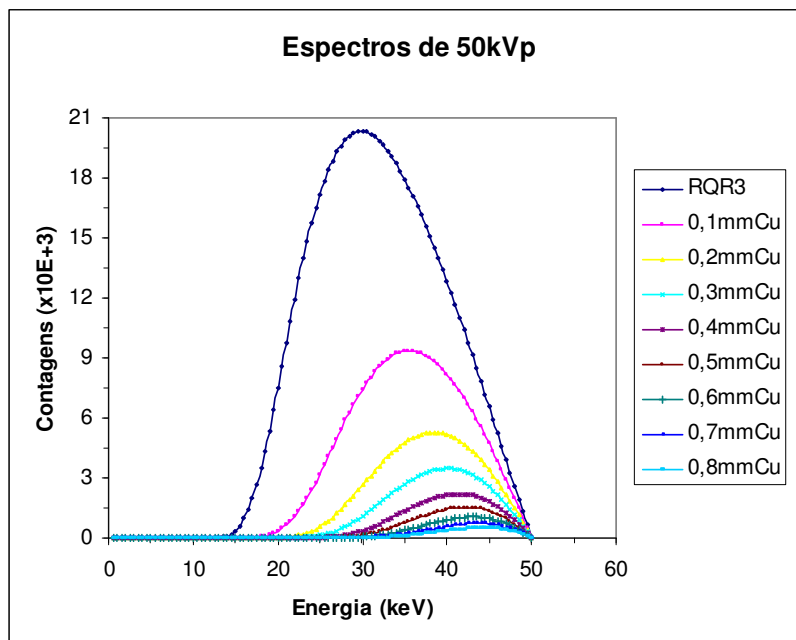


Figura 16: Espectros gerados pelo SR78 para 50kVp sem e com filtros adicionais de cobre.

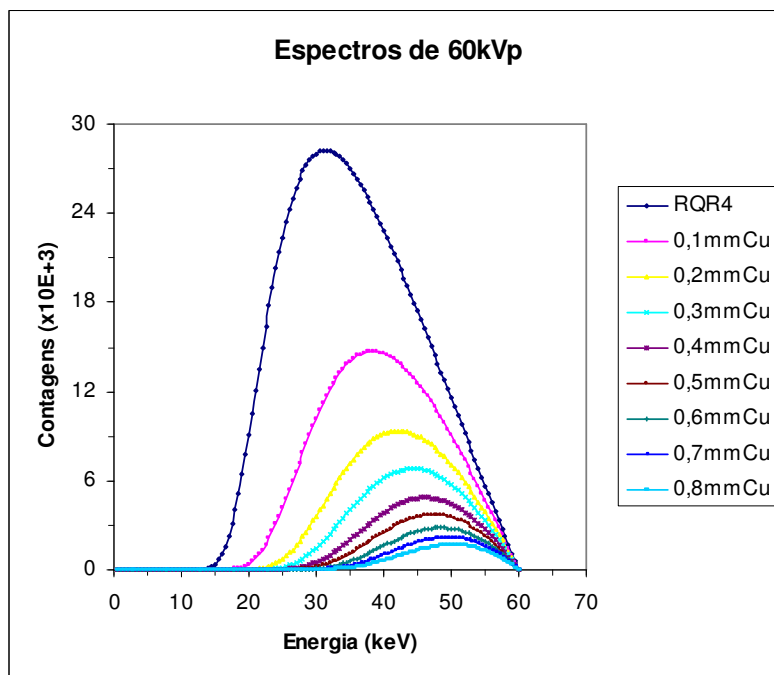


Figura 17: Espectros gerados (SR78) para 60kVp sem e com filtros adicionais de cobre.

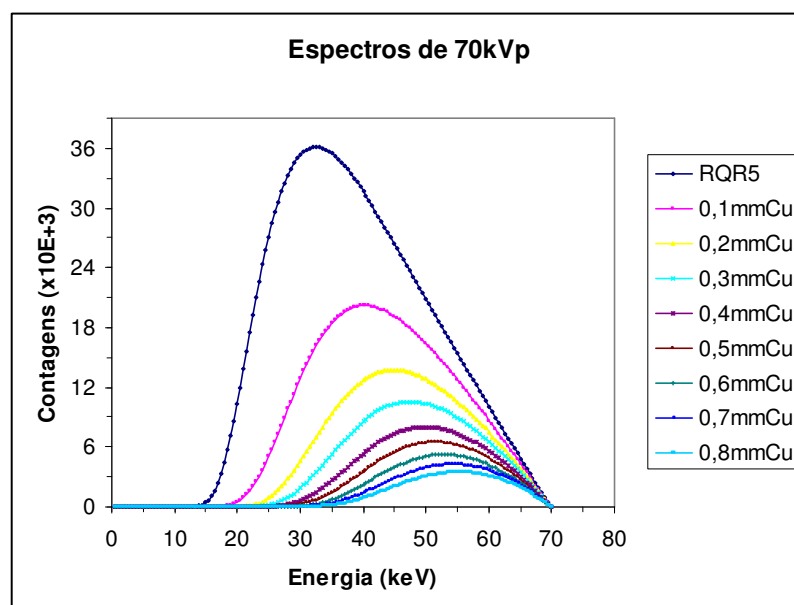


Figura 18: Espectros gerados (SR78) para 70kVp sem e com filtros adicionais de cobre.

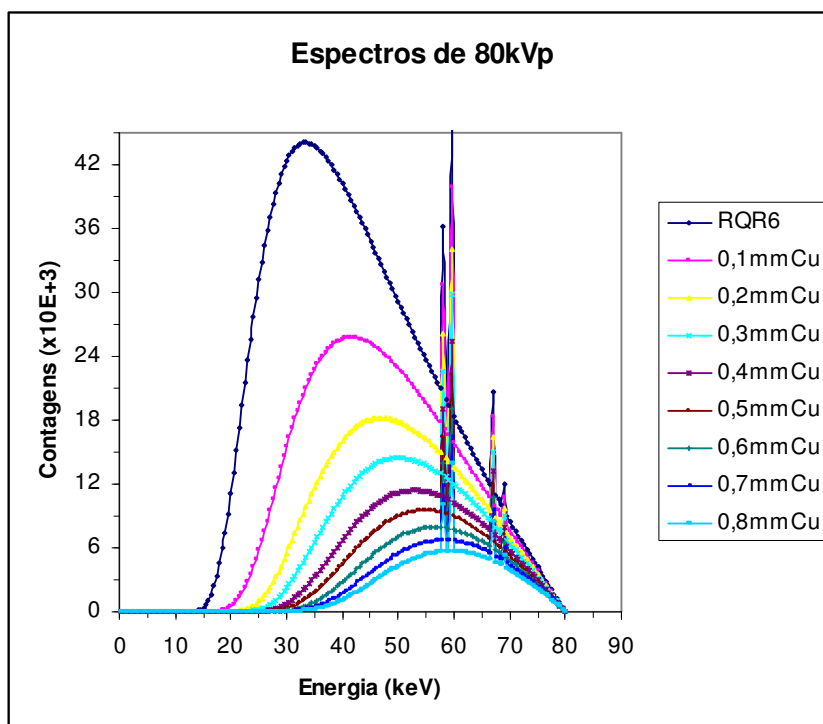


Figura 19: Espectros gerados (SR78) para 80kVp sem e com filtros adicionais de cobre.

Nas Figuras 20 a 23 são apresentados os espectros obtidos para as tensões de 50, 60, 70 e 80kVp com as filtrações de alumínio utilizadas neste trabalho.

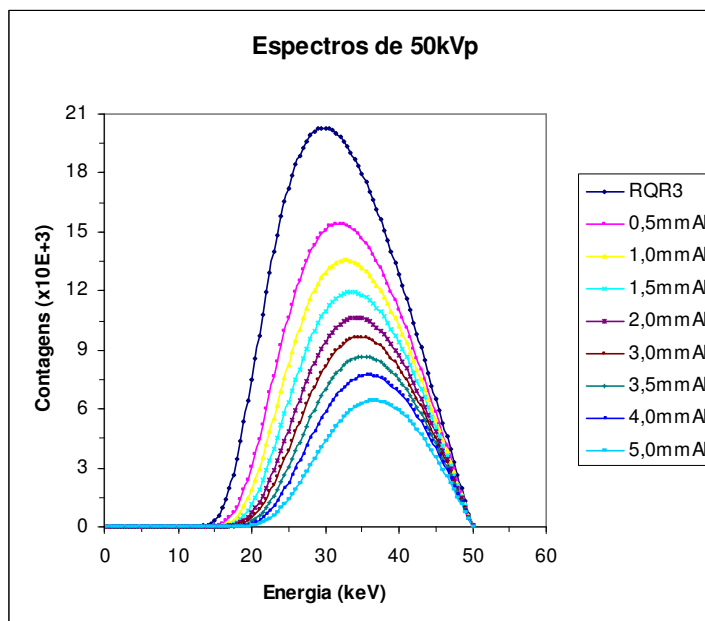


Figura 20: Espectros gerados pelo SR78 para 50kVp sem e com filtros adicionais de alumínio.

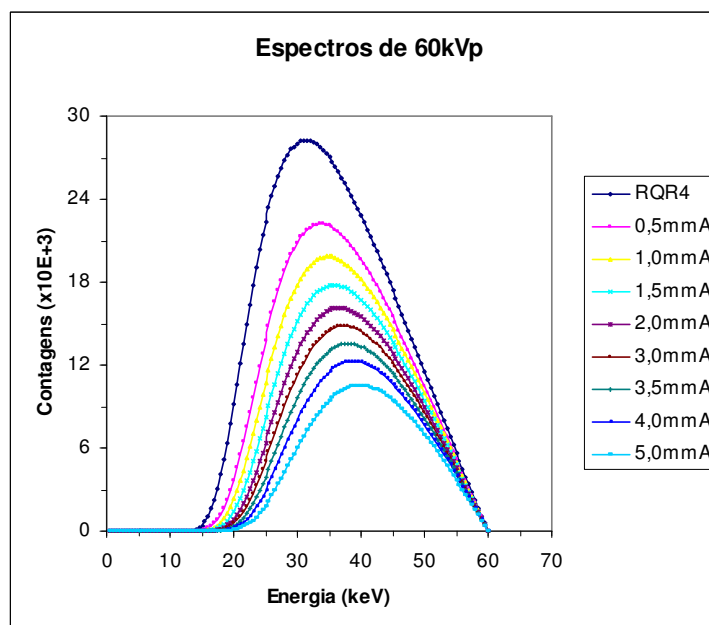


Figura 21: Espectros gerados (SR78) para 60kVp sem e com filtros adicionais de alumínio.

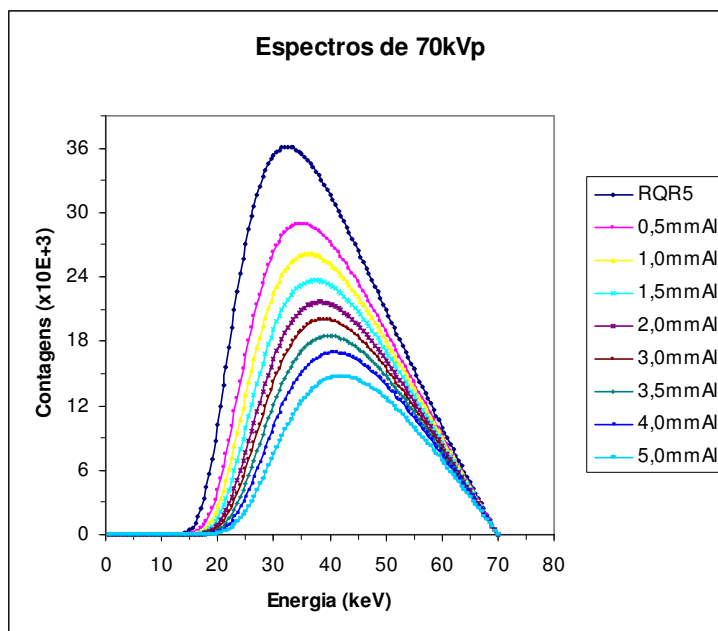


Figura 22: Espectros gerados (SR78) para 70kVp sem e com filtros adicionais de alumínio.

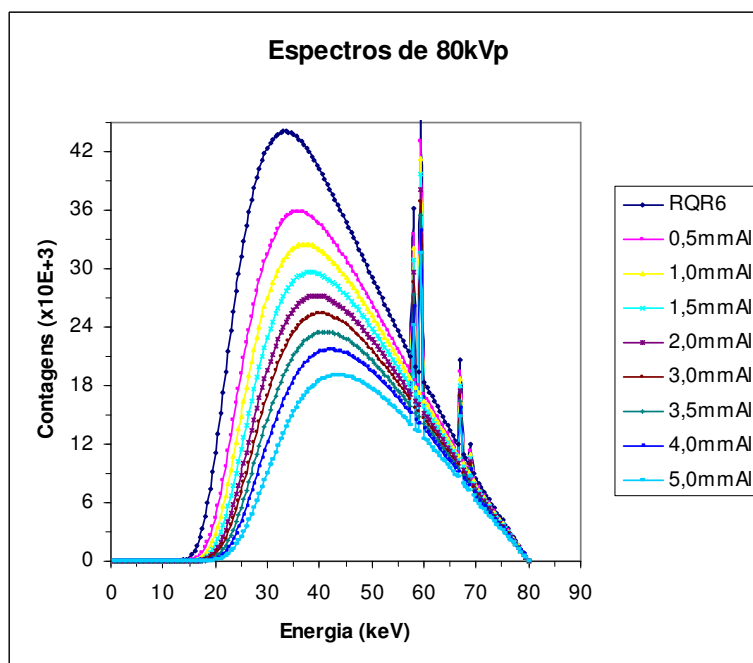


Figura 23: Espectros gerados (SR78) para 80kVp sem e com filtros adicionais de alumínio.

Nas Tabela 16 e 17 têm-se as características dos espectros fornecidas pelo SR78 para as tensões utilizadas neste trabalho.

Tabela 16: Características dos espectros de raios X de 50 e 60kVp utilizados neste trabalho.

Espectro	Energia Média (keV)	Kerma no Ar a 75cm (μGy/mAs)	1ª CSR (mmAl)
RQR3	31,9	65,98	1,705
RQR3+0,1mmCu	35,6	20,11	2,686
RQR3+0,2mmCu	37,7	8,82	3,327
RQR3+0,3mmCu	38,9	4,96	3,720
RQR3+0,4mmCu	40,1	2,72	4,077
RQR3+0,5mmCu	40,8	1,70	4,323
RQR3+0,6mmCu	41,5	1,05	4,541
RQR3+0,7mmCu	42,1	0,66	4,727
RQR3+0,8mmCu	42,6	0,42	4,887
RQR3+1,0mmAl	33,2	43,30	2,034
RQR3+1,5mmAl	33,8	35,70	2,185
RQR3+2,0mmAl	34,3	29,61	2,329
RQR3+2,5mmAl	34,8	25,50	2,456
RQR3+3,0mmAl	35,1	21,70	2,563
RQR3+3,5mmAl	35,5	18,71	2,674
RQR3+4,0mmAl	35,9	15,89	2,791
RQR3+5,0mmAl	36,5	12,30	2,970
RQR4	35,5	99,13	2,006
RQR4+0,1mmCu	39,8	36,03	3,250
RQR4+0,2mmCu	42,4	18,41	4,088
RQR4+0,3mmCu	43,9	11,68	4,609
RQR4+0,4mmCu	45,3	7,34	5,086
RQR4+0,5mmCu	46,3	5,13	5,415
RQR4+0,6mmCu	47,1	3,59	5,709
RQR4+0,7mmCu	47,9	2,56	5,960
RQR4+0,8mmCu	48,6	1,84	6,178
RQR4+1,0mmAl	37,0	68,60	2,412
RQR4+1,5mmAl	37,7	58,02	2,600
RQR4+2,0mmAl	38,3	49,36	2,783
RQR4+2,5mmAl	38,8	42,76	2,994
RQR4+3,0mmAl	39,3	37,86	3,080
RQR4+3,5mmAl	39,7	33,30	3,223
RQR4+4,0mmAl	40,2	28,98	3,375
RQR4+5,0mmAl	40,9	23,34	3,606

Tabela 17: Características dos espectros de raios X de 70 e 80kVp utilizados neste trabalho.

Espectro	Energia Média (keV)	Kerma no Ar a 75cm (μGy/mAs)	1ª CSR (mmAl)
RQR5	38,9	133,90	2,292
RQR5+0,1mmCu	43,7	54,97	3,760
RQR5+0,2mmCu	46,6	30,98	4,766
RQR5+0,3mmCu	48,4	21,19	5,395
RQR5+0,4mmCu	50,0	14,48	5,971
RQR5+0,5mmCu	51,2	10,83	6,369
RQR5+0,6mmCu	52,2	8,14	6,724
RQR5+0,7mmCu	53,1	6,22	7,027
RQR5+0,8mmCu	53,9	4,81	7,290
RQR5+1,0mmAl	40,5	96,22	2,762
RQR5+1,5mmAl	41,2	82,83	2,983
RQR5+2,0mmAl	41,9	71,71	3,197
RQR5+2,5mmAl	42,5	63,10	3,388
RQR5+3,0mmAl	43,0	56,64	3,549
RQR5+3,5mmAl	43,5	50,54	3,718
RQR5+4,0mmAl	44,0	44,70	3,899
RQR5+5,0mmAl	44,8	36,93	4,175
RQR6	42,3	171,50	2,603
RQR6+0,1mmCu	47,6	77,97	4,291
RQR6+0,2mmCu	50,7	47,48	5,452
RQR6+0,3mmCu	52,7	34,38	6,174
RQR6+0,4mmCu	54,5	24,99	6,830
RQR6+0,5mmCu	55,8	19,65	7,279
RQR6+0,6mmCu	57,0	15,54	7,676
RQR6+0,7mmCu	58,0	12,47	8,012
RQR6+0,8mmCu	58,9	10,12	8,301
RQR6+1,0mmAl	44,1	127,30	3,138
RQR6+1,5mmAl	44,8	111,30	3,390
RQR6+2,0mmAl	45,6	97,71	3,635
RQR6+2,5mmAl	46,2	87,10	3,854
RQR6+3,0mmAl	46,8	79,04	4,040
RQR6+3,5mmAl	47,3	71,37	4,234
RQR6+4,0mmAl	47,9	63,93	4,442
RQR6+5,0mmAl	48,8	53,89	4,761

4.2 SIMULAÇÕES COM O MODELO EGS4/RXD

Na Tabela 18 são mostrados os resultados obtidos das razões entre as leituras para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre. Neste modelo as diferentes filtrações são simuladas pela utilização dos respectivos espectros

filtrados incidindo sobre o fantoma RXD0. Tal procedimento simula as irradiações com os filtros na saída do tubo de raios X. As representações de 0,1/0,2 a 0,7/0,8 (primeira coluna da Tabela 18) correspondem às razões entre as leituras L_1 e L_2 , referentes aos valores de dose absorvida, obtidos após os filtros de dada espessura. As espessuras são dadas em milímetros.

Tabela 18: Resultado das razões (L_1/L_2) obtidas para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre, obtidas por simulação para os filtros na saída do tubo de raios X.

Razão (L_1/L_2)	50kVp	60kVp	70kVp	80kVp	Fator de Sensibilidade
0,1/0,2	2,28	1,97	1,79	1,66	0,62
0,1/0,3	4,06	3,12	2,62	2,30	1,76
0,1/0,4	7,39	4,93	3,85	3,18	4,21
0,1/0,5	11,83	7,11	5,22	4,06	7,77
0,1/0,6	19,05	10,20	6,84	5,14	13,91
0,1/0,7	29,92	14,38	9,13	6,46	23,46
0,1/0,8	46,92	20,06	11,89	7,97	38,95
0,2/0,3	1,78	1,59	1,47	1,38	0,40
0,2/0,4	3,24	2,51	2,15	1,92	1,32
0,2/0,5	5,20	3,62	2,92	2,44	2,76
0,2/0,6	8,36	5,19	3,82	3,09	5,27
0,2/0,7	13,13	7,32	5,10	3,89	9,24
0,2/0,8	20,60	10,21	6,65	4,79	15,81
0,3/0,4	1,82	1,58	1,47	1,39	0,43
0,3/0,5	2,91	2,28	1,99	1,77	1,14
0,3/0,6	4,69	3,27	2,61	2,24	2,45
0,3/0,7	7,36	4,61	3,48	2,81	4,55
0,3/0,8	11,55	6,43	4,53	3,47	8,08
0,4/0,5	1,60	1,44	1,36	1,28	0,32
0,4/0,6	2,58	2,07	1,77	1,61	0,97
0,4/0,7	4,05	2,92	2,37	2,03	2,02
0,4/0,8	6,35	4,07	3,08	2,50	3,85
0,5/0,6	1,61	1,43	1,31	1,27	0,34
0,5/0,7	2,53	2,02	1,75	1,59	0,94
0,5/0,8	3,96	2,82	2,28	1,96	2,00
0,6/0,7	1,57	1,41	1,34	1,26	0,31
0,6/0,8	2,46	1,97	1,74	1,55	0,91
0,7/0,8	1,57	1,39	1,30	1,23	0,34

O material termoluminescente (TL) utilizado inicialmente foi o LiF, com os detectores posicionados conforme a Tabela 1. A DFS utilizada foi de 1m e a fonte selecionada inicialmente foi a do ID=6 (Tabela 2), para um campo com 6cm de

diâmetro. O número de histórias utilizadas está mostrado na Tabela 4. A partir dos resultados podem-se obter as curvas Razão (L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as diferentes combinações de filtrações de cobre. No entanto, foram descartadas as combinações que apresentaram fatores de sensibilidade menores que 10, dados pela variação entre a máxima e a mínima razão obtidas para faixa de tensão estudada. Na Figura 24 têm-se as curvas para as melhores combinações que satisfazem o critério acima, que são para as combinações 0,1/0,6; 0,1/0,7; 0,1/0,8 e 0,2/0,8, conforme grafadas em negrito na Tabela 18.

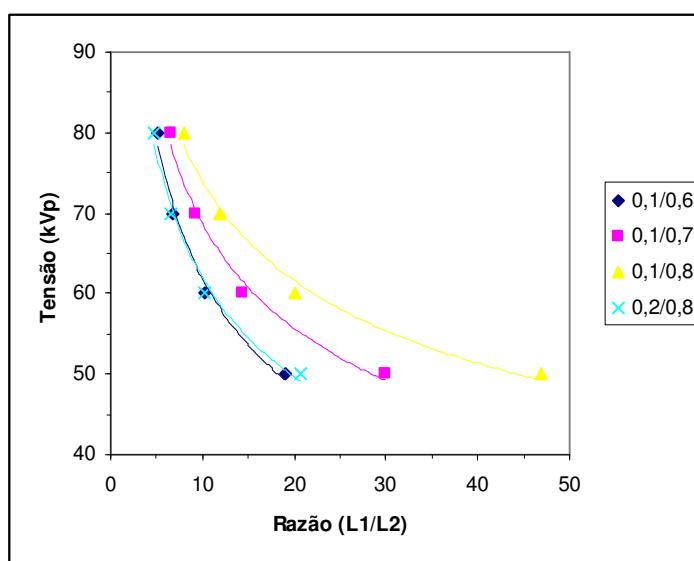


Figura 24: Curvas da Razão (L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as melhores combinações de filtros de cobre obtidas na simulação.

Os resultados simulados mostram que a melhor combinação em termos de variação, entre a menor e a maior razão obtida, é a combinação 0,1/0,8. No entanto, observando os gráficos das Figuras 16 a 19, pode-se ver que a partir de 0,6mm de cobre as curvas de atenuação do feixe não apresentam alterações significativas, mas experimentalmente, deve-se obter uma maior flutuação estatística das medições, devido ao menor número de fótons que chegam aos detectores, principalmente para as situações de tensões mais baixas e maiores espessuras de filtros para a faixa de exposição utilizada em Odontologia.

Na Tabela 19 são mostrados os resultados obtidos das razões entre a leitura para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre para os fantasmas RXD1 a RXD8, os quais já contêm em sua construção os filtros de cobre de determinada espessura, simulando assim a aproximação destes filtros aos detectores (geometrias Co01 a Co08 da Tabela 1). O material TL utilizado inicialmente também foi o fluoreto de lítio.

Tabela 19: Resultado das razões (L_1/L_2) obtidas para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre, obtidas por simulação para os filtros próximos aos detectores.

Razão (L_1/L_2)	50kVp	60kVp	70kVp	80kVp	Fator de Sensibilidade
0,1/0,2	2,16	1,88	1,70	1,61	0,55
0,1/0,3	4,01	3,08	2,57	2,26	1,75
0,1/0,4	6,89	4,70	3,63	3,04	3,85
0,1/0,5	11,29	6,68	4,92	3,89	7,40
0,1/0,6	17,56	9,38	6,41	4,84	12,72
0,1/0,7	26,63	12,98	8,07	5,90	20,73
0,1/0,8	40,60	17,28	10,35	7,12	33,48
0,2/0,3	1,86	1,64	1,51	1,40	0,46
0,2/0,4	3,19	2,50	2,13	1,89	1,30
0,2/0,5	5,22	3,56	2,89	2,42	2,80
0,2/0,6	8,12	4,99	3,76	3,01	5,11
0,2/0,7	12,31	6,91	4,74	3,67	8,64
0,2/0,8	18,78	9,20	6,08	4,43	14,35
0,3/0,4	1,72	1,53	1,41	1,35	0,37
0,3/0,5	2,81	2,17	1,91	1,72	1,09
0,3/0,6	4,37	3,04	2,49	2,14	2,23
0,3/0,7	6,63	4,21	3,14	2,61	4,02
0,3/0,8	10,12	5,60	4,02	3,15	6,97
0,4/0,5	1,64	1,42	1,35	1,28	0,36
0,4/0,6	2,55	1,99	1,76	1,59	0,96
0,4/0,7	3,86	2,76	2,22	1,94	1,92
0,4/0,8	5,89	3,67	2,85	2,34	3,55
0,5/0,6	1,56	1,40	1,30	1,24	0,32
0,5/0,7	2,36	1,94	1,64	1,51	0,85
0,5/0,8	3,60	2,59	2,11	1,83	1,77
0,6/0,7	1,52	1,38	1,26	1,22	0,30
0,6/0,8	2,31	1,84	1,62	1,47	0,84
0,7/0,8	1,52	1,33	1,28	1,21	0,31

A partir dos resultados podem-se obter as curvas Razão (L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as diferentes combinações de filtrações de cobre. Na Figura 25

têm-se as curvas para a combinação 0,1/0,7 simulando os filtros na saída do tubo e próximo aos detectores. Observa-se uma redução nos valores das razões obtidas, justificada pela maior contribuição da radiação espalhada nos detectores quando os filtros estão mais próximos e possuem maior espessura (leitura L_2).

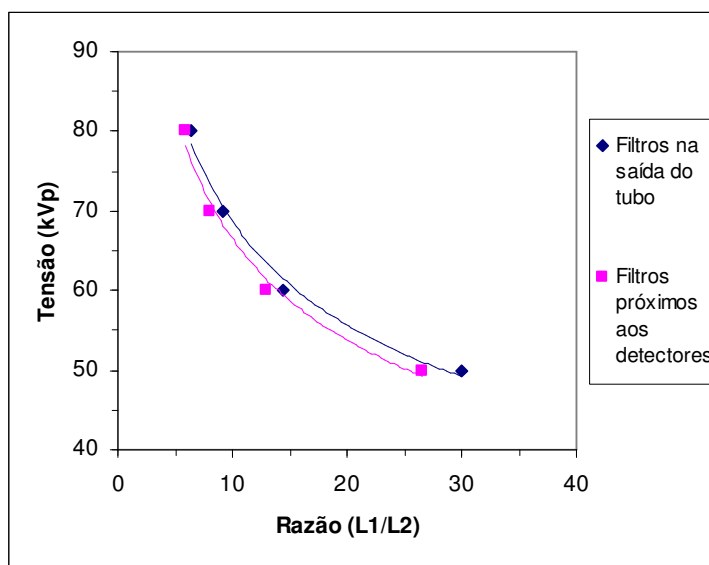


Figura 25: Curvas obtidas na simulação para a combinação de filtros 0,1/0,7 de cobre, posicionados na saída do tubo e próximos aos detectores.

Nas Tabelas 20 e 21 são mostrados os resultados obtidos das razões entre a leitura para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre com os três tipos de materiais termoluminescentes utilizados neste trabalho. A partir dos resultados pode-se observar que não há uma variação significativa entre as razões obtidas para os diferentes materiais detectores. Para a combinação 0,1/0,7, por exemplo, os percentuais do módulo da diferença em relação à média dos valores entre os detectores para 70kVp foram 3,0%, 0,2% e 2,9% para o LiF, CaF₂ e CaSO₄, respectivamente. Entre as combinações escolhidas, a maior diferença percentual obtida foi de 6,5% para simulações com o LiF em 80kVp.

Tabela 20: Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF₂ e CaSO₄ para 50 e 60kVp com os filtros próximos aos detectores.

Razão (L ₁ /L ₂)	Tensão					
	50kVp			60kVp		
	LiF	CaF ₂	CaSO ₄	LiF	CaF ₂	CaSO ₄
0,1/0,2	2,16	2,06	2,09	1,88	1,90	1,93
0,1/0,3	4,01	3,76	3,83	3,08	2,99	3,03
0,1/0,4	6,89	6,36	6,51	4,70	4,76	4,85
0,1/0,5	11,29	10,26	10,55	6,68	6,85	7,00
0,1/0,6	17,56	16,12	16,56	9,38	9,83	10,12
0,1/0,7	26,63	24,46	25,28	12,98	13,92	14,25
0,1/0,8	40,60	36,55	37,70	17,28	19,46	20,00
0,2/0,3	1,86	1,82	1,84	1,64	1,57	1,58
0,2/0,4	3,19	3,09	3,12	2,50	2,50	2,52
0,2/0,5	5,22	4,98	5,05	3,56	3,60	3,64
0,2/0,6	8,12	7,83	7,93	4,99	5,17	5,25
0,2/0,7	12,31	11,87	12,11	6,91	7,31	7,40
0,2/0,8	18,78	17,74	18,05	9,20	10,23	10,38
0,3/0,4	1,72	1,69	1,70	1,53	1,59	1,60
0,3/0,5	2,81	2,73	2,75	2,17	2,29	2,31
0,3/0,6	4,37	4,29	4,32	3,04	3,29	3,33
0,3/0,7	6,63	6,51	6,60	4,21	4,66	4,70
0,3/0,8	10,12	9,72	9,84	5,60	6,51	6,59
0,4/0,5	1,64	1,61	1,62	1,42	1,44	1,44
0,4/0,6	2,55	2,53	2,54	1,99	2,06	2,08
0,4/0,7	3,86	3,84	3,88	2,76	2,92	2,93
0,4/0,8	5,89	5,74	5,79	3,67	4,09	4,12
0,5/0,6	1,56	1,57	1,57	1,40	1,44	1,44
0,5/0,7	2,36	2,38	2,40	1,94	2,03	2,03
0,5/0,8	3,60	3,56	3,57	2,59	2,84	2,86
0,6/0,7	1,52	1,52	1,53	1,38	1,42	1,41
0,6/0,8	2,31	2,27	2,28	1,84	1,98	1,98
0,7/0,8	1,52	1,49	1,49	1,33	1,40	1,40

Tabela 21: Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF₂ e CaSO₄ para 70 e 80kVp com os filtros próximo aos detectores.

Razão (L ₁ /L ₂)	Tensão					
	70kVp			80kVp		
	LiF	CaF ₂	CaSO ₄	LiF	CaF ₂	CaSO ₄
0,1/0,2	1,70	1,68	1,70	1,61	1,59	1,61
0,1/0,3	2,57	2,54	2,58	2,26	2,29	2,32
0,1/0,4	3,63	3,59	3,68	3,04	3,10	3,16
0,1/0,5	4,92	4,90	5,01	3,89	4,04	4,11
0,1/0,6	6,41	6,48	6,65	4,84	5,12	5,23
0,1/0,7	8,07	8,34	8,56	5,90	6,35	6,48
0,1/0,8	10,35	10,63	10,97	7,12	7,75	7,93
0,2/0,3	1,51	1,51	1,52	1,40	1,43	1,44
0,2/0,4	2,13	2,14	2,16	1,89	1,94	1,96
0,2/0,5	2,89	2,91	2,95	2,42	2,53	2,55
0,2/0,6	3,76	3,86	3,91	3,01	3,21	3,25
0,2/0,7	4,74	4,96	5,03	3,67	3,98	4,02
0,2/0,8	6,08	6,32	6,45	4,43	4,86	4,93
0,3/0,4	1,41	1,42	1,42	1,35	1,36	1,36
0,3/0,5	1,91	1,93	1,94	1,72	1,77	1,77
0,3/0,6	2,49	2,55	2,58	2,14	2,24	2,25
0,3/0,7	3,14	3,29	3,32	2,61	2,78	2,79
0,3/0,8	4,02	4,19	4,25	3,15	3,39	3,42
0,4/0,5	1,35	1,36	1,36	1,28	1,30	1,30
0,4/0,6	1,76	1,80	1,81	1,59	1,65	1,66
0,4/0,7	2,22	2,32	2,33	1,94	2,05	2,05
0,4/0,8	2,85	2,96	2,98	2,34	2,50	2,51
0,5/0,6	1,30	1,32	1,33	1,24	1,27	1,27
0,5/0,7	1,64	1,70	1,71	1,51	1,57	1,58
0,5/0,8	2,11	2,17	2,19	1,83	1,92	1,93
0,6/0,7	1,26	1,29	1,29	1,22	1,24	1,24
0,6/0,8	1,62	2,27	2,28	1,47	1,52	1,52
0,7/0,8	1,28	1,49	1,49	1,21	1,22	1,22

A Figura 26 mostra as curvas obtidas na simulação para combinação 0,1/0,7 com os três tipos de TLD. Observa-se um aumento da razão para o fluoreto de lítio para as tensões mais baixas, justificada pelo fato da sua densidade ser menor que as densidades dos outros dois materiais (Tabela 3). A menor densidade do material faz com que uma menor quantidade de fótons seja depositada no detector. Este efeito aumenta principalmente para os feixes mais filtrados, ou seja, de maior energia média como é o caso dos detectores atrás do filtro de 0,7mmCu.

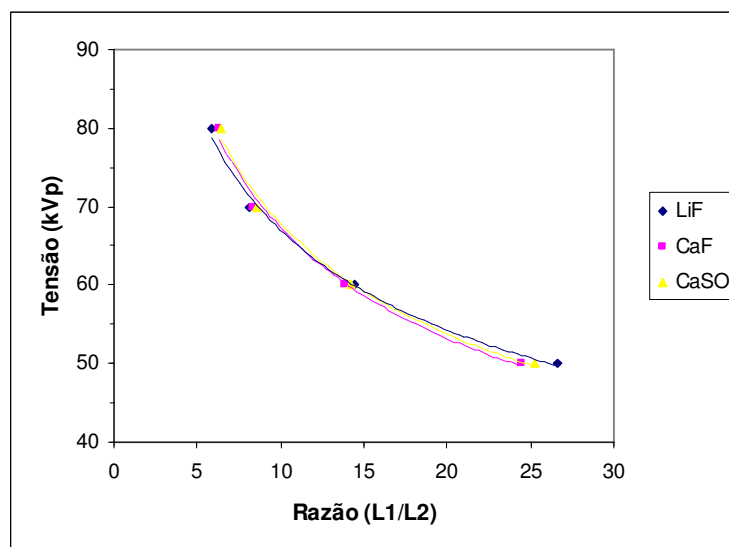


Figura 26: Curvas obtidas na simulação para a combinação de filtros 0,1/0,7 de cobre, para três tipos de TLD.

Os resultados da simulação para obter as razões entre as leituras para diferentes espessuras de filtros de alumínio com as leituras sem filtros, são mostrados na Tabela 22. Os filtros foram posicionados na saída do tubo de raios X e os resultados foram utilizados para obter as curvas Razão (L_0/L_{Al}) versus CSR (mmAl). No entanto, foram descartadas as combinações que apresentaram fatores de sensibilidade menor do que 0,10, dados pela variação entre a máxima e a mínima razão para faixa de tensão estudada, uma vez que os valores das razões aumentam com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. A partir de 2,0mmAl o fator de sensibilidade tende a ficar constante; no entanto, filtros mais espessos causam maior espalhamento da radiação e menor leitura do detector sendo estes fatores indesejáveis para as medições. Assim, optou-se em utilizar filtro de 3,0mmAl por ser o filtro de menor espessura que apresentou o fator de sensibilidade de 0,12, grafado em negrito na Tabela 22. Na Figura 27 tem-se a curva Razão versus CSR para o filtro de 2,992mm de espessura.

Tabela 22: Resultado das razões entre a leitura para diferentes espessuras de filtros de alumínio com as leituras sem filtros, posicionados na saída do tubo de raios X, obtidas por simulação.

Razão (L_{Al}/L_0)	50kVp	60kVp	70kVp	80kVp	Fator de Sensibilidade
1,0/0,0	0,66	0,70	0,72	0,74	0,08
1,5/0,0	0,55	0,59	0,62	0,65	0,10
2,0/0,0	0,46	0,50	0,54	0,57	0,11
2,5/0,0	0,39	0,44	0,47	0,51	0,11
3,0/0,0	0,34	0,39	0,43	0,46	0,12
3,5/0,0	0,29	0,34	0,38	0,41	0,12
4,0/0,0	0,25	0,30	0,34	0,37	0,12
5,0/0,0	0,15	0,19	0,23	0,26	0,11

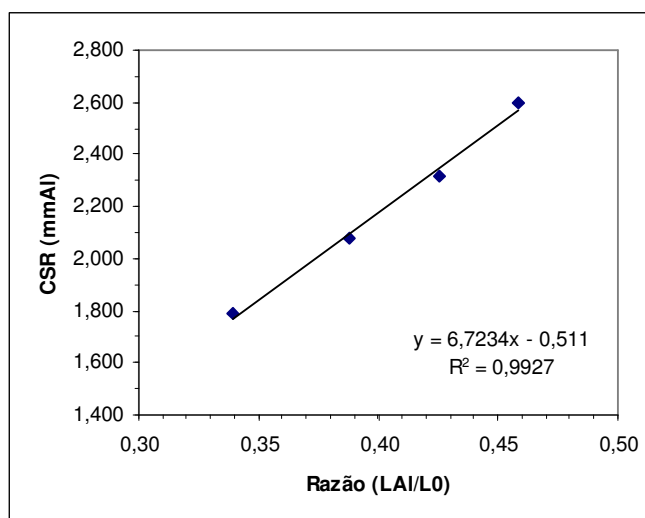


Figura 27: Gráfico da Razão (L_{Al}/L_0) versus CSR (mmAl) para uma espessura de filtro de alumínio, $L_{Al}=2,992\text{mm}$, com a equação da reta que ajusta os pontos e o coeficiente de correlação.

A equação de ajuste para os pontos do gráfico da Figura 27, apresentou um coeficiente de correlação quadrático de 0,9927.

4.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

4.3.1 Medições com câmara de ionização

4.3.1.1 Validação do modelo computacional de exposição externa EGS4/RXD

Os resultados obtidos com a câmara de ionização foram utilizados como referência para comparação com os demais estudos com outros tipos de detectores, bem como para as simulações, validando o modelo computacional proposto. As irradiações, inicialmente, foram realizadas para uma DFS=1m, I=10mA e tensões de 50kVp, 60kVp, 70kVp e 80kVp. As medições a 1m têm o objetivo de realizar este trabalho com bases metrológicas em feixes de referência, como os feixes padronizados pela norma IEC 61267, implantados no Laboratório de Calibração do CRCN-NE.

Os resultados obtidos com a câmara de ionização foram comparados com os valores obtidos com o modelo computacional de exposição externa EGS4/RXD (seção 4.2) por meio do desvio percentual do módulo da diferença entre as razões obtidas para uma dada combinação de filtros de cobre. Nas irradiações foram utilizados primeiramente os filtros de cobre posicionados na saída do tubo de raios X, reproduzindo o modelo computacional com o fantoma RXD0. As mesmas espessuras de cobre foram utilizadas, tanto nas simulações com nas medições experimentais.

As Tabelas 23 e 24 apresentam a comparação dos resultados das razões entre as leituras de referência e as obtidas pela simulação com TLD de fluoreto de lítio. O maior desvio percentual obtido foi de 8,76% para combinação 0,2/0,8 de cobre, sendo a média dos desvios para todas as combinações de filtros de 3,59% para 50kVp. Estes valores para 60, 70 e 80kVp, foram 5,61% e 2,84%, 4,86% e 1,97%, 3,89 e 1,77%, respectivamente. As combinações de filtros de cobre marcadas em negrito, correspondem àquelas escolhidas na seção 4.2, Tabelas 18 e 19.

Tabela 23: Comparação das razões obtidas para 50 e 60kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com LiF para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X.

Tensão		50kVp		60kVp		
Razão	C.I.	Simulação	Δ (%)	C.I.	Simulação	Δ (%)
0,1/0,2	2,33	2,28	2,15	2,00	1,97	1,50
0,1/0,3	4,11	4,06	1,22	3,16	3,12	1,27
0,1/0,4	7,37	7,39	0,27	5,00	4,93	1,40
0,1/0,5	11,60	11,83	1,98	7,06	7,11	0,71
0,1/0,6	18,12	19,05	5,13	9,83	10,20	3,76
0,1/0,7	29,16	29,92	2,61	13,88	14,38	3,60
0,1/0,8	44,17	46,92	6,23	19,33	20,06	3,78
0,2/0,3	1,76	1,78	1,14	1,58	1,59	0,63
0,2/0,4	3,16	3,24	2,53	2,51	2,51	0,00
0,2/0,5	4,98	5,20	4,42	3,54	3,62	2,26
0,2/0,6	7,77	8,36	7,59	4,93	5,19	5,27
0,2/0,7	12,51	13,13	4,96	6,95	7,32	5,32
0,2/0,8	18,94	20,60	8,76	9,68	10,21	5,48
0,3/0,4	1,80	1,82	1,11	1,58	1,58	0,00
0,3/0,5	2,83	2,91	2,83	2,23	2,28	2,24
0,3/0,6	4,42	4,69	6,11	3,11	3,27	5,14
0,3/0,7	7,10	7,36	3,66	4,39	4,61	5,01
0,3/0,8	10,76	11,55	7,34	6,11	6,43	5,24
0,4/0,5	1,57	1,60	1,91	1,41	1,44	2,13
0,4/0,6	2,46	2,58	4,88	1,96	2,07	5,61
0,4/0,7	3,95	4,05	2,53	2,77	2,92	5,42
0,4/0,8	5,99	6,35	6,01	3,86	4,07	5,44
0,5/0,6	1,56	1,61	3,21	1,39	1,43	2,88
0,5/0,7	2,51	2,53	0,80	1,97	2,02	2,54
0,5/0,8	3,81	3,96	3,94	2,74	2,82	2,92
0,6/0,7	1,61	1,57	2,48	1,41	1,41	0,00
0,6/0,8	2,44	2,46	0,82	1,97	1,97	0,00
0,7/0,8	1,51	1,57	3,97	1,39	1,39	0,00

Tabela 24: Comparação das razões obtidas para 70 e 80kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com LiF para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X.

Tensão		70kVp			80kVp		
Razão	C.I.	Simulação	Δ (%)	C.I.	Simulação	Δ (%)	
0,1/0,2	1,81	1,79	1,10	1,67	1,66	0,60	
0,1/0,3	2,67	2,62	1,87	2,34	2,30	1,71	
0,1/0,4	3,88	3,85	0,77	3,21	3,18	0,93	
0,1/0,5	5,19	5,22	0,58	4,05	4,06	0,25	
0,1/0,6	6,81	6,84	0,44	5,07	5,14	1,38	
0,1/0,7	8,92	9,13	2,35	6,33	6,46	2,05	
0,1/0,8	11,52	11,89	3,21	7,79	7,97	2,31	
0,2/0,3	1,48	1,47	0,68	1,39	1,38	0,72	
0,2/0,4	2,15	2,15	0,00	1,92	1,92	0,00	
0,2/0,5	2,88	2,92	1,39	2,42	2,44	0,83	
0,2/0,6	3,77	3,82	1,33	3,02	3,09	2,32	
0,2/0,7	4,94	5,10	3,24	3,78	3,89	2,91	
0,2/0,8	6,38	6,65	4,23	4,65	4,79	3,01	
0,3/0,4	1,46	1,47	0,68	1,37	1,39	1,46	
0,3/0,5	1,95	1,99	2,05	1,74	1,77	1,72	
0,3/0,6	2,55	2,61	2,35	2,17	2,24	3,23	
0,3/0,7	3,34	3,48	4,19	2,71	2,81	3,69	
0,3/0,8	4,32	4,53	4,86	3,34	3,47	3,89	
0,4/0,5	1,34	1,36	1,49	1,26	1,28	1,59	
0,4/0,6	1,75	1,77	1,14	1,58	1,61	1,90	
0,4/0,7	2,3	2,37	3,04	1,97	2,03	3,05	
0,4/0,8	2,97	3,08	3,70	2,43	2,50	2,88	
0,5/0,6	1,31	1,31	0,00	1,25	1,27	1,60	
0,5/0,7	1,72	1,75	1,74	1,56	1,59	1,92	
0,5/0,8	2,22	2,28	2,70	1,92	1,96	2,08	
0,6/0,7	1,31	1,34	2,29	1,25	1,26	0,80	
0,6/0,8	1,69	1,74	2,96	1,54	1,55	0,65	
0,7/0,8	1,29	1,30	0,78	1,23	1,23	0,00	

A Tabela 25 fornece os valores obtidos experimentalmente com a câmara de ionização, comparados com os valores obtidos para as simulações com detectores de CaF_2 e CaSO_4 como materiais TL para a tensão do tubo de 60kVp.

Tabela 25: Comparação das razões obtidas para 60kVp dos valores de referência com a câmara de ionização com os resultados das simulações com CaF_2 e CaSO_4 para os filtros posicionados na saída do tubo de raios X.

TLD		CaF_2		CaSO_4		
Razão	C.I.	Simulação	Δ (%)	C.I.	Simulação	Δ (%)
0,1/0,2	2,00	1,90	5,00	2,00	1,93	3,50
0,1/0,3	3,16	2,99	5,38	3,16	3,03	4,11
0,1/0,4	5,00	4,76	4,80	5,00	4,85	3,00
0,1/0,5	7,06	6,85	2,97	7,06	7,00	0,85
0,1/0,6	9,83	9,83	0,00	9,83	10,12	2,95
0,1/0,7	13,88	13,92	0,29	13,88	14,25	2,67
0,1/0,8	19,33	19,46	0,67	19,33	20,00	3,47
0,2/0,3	1,58	1,57	0,63	1,58	1,58	0,00
0,2/0,4	2,51	2,50	0,40	2,51	2,52	0,40
0,2/0,5	3,54	3,60	1,69	3,54	3,64	2,82
0,2/0,6	4,93	5,17	4,87	4,93	5,25	6,49
0,2/0,7	6,95	7,31	5,18	6,95	7,40	6,47
0,2/0,8	9,68	10,23	5,68	9,68	10,38	7,23
0,3/0,4	1,58	1,59	0,63	1,58	1,60	1,27
0,3/0,5	2,23	2,29	2,69	2,23	2,31	3,59
0,3/0,6	3,11	3,29	5,79	3,11	3,33	7,07
0,3/0,7	4,39	4,66	6,15	4,39	4,70	7,06
0,3/0,8	6,11	6,51	6,55	6,11	6,59	7,86
0,4/0,5	1,41	1,44	2,13	1,41	1,44	2,13
0,4/0,6	1,96	2,06	5,10	1,96	2,08	6,12
0,4/0,7	2,77	2,92	5,42	2,77	2,93	5,78
0,4/0,8	3,86	4,09	5,96	3,86	4,12	6,74
0,5/0,6	1,39	1,44	3,60	1,39	1,44	3,60
0,5/0,7	1,97	2,03	3,05	1,97	2,03	3,05
0,5/0,8	2,74	2,84	3,65	2,74	2,86	4,38
0,6/0,7	1,41	1,42	0,71	1,41	1,41	0,00
0,6/0,8	1,97	1,98	0,51	1,97	1,98	0,51
0,7/0,8	1,39	1,40	0,72	1,39	1,40	0,72

O maior desvio percentual obtido foi de 6,55% para combinação 0,3/0,8 de cobre, sendo a média dos desvios de 3,22% com CaF_2 e, 7,86% e 3,71% para o CaSO_4 , ambos para 60kVp. As simulações também foram realizadas para as demais tensões estudadas, os valores dos maiores desvios percentuais (Δ %) obtidos são mostrados na Tabela 26 para os três tipos de TLD utilizados, comparados com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização.

Tabela 26: Desvios máximos e médias dos desvios obtidos para simulações com LiF, CaF₂ e CaSO₄, comparados com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização.

Razão	Tensão	50kVp		60kVp		70kVp		80kVp	
	Desvios (%)	$\Delta_{\text{máx}}$	$\bar{\Delta}$	$\Delta_{\text{máx}}$	$\bar{\Delta}$	$\Delta_{\text{máx}}$	$\bar{\Delta}$	$\Delta_{\text{máx}}$	$\bar{\Delta}$
LiF		8,75	3,59	5,40	2,85	4,96	1,98	3,97	1,77
CaF ₂		7,30	3,49	6,55	3,22	8,33	3,71	13,12	5,94
CaSO ₄		7,90	3,51	7,86	3,71	9,40	4,27	14,84	6,82

Na Tabela 27 podem-se observar os resultados obtidos para as razões entre a leitura para as melhores combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados próximos aos TLD, obtidas para simulações com LiF, CaF₂ e CaSO₄ para 60kVp e os respectivos desvios comparados com a câmara de ionização nas mesmas condições.

Tabela 27: Comparação das razões obtidas para simulações com LiF, CaF₂ e CaSO₄ para 60kVp, com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização para os filtros colocados próximo aos detectores.

Razão	Tensão	60kVp						
	Tipo de Detector	C.I.	LiF	$\Delta\%$	CaF ₂	$\Delta\%$	CaSO ₄	$\Delta\%$
0,1/0,6		9,46	9,38	0,85	9,03	4,55	9,27	2,01
0,1/0,7		12,62	12,98	2,85	12,40	1,74	12,77	1,19
0,1/0,8		17,55	17,28	1,54	16,60	5,41	17,06	2,79
0,2/0,8		8,97	9,2	2,56	9,14	1,90	9,29	3,57

Os resultados mostram que os valores experimentais e simulados, diferem em no máximo 5,41%, validando o modelo computacional proposto.

A Tabela 28 apresenta as equações das curvas de ajustes dos pontos para as combinações de filtros de cobre escolhidas.

Tabela 28: Equações de ajuste para as curvas Razão (L_1/L_2) versus Tensão (kVp) para as melhores combinações de filtros de cobre escolhidas nas medições com câmara de ionização.

Razão	Equação de Ajuste	R ²
0,1/0,6	Tensão = $142,4(L_1/L_2)^{-0,3666}$	0,9893
0,1/0,7	Tensão = $137,6(L_1/L_2)^{-0,3050}$	0,9877
0,1/0,8	Tensão = $136,2(L_1/L_2)^{-0,2686}$	0,9896
0,2/0,8	Tensão = $130,7(L_1/L_2)^{-0,3318}$	0,9893

Os ajustes obtidos representam aproximadamente 99% dos pontos dados pelo coeficiente de correlação quadrático R².

Na Tabela 29 pode-se observar os resultados obtidos para as razões entre as leituras para as melhores combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados nas duas geometrias: na saída do tubo e junto à câmara de ionização, para uma DFS=1m, I=10mA e tensões estudadas.

Tabela 29: Comparação entre as razões para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados na saída do tubo e junto à câmara de ionização, para diferentes tensões de pico.

Razão	Tensão		50kVp			60kVp		
	Posição dos filtros	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	
0,1/0,6		18,12	16,77	7,45	9,83	9,46	3,76	
0,1/0,7		29,16	23,76	18,52	13,88	12,62	9,08	
0,1/0,8		44,17	37,77	14,49	19,33	17,55	9,21	
0,2/0,8		18,94	16,82	11,19	9,68	8,97	7,33	

Razão	Tensão		70kVp			80kVp		
	Posição dos filtros	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	
0,1/0,6		6,81	6,62	2,79	5,07	5,03	0,79	
0,1/0,7		8,92	8,43	5,49	6,33	6,19	2,21	
0,1/0,8		11,52	10,87	5,64	7,79	7,57	2,82	
0,2/0,8		6,38	6,09	4,55	4,65	4,55	2,15	

Observa-se que as maiores desvios percentuais ($\Delta\%$) entre as razões obtidas ocorrem para tensões do tubo de raios X mais baixas e maiores espessuras dos filtros e ao aproximarem-se os filtros do detector às razões entre as leituras diminuem. Este fato ocorre devido à maior contribuição da radiação espalhada pelos filtros de maior espessura nas leituras, principalmente para as tensões mais baixas e, possivelmente, aos fótons de raios X característicos emitidos pelo cobre, que são de 8keV. Para redução deste efeito, testou-se a sugestão dada por Salgado (2005) da inclusão de um filtro de 0,1mmAl por trás dos filtros de cobre, no intuito do mesmo absorver esses fótons. No entanto, para as medições com câmara de ionização, os resultados obtidos não foram satisfatórios como mostrado na Tabela 30. As diferenças percentuais aumentaram ao invés de diminuir, como se esperava. O que ocorre é que o filtro de 0,1mmAl absorve os fótons de baixa energia, presentes em maior quantidade no espectro filtrado com 0,1mmCu, e que já foram absorvidos pelos espectros filtrados com 0,7mmCu, fazendo com que a leitura L1 diminua, consequentemente diminuindo os valores das razões (L_1/L_2).

Tabela 30: Comparação entre as razões para diferentes combinações de espessuras de filtros de cobre posicionados junto à câmara de ionização com a inclusão do filtro de 0,1mmAl por trás dos filtros de cobre, para diferentes tensões de pico.

Razão	Tensão		50kVp		60kVp		
	Posição dos filtros	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$
0,1/0,6		18,12	15,32	15,45	9,83	8,82	10,27
0,1/0,7		29,16	22,38	23,25	13,88	11,96	13,83
0,1/0,8		44,17	32,92	25,47	19,33	16,02	17,12
0,2/0,8		18,94	14,82	21,75	9,68	8,29	14,36

Razão	Tensão		70kVp		80kVp		
	Posição dos filtros	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$	Na saída do tubo	Junto à C.I.	$\Delta\%$
0,1/0,6		6,81	6,16	9,54	5,07	4,70	7,30
0,1/0,7		8,92	7,86	11,88	6,33	5,74	9,32
0,1/0,8		11,52	9,98	13,37	7,79	6,97	10,53
0,2/0,8		6,38	5,67	11,13	4,65	4,26	8,39

4.3.1.2 Estimativa das incertezas para medições com câmara de ionização

Nas Tabelas 31 a 33 são descritas as componentes de incertezas levadas em consideração para as medidas com câmara de ionização, para determinação da razão entre as leituras em kerma no ar, CSR e tensão do tubo de raios X, respectivamente.

Tabela 31: Fontes de incertezas para determinação do kerma no ar incidente com câmara de ionização.

Fonte de Incerteza	Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incerteza padrão da média de 10 leituras	A	$\pm 0,53$	Normal	1	0,53
Incerteza para medição das espessuras dos filtros	A	± 2	Retangular	$\sqrt{3}$	1,15
Certificado de calibração da câmara de ionização	B	$\pm 0,9$	Retangular	2	0,45
Certificado de calibração do micrômetro	B	± 1	Retangular	$\sqrt{3}$	0,58
Incerteza do Laboratório de Calibração	B	± 2	Retangular	$\sqrt{3}$	1,15
Incerteza combinada padrão			Suposta Normal		1,86
Incerteza expandida			Suposta Normal		3,72

Tabela 32: Fontes de incertezas para determinação da CSR com câmara de ionização.

Fonte de Incerteza	Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incertezas para as medições com câmara de ionização	B	$\pm 1,46$	Suposta Normal	1	1,86
Incerteza do ajuste p/ $L_{AI}=2,99\text{mm}$ e 50kV	A	$\pm 0,49$	Normal	1	0,49
Incerteza combinada padrão			Suposta Normal		1,92
Incerteza expandida			Suposta Normal		3,84

Tabela 33: Fontes de incertezas para determinação da tensão de pico com câmara de ionização.

Fonte de Incerteza	Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incertezas para as medições com câmara de ionização	B	$\pm 1,46$	Suposta Normal	1	1,86
Maior incerteza obtida com o ajuste p/ 50kV	A	$\pm 0,35$	Normal	1	0,35
Incerteza combinada padrão			Suposta Normal		1,89
Incerteza expandida			Suposta Normal		3,78

4.3.2 Medições com TLD

Os resultados obtidos com os detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD100), fluoreto de cálcio (TLD 200 e 400) e sulfato de cálcio (CaSO_4) utilizados neste trabalho foram comparados com os valores de referência obtidos com a câmara de ionização padrão. Os TLD foram irradiados nas mesmas condições utilizadas nas medições com câmara de ionização. O TLD100 foi descartado por apresentar leituras após os filtros de cobre próximos ao seu limiar de detecção, resultando em valores das razões obtidas muito próximas para a faixa de tensão e níveis de exposição estudados.

Nas Tabelas 34 a 36, tem-se os resultados obtidos com os TLD200, TLD400 e CaSO_4 , respectivamente, das razões entre as leituras para as melhores combinações de espessuras de filtros de cobre, selecionadas das simulações e medições com câmara de ionização. Os filtros foram posicionados na saída do tubo de raios X.

Tabela 34: Comparação das razões obtidas com TLD200 e câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionados na saída do tubo de raios X.

Tensão		50kVp		60kVp		
Razão	C.I.	TLD200	Δ (%)	C.I.	TLD200	Δ (%)
0,1/0,6	18,12	14,63	19,26	9,83	9,54	2,95
0,1/0,7	29,16	23,10	20,78	13,88	14,60	5,19
0,1/0,8	44,17	33,55	24,04	19,33	22,55	16,66
0,2/0,8	18,94	15,81	16,53	9,68	11,81	22,00
Tensão		70kVp		80kVp		
Razão	C.I.	TLD200	Δ (%)	C.I.	TLD200	Δ (%)
0,1/0,6	6,81	5,52	18,94	5,07	5,05	0,39
0,1/0,7	8,92	7,15	19,84	6,33	4,99	21,17
0,1/0,8	11,52	9,60	16,67	7,79	7,60	2,44
0,2/0,8	6,38	5,03	21,16	4,65	5,50	18,28

Tabela 35: Comparação das razões obtidas com TLD400 e câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionados na saída do tubo de raios X.

Tensão		50kVp		60kVp		
Razão	C.I.	TLD400	Δ (%)	C.I.	TLD400	Δ (%)
0,1/0,6	18,12	16,19	10,65	9,83	8,21	16,48
0,1/0,7	29,16	25,38	12,96	13,88	13,02	6,20
0,1/0,8	44,17	34,70	21,44	19,33	15,08	21,99
0,2/0,8	18,94	17,59	7,13	9,68	8,70	10,12
Tensão		70kVp		80kVp		
Razão	C.I.	TLD400	Δ (%)	C.I.	TLD400	Δ (%)
0,1/0,6	6,81	4,67	31,42	5,07	3,82	24,65
0,1/0,7	8,92	7,61	14,69	6,33	5,66	10,58
0,1/0,8	11,52	7,88	31,60	7,79	7,06	9,37
0,2/0,8	6,38	5,06	20,69	4,65	4,72	1,51

Tabela 36: Comparação das razões obtidas CaSO_4 e com câmara de ionização para diferentes combinações de filtros de cobre posicionados na saída do tubo de raios X.

Tensão		50kVp		60kVp		
Razão	C.I.	CaSO_4	Δ (%)	C.I.	CaSO_4	Δ (%)
0,1/0,6	18,12	19,55	7,89	9,83	9,25	5,90
0,1/0,7	29,16	21,30	26,95	13,88	11,48	17,29
0,1/0,8	44,17	42,49	3,80	19,33	21,48	11,12
0,2/0,8	18,94	17,14	9,50	9,68	12,59	30,06
Tensão		70kVp		80kVp		
Razão	C.I.	CaSO_4	Δ (%)	C.I.	CaSO_4	Δ (%)
0,1/0,6	6,81	8,66	27,17	5,07	5,55	9,47
0,1/0,7	8,92	11,20	25,56	6,33	6,00	5,21
0,1/0,8	11,52	13,19	14,50	7,79	9,60	23,23
0,2/0,8	6,38	4,46	30,09	4,65	5,94	27,74

Os desvios percentuais de até 30% entre as leituras com TLD comparados com a câmara de ionização estão dentro das incertezas estimadas, vistas a seguir. No entanto, estes resultados podem ser melhorados com a escolha de um lote de TLD mais homogêneo e obtenção dos fatores de correção para dependência energética individualmente, ou seja, para cada energia efetiva do espectro de raios X utilizado.

4.3.2.1 Estimativa das incertezas para medições com TLD

Nas Tabelas 37, 38, 39 e 40 se tem descritas as componentes de incertezas estimadas para as medidas com cada tipo de TLD para determinação da leitura em kerma no ar incidente, razão entre duas leituras, CSR e tensão do tubo de raios X, respectivamente. Para a razão entre duas leituras aplica-se a Equação 2 da seção 3.2.2 para os resultados obtidos da Tabela 37.

Tabela 37: Fontes de incertezas para as medições com TLD.

Fonte de Incerteza		Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incerteza para reprodutibilidade do lote de TLD	TLD200	A	$\pm 2,66$	Normal	1	2,66
	TLD400	A	$\pm 7,83$	Normal	1	7,83
	CaSO ₄	A	$\pm 4,88$	Normal	1	4,88
Incerteza da média de 5 leituras	TLD200	A	$\pm 9,75$	Normal	1	9,75
	TLD400	A	$\pm 5,68$	Normal	1	5,68
	CaSO ₄	A	$\pm 8,75$	Normal	1	8,75
Incerteza da leitora		A	$\pm 0,78$	Normal	1	0,78
Incerteza do micrômetro		B	$\pm 1,00$	Retangular	$\sqrt{3}$	0,58
Espessura dos filtros		A	$\pm 2,00$	Retangular	$\sqrt{3}$	1,15
Incerteza do Laboratório de Calibração		B	$\pm 2,00$	Retangular	$\sqrt{3}$	1,15
Incerteza combinada padrão	TLD200			Suposta Normal		10,28
	TLD400					9,86
	CaSO ₄					10,19
Incerteza expandida (k=2)	TLD200			Suposta Normal		20,56
	TLD400					19,71
	CaSO ₄					20,39

Tabela 38: Fontes de incertezas para determinação da razão entre as leituras dos TLD em kerma no ar incidente.

Fonte de Incerteza			Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incerteza para medições da razão com TLD	TLD200	A		±14,54	Normal	1	14,54
	TLD400	A		±13,94	Normal	1	13,94
	CaSO ₄	A		±14,41	Normal	1	14,41
Incerteza para a dependência energética dos TLD	TLD200	A		±0,67	Normal	1	0,67
	TLD400	A		±1,80	Normal	1	1,80
	CaSO ₄	A		±2,90	Normal	1	2,90
Incerteza para o desvanecimento dos TLD	TLD200	A		±5,00	Normal	1	5,00
	TLD400	A		±4,00	Normal	1	4,00
	CaSO ₄	A		±0,01	Normal	1	0,01
Incerteza para a determinação do RCF	TLD200	A		±2,00	Normal	1	2,00
	TLD400	A		±2,00	Normal	1	2,00
	CaSO ₄	A		±2,00	Normal	1	2,00
Incerteza combinada padrão	TLD200						15,51
	TLD400				Suposta Normal		14,75
	CaSO ₄						14,83
Incerteza expandida (k=2)	TLD200						31,04
	TLD400				Suposta Normal		29,50
	CaSO ₄						29,67

Tabela 39: Fontes de incertezas para determinação da CSR com TLD.

Fonte de Incerteza			Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incerteza para medições da razão em kerma no ar incidente com TLD	TLD200	A		±15,51	Normal	1	15,51
	TLD400	A		±14,75	Normal	1	14,75
	CaSO ₄	A		±14,83	Normal	1	14,83
Incerteza do ajuste p/L _{A1} =2,99mm e 50kV			A	±0,49	Normal	1	0,49
Incerteza combinada padrão	TLD200						15,52
	TLD400				Suposta Normal		14,76
	CaSO ₄						14,84
Incerteza expandida (k=2)	TLD200						31,04
	TLD400				Suposta Normal		29,52
	CaSO ₄						29,68

Tabela 40: Fontes de incertezas para determinação da tensão de pico com TLD.

Fonte de Incerteza			Tipo	Valor (%)	Distribuição de probabilidade	Divisor	Incerteza padrão (%)
Incerteza para medições da razão em kerma no ar incidente com TLD	TLD200	A	±15,51	Normal	1	15,51	
	TLD400	A	±14,75	Normal	1	14,75	
	CaSO ₄	A	±14,83	Normal	1	14,83	
	Maior incerteza obtida com o ajuste p/ 50kV		A	±0,35	Normal	1	0,35
Incerteza combinada padrão		TLD200		Suposta Normal		15,51	
		TLD400				14,75	
		CaSO ₄				14,83	
Incerteza expandida (k=2)		TLD200		Suposta Normal		31,03	
		TLD400				29,51	
		CaSO ₄				29,67	

Pelos resultados obtidos nas medições com TLD de fluoreto de cálcio (TLD200 e TLD400) e sulfato de cálcio, observa-se que qualquer um dos três tipos pode ser utilizado no CDO. No entanto, optamos pelo TLD200 por ter apresentado melhor reprodutibilidade de resposta na calibração.

4.4 SIMULAÇÃO COM O MODELO EGS4/CDO

O modelo EGS4/CDO, representativo do Cartão Dosimétrico Odontológico, foi utilizado para o estudo das características externas e internas do dispositivo desenvolvido no CRCN-NE. Inicialmente, realizaram-se simulações para as espessuras originais de filtros de alumínio e cobre para determinação da tensão de pico e CSR do feixe de raios X, além do tipo de detector a ser utilizado. As espessuras de filtros originais são de 0,2 e 0,6mm de cobre para determinação da kVp e 3,1mm de alumínio para determinação da CSR. Sua estrutura inicial (protótipo) foi avaliada para diferentes tipos, dimensões e posicionamento dos materiais que compõem a estrutura externa e interna. Nesta etapa, também foram realizados estudos da variação da geometria de irradiação do dispositivo: distância fonte-superfície do detector (DFS), tamanho e forma do campo de radiação e

angulação do feixe, além da energia de corte para fótons e elétrons. Os estudos visaram demonstrar, por meio de gráficos, Razão versus Tensão (kVp), a utilidade do modelo computacional desenvolvido para os estudos dos diversos parâmetros para construção do CDO. Na Figura 28 tem-se uma comparação entre as curvas obtidas experimentalmente e por simulação para determinação da tensão de pico. A energia de corte para fótons (PCUT) e energia de corte para elétrons (ECUT) selecionadas foram de 2keV e 2keV, respectivamente para a DFS de 1m e campo de radiação com 6cm de diâmetro.

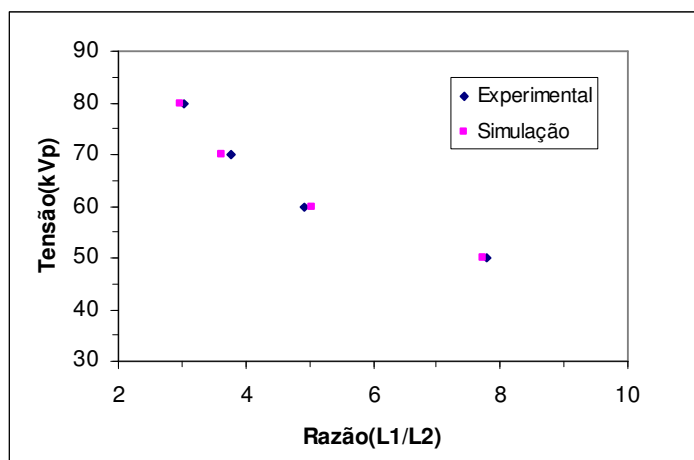


Figura 28: Curvas para determinação da tensão de pico obtidas experimentalmente e por simulação, para a combinação 0,2/0,6.

As variações de respostas estão dentro das incertezas estimadas para as medições com câmara de ionização.

4.4.1 Estudo da influência dos materiais na leitura dos TLD

Neste estudo simularam-se as exposições do CDO a partir de uma composição inicial de uma caixa de ar, com oito TLD. Em seguida foi adicionado o filtro de alumínio com 3,1mm (Cu0206c/Al), o material do suporte (Cu0206c/plas), Policdo, e as cavidades internas de ar do CDO (Cu0206cav), sempre seguindo a ordem em que aparecem no sentido antero-posterior e o mesmo posicionamento no

objeto real. As dimensões de cada meio são dadas na Tabela 1, seção 3.1.1. Os resultados obtidos são mostrados no gráfico da Figura 29, para obtenção da tensão de pico.

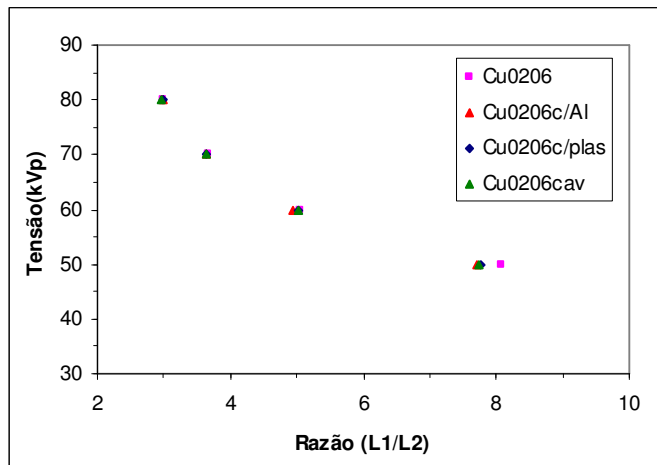


Figura 29: Influência dos diferentes meios na curva para determinação da tensão de pico.

Este estudo serve como exemplo de como se podem ir adicionando meios e materiais aos fantasmas, buscando avaliar as suas influências nas medições experimentais. Observa-se um aumento da razão obtida para 50kVp na simulação apenas dos filtros de cobre e TLD em uma caixa de ar (Co0206), devido à não contribuição da radiação espalhada e retro-espalhada pelos materiais adicionados nas leituras dos detectores e atenuação maior do filtro de 0,6mm de cobre nesta tensão.

4.4.2 Estudo da influência das dimensões dos filtros de cobre

Foram simuladas as exposições do CDO em sua composição real, utilizando-se duas dimensões, altura e largura, de filtros de cobre, a original com 15,3mm x 15,3mm e, uma outra com 4,8mm x 4,8mm, tamanho mínimo para cobrir os detectores. Os resultados obtidos são mostrados no gráfico da Figura 30, utilizado para obtenção da tensão de pico.

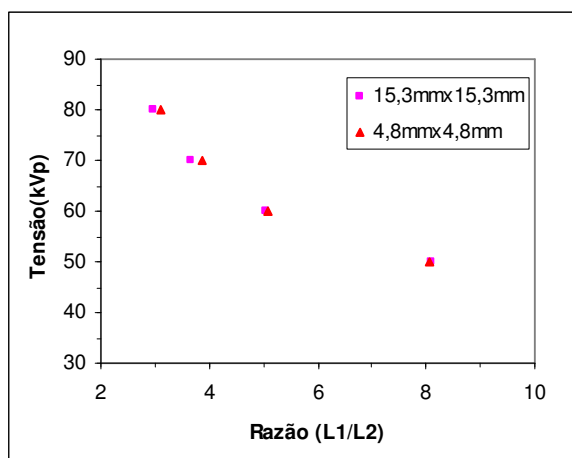


Figura 30: Influência das dimensões, altura e largura, de filtros de cobre na curva para determinação da tensão de pico.

4.4.3 Estudo da influência da DFS

Este estudo é importante no sentido de fornecer uma avaliação sobre as exposições nas distâncias utilizadas em Radiologia Odontológica, uma vez que nas condições metrológicas de calibração esta distância é fixada em 1m segundo a norma IEC 61267. Foram simuladas as exposições do CDO em sua composição real e DFS de 24cm, para comparação. Os resultados obtidos podem ser vistos no gráfico da Figura 31, utilizado para obtenção da tensão de pico.

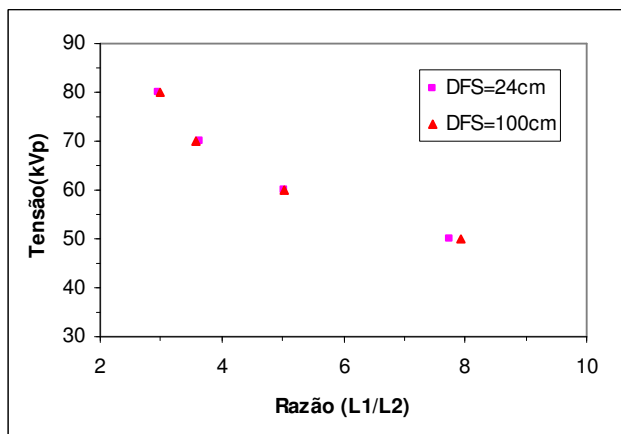


Figura 31: Influência da DFS na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6.

4.4.4 Estudo da influência do tamanho do campo de radiação

Foram simuladas as exposições do CDO em sua composição real a uma DFS de 24cm para a fonte pontual circular divergente com diferentes raios (RFIELD), 2,95 e 3,95cm, para comparação. Os resultados obtidos podem ser vistos no gráfico da Figura 32, utilizado para obtenção da tensão de pico.

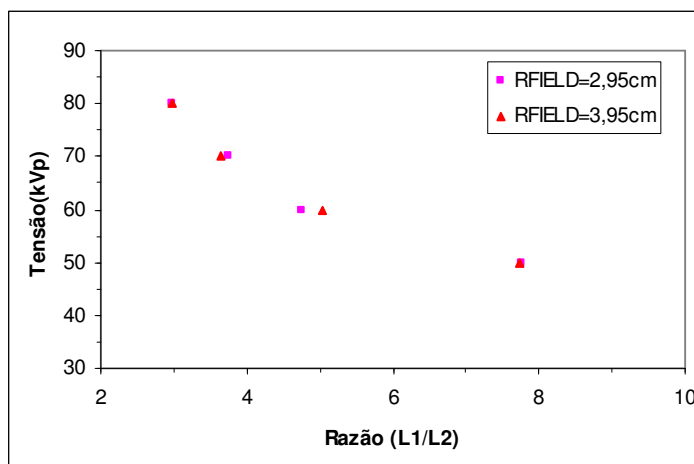


Figura 32: Influência do tamanho do campo de radiação na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6.

4.4.5 Estudo da influência da energia de corte para elétrons (ECUT)

Foram simuladas as exposições do CDO em sua composição real para uma DFS de 24cm e energia de corte para elétrons (ECUT) de 1keV e 100keV para comparação. Os resultados obtidos podem ser vistos no gráfico da Figura 33, utilizado para obtenção da tensão de pico.

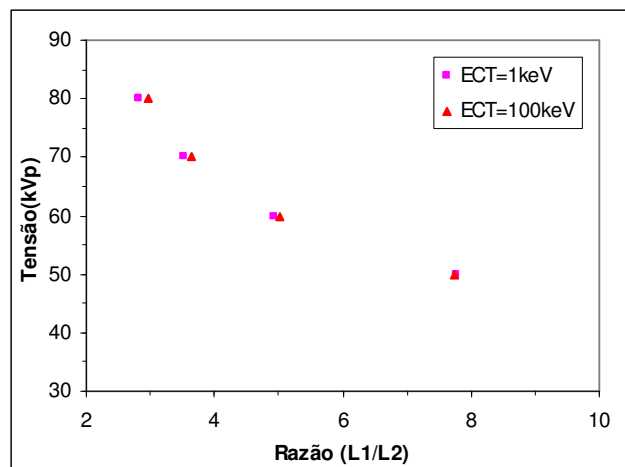


Figura 33: Influência da energia de corte para elétrons na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,2/0,6.

Os estudos demonstraram a grande utilidade do modelo computacional para determinação das características do dispositivo proposto tendo, como fator principal, a praticidade de realizá-los, a interatividade com os diversos parâmetros a serem avaliados e o menor tempo requerido para realização. O que experimentalmente levaria meses pode ser determinado em dias, além de menores custos.

4.4.6 Estudo para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7

Foram simuladas as exposições do CDO para uma DFS de 1m, campo de radiação com 6cm de diâmetro e energia de corte para fótons (PCUT) e elétrons (ECUT) de 2keV e 2keV, respectivamente. Neste estudo utilizaram-se as espessuras de filtros de cobre escolhidas anteriormente para obtenção da tensão de pico com 0,1/0,7 milímetros. Aplicado o ajuste de potência tem-se a equação para obtenção da tensão de pico e o coeficiente de correlação (Figura 34).

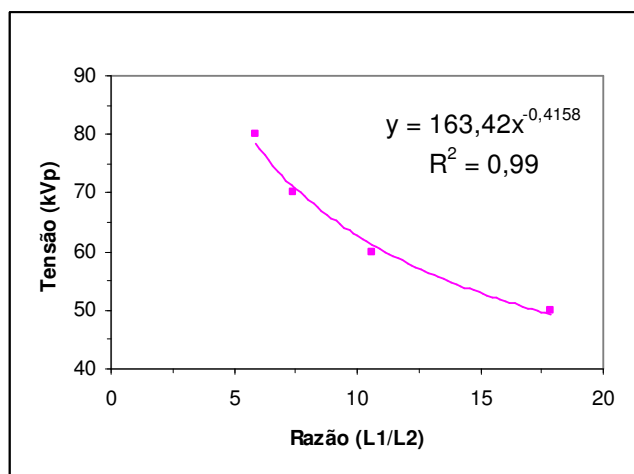


Figura 34: Curva para a combinação de espessuras de filtros de cobre 0,1/0,7 para obtenção da tensão de pico, simulada com o modelo EGS4/CDO.

Foram realizados estudos para DFS, tamanho de campo e energia de corte para elétrons com a combinação de filtros de cobre escolhida 0,1/0,7. Os resultados estão mostrados nas Figuras 35, 36 e 37.

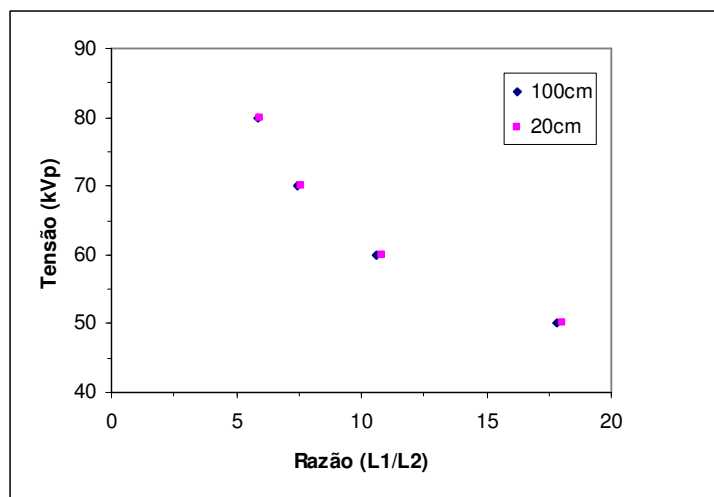


Figura 35: Influência da DFS na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7.

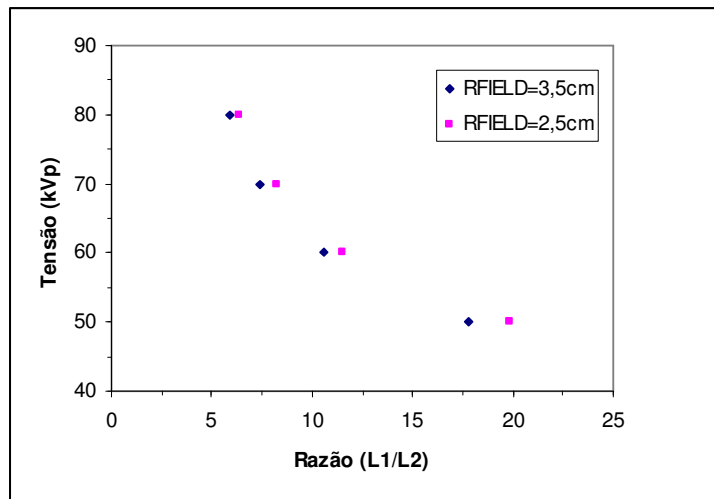


Figura 36: Influência do tamanho do campo de radiação na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7.

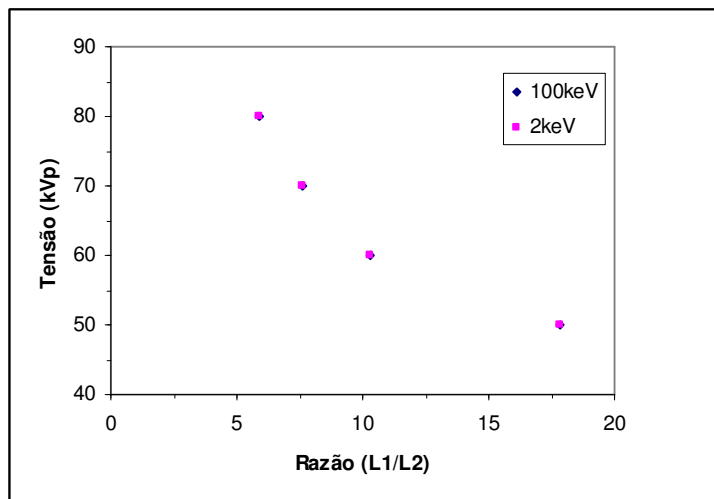


Figura 37: Influência da energia de corte para elétrons na curva para determinação da tensão de pico para combinação de filtros de cobre 0,1/0,7.

Com os resultados obtidos, definiu-se para confecção do CDO o detector TLD200 de fluoreto de cálcio por apresentar maior sensibilidade para a faixa de energia estudada, combinação de filtros de cobre 0,1/0,7 por apresentar coeficiente de sensibilidade igual a 23,46 (Tabela 18), menor apenas que a combinação 0,1/0,8, mas sem o inconveniente de atenuar demais o feixe como o filtro de 0,8mm, manteve-se o filtro de alumínio original com 3,1mm de espessura

por já estar disponível e também apresentar coeficiente de sensibilidade igual a 0,12. O resultado da simulação para determinação da CSR é visto a seguir.

4.4.7 Estudo para determinação da CSR

Foram realizadas simulações para o CDO com filtro de 3,1mmAl para determinação da curva Razão (L_0/L_{Al}) versus CSR (mmAl). Os resultados estão mostradas na Figura 38.

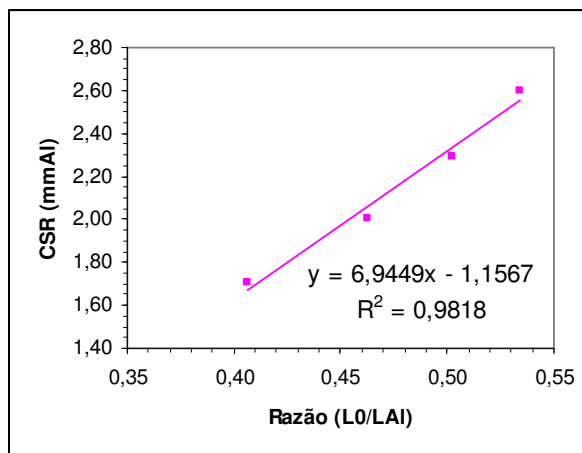


Figura 38: Gráfico da Razão (L_0/L_{Al}) versus CSR (mmAl) para uma espessura de filtro de alumínio, $L_{Al}=3,1\text{mm}$, com a equação da reta que ajusta os pontos e o coeficiente de correlação.

4.5 TAMANHO DO CAMPO DE RADIAÇÃO E IMAGEM DAS GRADES METÁLICAS

A imagem do tamanho do campo de radiação e das grades metálicas fica registrada no filme radiográfico posicionado na tampa posterior do CDO, por trás de todos os objetos presentes no dispositivo. A imagem obtida é mostrada na

Figura 39. A Figura 40 mostra a imagem ampliada das malhas de 4 e 6pl/mm, respectivamente. As malhas de 8 e 10pl/mm só puderam ser vistas com colocação de um meio absorvedor entre a ponta do cone localizador e o CDO. Para tanto, usou-se 5cm de acrílico; este artifício no entanto, faz com que o tamanho do campo de radiação seja ampliado, além do inconveniente de ter que orientar o usuário para colocação da tal objeto, o qual pode não estar disponível. As exposições foram realizadas no equipamento de raios X de 70kVp da Rhos. É preciso, portanto, que se faça um estudo de que meio absorvedor e quanto de espessura é necessário para visualização das quatro malhas, incluindo-o assim na confecção de novos dispositivos. Além disso, é necessário que se faça este teste para uma maior quantidade de equipamentos, incluindo os mais antigos, para se ter uma avaliação mais realista do que se pode encontrar nos serviços de Odontologia.

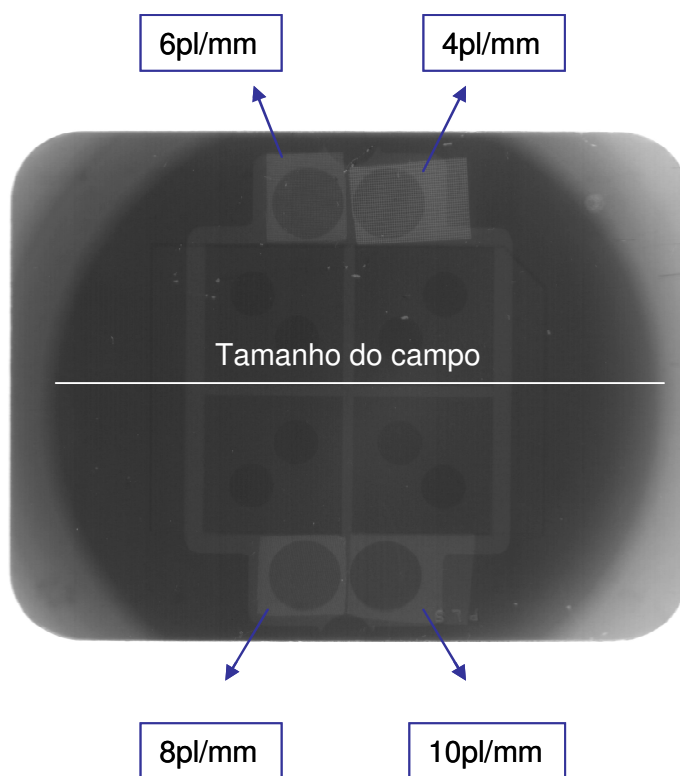


Figura 39. Imagem do tamanho do campo de radiação e das grades metálicas que ficam registradas no filme radiográfico posicionado na tampa posterior do CDO.

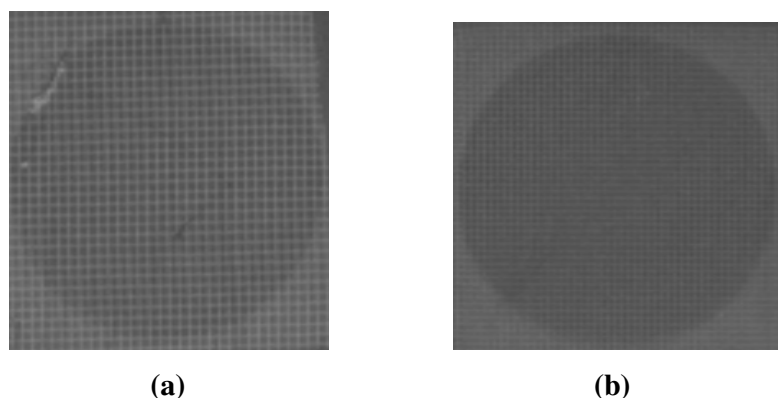


Figura 40. Imagens ampliadas das grades metálicas de 4pl/mm (a) e 6pl/mm (b).

4.6 MEDIÇÃO COM O CRONOX

Os resultados obtidos para medições do tempo de exposição com o Cronox foram comparados com os valores de referência obtidos com o osciloscópio digital Tektronix, modelo TDS2022. As exposições foram realizadas no equipamento de raios X de 80kV da Rhos, modelo XRM. Os resultados são mostrados nas Tabelas 41 e 42 para os tamanhos de cones localizadores de 15 e 22cm, respectivamente. O desvio máximo obtido pelo módulo da diferença entre as leituras foi de 1,22% para o cone de 15cm e 2,73% para o cone de 22cm.

Tabela 41. Comparação entre as medições dos tempos de exposição do osciloscópio Tektronix com o Cronox para o cone de 15cm.

Tempo Nominal (ms)	Cronox (ms)	Osciloscópio (ms)	Desvio ($\Delta\%$)
200	182,4	184,0	0,87
500	512,0	515,2	0,62
800	860,8	850,4	1,22
1000	1104,0	1116,0	1,08
1200	1312,0	1314,0	0,15
2000	1955,2	1948,0	0,37

Tabela 42. Comparação entre as medições dos tempos de exposição do osciloscópio Tektronix com o Cronox para o cone de 22cm.

Tempo Nominal (ms)	Cronox (ms)	Osciloscópio (ms)	Desvio ($\Delta\%$)
200	176,0	177,2	0,68
500	480,0	468,0	2,56
800	864,0	845,6	2,18
1000	1081,6	1112,0	2,73
1200	1273,6	1308,0	2,63
2000	1958,4	1952,0	0,33

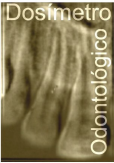
Os resultados obtidos para medições do tempo de exposição com o Cronox foram comparados com os valores nominais selecionados no equipamento de raios X de 80kV da Rhos, modelo XRM e com os valores medidos com o instrumento Diavolt Universal da PTW (Tabela 43). A variação máxima foi de 10,65% para o tempo selecionado de 0,3s. No entanto, O maior desvio obtido com o Cronox em relação ao valor nominal selecionado foi de 5,92%, enquanto que para o instrumento da PTW foi de 17,86%.

Tabela 43: Comparação entre o valor nominal do tempo de exposição com os valores medidos com o Cronox e o instrumento da PTW.

Valor nominal (s)	0,3		0,5		0,8		1,0		1,2	
Leituras	Cronox	PTW	Cronox	PTW	Cronox	PTW	Cronox	PTW	Cronox	PTW
1	0,256	0,352	0,448	0,585	0,784	0,918	1,056	1,186	1,216	1,386
2	0,256	0,352	0,464	0,586	0,784	0,919	1,04	1,184	1,216	1,403
3	0,272	0,352	0,464	0,585	0,784	0,919	1,056	1,169	1,232	1,385
4	0,336	0,352	0,464	0,586	0,784	0,917	1,04	1,184	1,216	1,386
5	0,256	0,352	0,464	0,570	0,800	0,919	1,056	1,170	1,216	1,385
6	0,288	0,352	0,464	0,569	0,784	0,919	1,04	1,184	1,216	1,370
7	0,336	0,337	0,448	0,586	0,784	0,919	1,056	1,170	1,216	1,386
8	0,272	0,352	0,448	0,585	0,832	0,935	1,04	1,185	1,216	1,386
9	0,272	0,351	0,512	0,584	0,816	0,919	1,024	1,169	1,232	1,386
10	0,288	0,336	0,528	0,570	0,800	0,919	1,024	1,185	1,216	1,386
Média	0,28	0,35	0,47	0,58	0,80	0,92	1,04	1,18	1,22	1,39
Desvio Padrão	0,03	0,01	0,03	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
Coefficiente de variação (%)	10,67	1,90	5,83	1,33	2,13	0,55	1,21	0,67	0,55	0,56

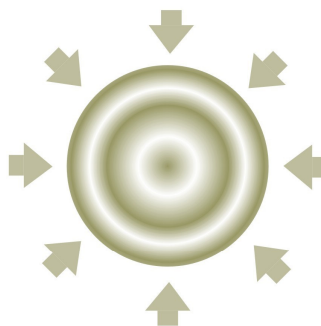
4.7 SERVIÇO DE MONITORAÇÃO DE APARELHOS DE RAIOS X ODONTOLÓGICO INTRA-ORAL

Com os resultados obtidos neste trabalho pretende-se implantar um serviço de monitoração de aparelhos de raios X odontológico intra-oral que possa atender, por via postal, os serviços odontológicos em todo território nacional. Para tanto, foi desenvolvido no Serviço de Tecnologia da Informação (SETIN) do CRCN-NE/CNEN um sistema informatizado com a função de armazenar os dados informados pelo usuário do CDO, Cartão Dosimétrico Odontológico, e os dados que serão coletados pelo dosímetro após a exposição. O sistema compara os dados fornecidos pelo usuário com os dados coletados pelo dosímetro, e, baseando-se nas Diretrizes de Proteção Radiológicas em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico [MS, 1998], emite um relatório com a análise de cada parâmetro, informando a conformidade, ou não, de cada um deles. Isso permitirá a verificação das condições de uso, características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos de raios X e qualidade da imagem. Na Figura 41 tem-se o formulário para preenchimento e as instruções a serem seguidas pelo usuário para exposição do CDO.

 Dosimetro Odontológico Código nº _____ COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES Av. Prof. Luiz Freire, 200 - Cidade Universitária - Recife/ PE - 50.740-540 Fone: (01) 3797-5027	Nome da Instituição/Odontólogo: _____ 1. Responsável técnico: _____ CRO _____ 2. Aparelho de raios-x Fabricante: _____ Modelo: _____ 3. Filme radiográfico Fabricante: _____ Modelo/Tipo: _____ Nº de filmes gastos em um mês _____ 4. Nº de trabalhadores que operam com raios-x: _____ 5. Possui monitoração individual do(s) trabalhador(es)? _____ ☐ Sim ☐ Não 6. Já foi inspecionado quanto às condições de Proteção Radiológica? _____ ☐ Sim ☐ Não Data: __/__/__ 7. Esta unidade de raios-x é operada com disparador automático? _____ 8. Tamanho do cabo disparador _____ (cm) 9. Tamanho do cone localizador _____ (cm) 10. Técnica radiográfica utilizada para o dente molar superior: kV _____ mA _____ tempo (s) _____
---	--

Cartão Dosimétrico Odontológico

Centralizar o cone de raios-x
no círculo abaixo



Fazer a exposição com este lado para cima

Irradie este dosímetro odontológico com
a técnica empregada para dente molar superior

Figura 41. Formulário para preenchimento e as instruções a serem seguidas pelo usuário para exposição do CDO.

5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Os resultados mostraram que o modelo computacional de exposição construído para o estudo e desenvolvimento de dispositivos de testes para controle de qualidade em equipamentos de raios X odontológico intra-oriais é uma ferramenta de grande utilidade para se avaliar as suas dimensões, os tipos de materiais e a influência destes nas medidas realizadas dos parâmetros do feixe de radiação, sendo uma importante ferramenta para o projeto de protótipos, reduzindo o tempo de pesquisa e os custos finais. O modelo ainda permite realizar estudos para o tipo de TLD, o material utilizado na construção do suporte, as melhores combinações de espessuras de filtros de alumínio e/ou filtros de cobre, o posicionamento e as dimensões destes filtros, a influência da radiação espalhada e retro-espalhada pelos meios, como por exemplo, os raios X característicos emitidos pelo cobre e os elétrons Compton, a influência da energia de corte para fótons e elétrons, importante na redução do tempo computacional, as influências da DFS, do tamanho de campo e da angulação do feixe, e ainda, a sua aplicação pode ser estendida ao desenvolvimento de dispositivos para o Radiodiagnóstico Médico, com a inclusão dos espectros específicos para uma dada prática.

Os resultados das simulações comparados com os valores de referência obtidos experimentalmente com a câmara de ionização validaram o modelo computacional proposto. As medidas experimentais com TLD e incertezas inerentes podem ser melhoradas com a seleção de um lote de detectores com reprodutibilidade menor que 5% e coeficiente de homogeneidade menor que 0,3, determinação dos fatores de correção para dependência energética para cada espectro de raios X utilizado, além da utilização de outros materiais TL como, por exemplo, o

óxido de alumínio, que apresenta mesmo nível de sensibilidade do TLD200 de fluoreto de cálcio, com a vantagem de possuir um desvanecimento de 3% ao ano.

Com a implantação do serviço de monitoração de aparelhos de raios X odontológicos intra-orais do CRCN-NE/CNEN, o Cartão Dosimétrico Odontológico desenvolvido está pronto para atender aos serviços odontológicos em todo território nacional, contribuindo para um melhor controle das doses recebidas pelos pacientes e o cumprimento dos requisitos de proteção radiológica da legislação vigente. Este dispositivo é uma ferramenta prática de controle de qualidade com as características de ser de fácil manuseio, calibrado em condições metrológicas, de baixo custo e portátil, podendo ser enviado aos serviços por via postal, atendendo à grande demanda existente.

Dando seguimento ao trabalho serão realizadas medições experimentais com o CDO com as características sugeridas, implantando-se programas piloto junto às autoridades sanitárias dos estados e municípios, visando o controle de qualidade de equipamentos de raios X odontológicos. Como perspectiva para trabalhos futuros, pretende-se realizar estudos com outros tipos de materiais TL, como o óxido de alumínio e o TLD100H de fluoreto de lítio, incluir no modelo computacional desenvolvido, arquivo mspectra.dat, os espectros de raios X odontológicos a serem implantados no CRCN-NE [SANTOS, 2008], estender a aplicação do modelo computacional ao Radiodiagnóstico Médico e utilizar o código Monte Carlo e o modelo computacional desenvolvido no sistema operacional Linux, possibilitando seu uso no cluster do CRCN-NE, diminuindo o tempo de simulação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE). **Recommendations on performance characteristics of diagnostics exposure meters**. Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No.6. Medical Physics. Jan-Fev; V.19(1):231-241, 1992.

ABNT (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS). **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 2ª ed. Brasileira, Rio de Janeiro, 1998.

ABNT (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS). **Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração**. NBR ISO/IEC 17025, Brasil, 2001.

AIEA. (INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY). **Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry**. 2003.

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASSAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G. **Geant4 – a simulation toolkit**. Nucl. Instrum. Meth. A. Vol. 506, 3, 205-303, 2003.

ALMEIDA, C.D.; FREITAS, L.R. **Programa de Raios-X Odontológico no Rio de Janeiro**. Anais do VI Congresso Geral de Energia Nuclear - Encontro Nacional de Aplicações Nucleares (ENAN), Rio de Janeiro, 1996.

ALVARENGA, F. L.; OLIVEIRA, P. M. C. ; SQUAIR, P. L.; SOARES, C. M.; SILVA, T. A. **Análise metrológica de testes de constância em aparelhos de raios X médico convencional.** Anais da International Nuclear Atlantic Conference (INAC), Santos, Brasil, 2005.

ALVARES, L. C.; FREITAS, J. A. S. **Medida da imprecisão dos marcadores de tempo em aparelhos de RX odontológicos.** Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, v.5, n.3, p.275-284, 1967.

ALVARES, L. C.; ALVARES, O. T.; CASATI, L. **Curso de Radiologia em Odontologia.** São Paulo: Santos, 230p, 1993.

APCD, **Site da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas,** <http://www.apcd.org.br>, 2005.

AQUINO, K. A. S.; OLIVEIRA, L.M.; ARAÚJO, E. S. **Radiolytic stabilization of poly(methyl methacrylate) using halls additives,** Américas Regional Meeting Proceedings, PPS, 2004.

ARAÚJO, E. S.; KHOURY, H. J.; SILVEIRA, S. V. **Effects of gamma-irradiation on some properties of durolon polycarbonate,** Radiation of Physics and Chemistry 53, 79-84. 1988.

ARAÚJO, L.C. **Avaliação da Qualidade e do Risco em Radiologia Odontológica no Estado de Alagoas,** Tese de doutorado, Programa Integrado de Pós-graduação em Odontologia UFPB/UFBA, 2002.

ARAÚJO, P. L. B., SANTOS, R. F. S.; ARAÚJO, E. S. **Polyaniline nanofibers as a new gamma radiation stabilizer agent for PMMA,** eXPRESS Polymer Letters Vol.1, No.6, 385–390, 2007.

BARR, J. H.; GARCIA, D. A. **X-ray spectra from dental x-ray generators – I. Some general characteristics.** Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, pág. 478-488, vol. 22, 1966.

BEIDEMAN, R.W.; JOHNSON, O.N.; ALCOX, R.W. **A study to develop a rating system and evaluate dental radiographs submitted to a third party carrier.** JADA, v.93, 1976.

BIELAJEW A., ROGERS D. **PRESTA: The Parameter Reduced Electron-step Transport Algorithm for Electron Monte Carlo Transport.** Nuclear Instrum. Methods, pp 165-181, 1987.

BJÄRNGARD, B. ; HOLLENDER, L.; LINDAHL, B.; SONESSON, A. **Radiation Doses in Oral Radiography. II – The Influence of Technical Factors on the Dose to the Patient in Full Mouth Roentgenography.** Odont. Revy., v. 11, p. 100-112, 1960.

BÓSCOLO, F. N.; BRAGA, D.L.; GONÇALVES, A.; FILHO, A.M. **Contribuição ao estudo da quilovoltagem nominal preconizada e do tempo de exposição de diferentes modelos de aparelhos de raios X odontológicos.** Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, v.11, p.43-49, 1997.

BRH (Bureau of Radiological Health), Departamento de Saúde, Educação e Bem-Estar dos Estados Unidos. **Dental Exposure Normalization Technique.** Publicação HEW (FDA), 76 – 8042, 1976.

BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4A.** Report n. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 1993.

BUSHONG, S.C.; *GALBREATH, J. C.; GARRIS, R.; MERRITT, E.* **Reduction of Patient Exposure During Dental Radiography.** *Health Physics*, v. 21, p. 281-284, 1971.

BUTTON, T.M.; MOORE, W. C.; GOREN, A. D. **Causes of excessive bitewing exposure. Results of a survey regarding radiographic equipment in New York.** *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. & Oral Radiol.*, v. 87, p. 513-7, 1999.

CASSIGNOL, E.J. **Semicondutores – Física e Eletrônica.** São Paulo, Brasil, 2ª ed., Editora Edgard Blücher, 1986.

CFO, Conselho Federal de Odontologia., **Site oficial.** www.cfo.org.br, outubro, 2008.

CHANEY, E.L.; HENDEE, W.R. **An instrument with digital readout for indirect determination of kVp.** *Medical Physics*, New York, v. 5, n. 2, 1978.

CHANEY, E.L.; PEARMAIN, A.J. **High Voltagen Measurement, Testing and Design.** New York, John Wiley & Sons, 1983.

CINTRA, J.A.A.; ANDRADE, M. C.; SOUZA, A. C. B.; ALMEIDA, C. A. P.; DARUGE, E. **A Importância da Radiologia Odontológica Aplicada ao Exame de Corpo de Delito de Lesões Corporais.** Instituto Brasileiro de Ensino e Pesquisa em Medicina e Odontologia Legal, Anais do Forense, Recife-PE, Brasil, 2000.

CORREA, S. C. A.; SOUZA, E. M.; SILVA, A. X.; LOPES, R. T. **Avaliação da dose na mama em exames radiográficos de tórax usando MCNPX e o fantoma feminino FAX.** In: X ENCONTRO DE MODELAGEM COMPUTACIONAL, 2007, FRIBURGO. Proceedings of the X EMC, 2007.

COSTA, J.L.L. **Estudo dos Procedimentos Radiológicos nos Consultórios Odontológicos de Boa Vista – RR.** Dissertação de Mestrado, Departamento de Energia Nuclear, UFPE, 2002.

COOKE, K.W.; SHOWALTER, C.A. **Method for field measurement of diagnostic X-ray tube potential.** Physics Medicine Annual meeting, 1973.

CRANLEY, K.; GILMORE, B.J.; FOGARTY, G.W.A.; DESPONDS, L. **Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data.** Report No.78, Institute of Physics and Engineering in Medicine, September, 1997.

CURBY, W. A.; WUEHRMANN, A. H. **Utilization of constant exposure factors for intraoral roentgenographic studies.** J. Dent. Res., v.32, n.6, p.790-795, 1953.

ECKHARDT, R. **Stan Ulam, John von Neumann, and the Monte Carlo method.** Los Alamos Science, Special Issue (15), 131-137, 1987.

FILL, U.A.; ZANKL, M.; PETOUSSI-HENSS, N.; SIEBERT, M.; REGULLA, D. **Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection**. Health Physics, 86, 253, 2004.

FREITAS, A.; ROSA, J.E.; SOUZA, I.F. **Radiologia Odontológica.** 5ª ed., São Paulo, Artes Médicas, 2000.

GOSS, K. **The dental exposure normalization. Technique (Dent) program in Alberta.** J. Can. Dent. Assoc., v.51, n.5, p.361-364, 1985.

GUIMARÃES, C.da C. **Monitoração Individual Externa: Experimentos e Simulações com o Método de Monte Carlo**. Tese de Doutorado, IFUSP, USP, Brasil, 2005.

ICRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION), **Radiological Protection of the Workers in Medicine and Dentistry**, Recommendations of the ICRP, Publication N. 57, Annals of the ICRP N° 3. United Nations, USA, 1989.

ICRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION). **Recommendations of the ICRP, Publication N. 60**, Annals of the ICRP 21 N° 1-3, Pergamon, New York, USA, 1991.

ICRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION). **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values**. Recommendations of the ICRP, Publication N° 89, United Nations, USA, 2003.

ICRU (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS). *Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. Report n° 44, 1989.

IEC (INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION). **Medical Diagnostic X-ray Equipment**. Revision IEC No.61267, 2003.

IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). **National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology**, National Radiological Protection Board, London, 1992.

IRD (Instituto de Radioproteção e Dosimetria). **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. RT n° 002, Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa – CASMIE, 1995.

IRD (Instituto de Radioproteção e Dosimetria), **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante (Recomendações e definições)**. Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI, Rio de Janeiro, Brasil, 2002.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. NRCC Report PIRS-70, National Research Council of Canadá, www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html, Canadá, 2006.

KIRBY T.H.; HANSON, W.F.; JOHNSTON, D.A. **Uncertainty analysis of absorbed dose calculation from thermoluminescence dosimeters**. Medical Physics 19, 1427-33, 1992.

KOREN, K.; WUEHRMANN, A.H. **Radiation Protection in Dentistry**. Organização Mundial de Saúde, Genebra, 1977.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; LIMA, F. R. A.; HOFF, G., **All about FAX: a female adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry**. Phys. Med. Biol. Vol. 49, pp. 5203-5216, 2004.

LIDE, D.R. **CRC HANDBOOK OF CHEMISTRY AND PHYSICS**. -75TH EDITION-1913-1995. CRC PRESS, 1994.

LIMA, B.; NOGUEIRA, M. S. e VILLAR, H. P. **Programa de Avaliação de Aparelhos de Raios X Odontológicos na Cidade do Recife**, 2000.

LIMA, L. S. da S. **Biossegurança em consultórios odontológicos (pela visão da Engenharia)**. Artigo publicado no site <http://www.odontologia.com.br/artigos>, 2002.

MANSON-HING, L. R. **An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminium.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.14, n.12, p.1456-1471, 1961.

MANSON-HING, L. R. **Kilovolt peak and visibility of lamina dura breaks.** Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., v.31, n.2, p.268-273, 1971.

MCKLVEEN, J.W. **X-Ray Exposure to Dental Patients.** Health Physics, v. 39, p. 211-217, 1980.

MELO, F. A. **Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios X Odontológicos.** Tese de Doutorado, UFPE, 2002.

MELO, M. F. B.; FREITAS, A.; ABRAMOWICZ, M. **Condições de utilização dos aparelhos de raios X e medidas de prevenção das radiações X, por cirurgiões-dentistas na cidade de São Paulo.** Rev Fac Odontol Univ São Paulo, v.23, n.2, p.89-105, 1985.

MONSOUR, P. A.; KRUGER, B.J.; BARNES, A. **X-ray equipment used by general dental practitioners in Australia.** Aust Dent J, v.33, n.2, p.81-86, 1988.

MS (MINISTÉRIO DA SAÚDE). **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico,** Secretaria de Vigilância Sanitária, Portaria nº. 453 de 1º de junho de 1998.

MS (MINISTÉRIO DA SAÚDE). **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança,** Agência Nacional de Vigilância Sanitária, 2005.

MOTA, H.C.; ARAÚJO, A.M.C.; PEIXOTO, J.E.; DREXLER, G.G. **Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária**, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, Brasil, 1994.

NELSON, W.R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D.W.O. **The EGS4 Code System**, Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1985.

NEVES, L.A.; FRÈRE, A.F.; OLIVEIRA, H.J.Q. **Simulação Computacional de uma Estrutura Anatômica – O Pulmão**, XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Florianópolis, SC, Brasil, 2000.

NOGUEIRA, M.S.; LIMA, F.F.; PEIXOTO, J.E.; MELO, A.T. **Sistema de Medida da Tensão em Tubos de Raios X Odontológico, Desenvolvido pelo Centro Regional de Ciências Nucleares**. Anais do VII Encontro Nacional de Aplicações Nucleares (ENAN), 1999.

NOWOTNY, R.; HVFER, A. **Ein Programm für die Berechnung von Diagnostischen Roentgenspektren**. Xcomp5r can be downloaded at <ftp://ftp.bmt.p.akh-wien.ac.at/BMTP/xray/xcomp5r.zip>. Fortschr Roentgenstr 142:685–9, 1985.

OISHI, T.T.; PARFITT, G. J. **Effects of varying peak kilovoltage and filtration on diagnostic dental radiographs**. J Can Dent Assoc, v.42, n.9, p.449-452, 1976.

OLIVEIRA, E. **A Importância do Exame Radiográfico no Diagnóstico das Lesões Ósseas Periodontais**. Odontólogo Moderno, volume VIII, 8: 22-24, 1981.

OLIVEIRA, M.G.N. **Avaliação e caracterização dos espalhamentos dos raios X em tecidos e simuladores radiográficos utilizando simulação de Monte Carlo.** Tese, UFRJ, 2005.

PAUL, I.R. **Is Your X-Ray Machine a Hazard?** Oral Surg. Oral Méd.Oral Pathol. Mar., p. 282, 1958.

PEIXOTO, J. E.; FERREIRA, R. S. **Resultados do programa postal de avaliação de exposições em Radiologia Oral na Área do Rio de Janeiro.** Odontol Mod, v.9, n.3, p.23-30, 1982.

PELÁ, C.A.; DE PAULA, E.; BRUÇÓ, J.L.; NETTO, T.G. **Analizador de Feixes de Raios X Diagnóstico.** CIDRA-FFCLRP-USP, Ribeirão Preto, São Paulo, 1996.

PIRS-70. **Site do National Research Council of Canadá,** www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html, Canadá, 2006.

PREECE, J. W.; JENSEN, C. W. **Variations in film exposure, effective kVp, and HVL among thirty-five dental x-ray units.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.56, n.6, p.655-661, 1983.

POON, E.; SEUNTJENS, J.; VERHAEGEN, F. **Consistency test of the electron transport algorithm in the GEANT4 Monte Carlo code.** Phys. Med. Biol. 50 681-694, 2005.

RANALLO, F. N. **The noninvasive measurement of x-ray tube potential,** Thesis for the degree of Doctor of Philosophy, University of Wisconsin - Madison, 1993.

RICHARDS, A. G. **Quality of na X-Ray Beam**. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., pág. 739, vol. 17, 1964.]

RIZZI, C.A.; SANTOS, L.A.P. **Cronômetro do tempo de exposição em radiodiagnóstico utilizando fototransistor como detector de radiação**. Anais do INAC, 2002.

SALGADO, M.F. **Desenvolvimento de um Instrumento de Medida para Controle da Qualidade de Aparelhos de Raios X Odontológico**, Belo Horizonte, 2005. (Dissertação de Mestrado, UFMG - Universidade Federal De Minas Gerais).

SALVAT F.; VAREA, J.M.F.; ACOSTA, E.; SEMP AU, J.; **PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. 2001.

SANTORO, A.; MAHON, J.R.; OLIVEIRA, J.U.C.L.; MUNDIM, L.M; OGURI, V.; SILVA, W.L.P. **Estimativas de Erros em Experimentos de Física**. Ed. UERJ, 2005.

SANTOS, M. C.; ASFORA, K.; KHOURY, H. J., **A Survey of Radiologic Practices in Dental Instalations in Recife**, Seguridad Radiológica y Nuclear, anais do IRPA, v.2, p. 457-460, 1998.

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, Departamento de Energia Nuclear, UFPE, 2006.

SANTOS, M.A.P., FRAGOSO, M.C.F., LIMA, R.A., HAZIN, C.A. **Dental X-ray Qualities for Test and Calibration Purpuses at CRCN/CNEN**. Anais do 12º Congresso da Associação Internacional de Proteção Radiológica - IRPA 12, Buenos Aires, Argentina, 2008.

SCION CORPORATION. **Site oficial.** <http://www.scioncorp.com>, última atualização em outubro, 2001.

SOBOL, I. M.; ASOTSKY, D. I. **One more experiment on estimating high-dimensional integrals by quasi-Monte Carlo methods.** [Mathematics and Computers in Simulation](#), 62(3-6), 255-263, 2003.

SPANGENBERG Jr., H. D.; POOL, M. L. **A 65 or a 90 kilovolt x-ray machine?** Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., v.13, n.5, p.552-565, 1960.

SVENSON, B. **Accuracy of radiographic caries diagnosis at different kilovoltages and two film speeds.** Swed Dent J, v.9, n.1, p.37-43, 1985.

SNYDER, W. S.; FORD, M. R.; WAGNER, G.G.; FISHER, H. L. **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous,** MIRD pamphlet. nº 5. J. Nucl. Med. 10, supl. 3, 1969.

TACLA, M. **A Radiografia como Exame Complementar,** Odontólogo Moderno, volume VIII, 3: 23-34, 1981.

UNSCEAR. **Report to the General Assembly.** Report of the United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation, Annex C, Medical Radiation Exposures, United Nations, Nova York, 1993.

UNSCEAR. **Sources and Effects of Ionizing Radiation.** 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. , 2000.

UPDEGRAVE, W. J.; MOHR, R.L.; POTTS, A.J. **Accuracy of x-ray timers.** Oral Surg., Oral Méd., Oral Pathol., v.12, n.6, p.717- 722, 1959.

VENTORIN, M.V.; COSTA, L.R.S.; RABBI, R.; VESSECCHI, S.; RODRIGUES, S. **Modificação da Densidade de Radiografias Através de Métodos Químicos e sua Importância Pericial**, Instituto Brasileiro de Ensino e Pesquisa em Medicina e Odontologia Legal, Anais do Forense, Recife-PE, Brasil, 2000.

VIEIRA J. W. **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo EGS4 e Fantomas de Voxels**, Tese de Doutorado, DEN-UFPE, Recife-PE, Brasil (2004).

VIEIRA, J.W.; STOSIC, B.; LIMA, F.R.A.; KRAMER, R.; SANTOS, A.M.; LIMA V.J.M. **Um Software para Editar Fantomas de Voxels e Calcular Coeficientes de Conversão para Proteção Radiológica**, 1º Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, 2005.

VIEIRA, J.W.; SANTOS, A.M.; LIMA, F.R.A. **Tratamento de Imagens Tomográficas para Uso em Dosimetria Numérica**, Notas pessoais, Centro Regional de Ciências Nucleares e Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco, Recife, Pernambuco, 2006.

WATANABE, P.C.A.; PARDINE, L.C.; ARITA, E.S. **Discussão das Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Revista da APCD, v. 54, 2000.

WHITE, D.R, MARTIN, R.J. and DARLISON, R., **Epoxy Resin Based Tissue Substitutes**, British Journal of Radiology, vol. 50, pp. 814-821, 1977.

WHITE, D.R, CONSTANTINOU, C.; MARTIN, R.J. **Formed Epoxy Resin-Based Lung Substitutes**, British Journal of Radiology, vol. 59, pp. 787-790, 1986.

WEISSMAN, D.D.; SOBKOWSKI, F.J. **Comparative Dosimetry of Intraoral Periapical Radiography**. Oral Sur., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiology and Endodontology, v. 29, p. 553-558, 1979.

WINKLER, K.G. **Influence of Rectangular Collimation and Interoral Shielding on Radiation Dose in Dental Radiography.** Journal of the American. Dental. Association, v. 77, p. 95-101, 1968.

WUEHRMANN, A. H.; MANLY, R. S. **Relation between x-ray tube potential and diagnostic value of dental x-ray film.** J Dent Res, v.29, n.5, p.699, 1950.

WUEHRMANN, A. H.; CURBY, W. A. **Radiopacity of oral structures as a basis for selecting optimum kilovoltage for intraoral roentgenograms.** J Dent Res, v.31, n.1, p.27-32, 1952.

WUEHRMANN, A. H.; MANSON-HING, L. R. **Radiología Dental.** Salvat Editores, p.1-2, 1971.

APÊNDICE 1

CÓDIGO DA FONTE PONTUAL DIVERGENTE CIRCULAR AP

```

CASE(6);          "POINT SOURCE AP - CIRCULAR"

$RANDOMSET ZZ02;
$RANDOMSET ZZ03;
$RANDOMSET ZZ04;

R0=0.5*$YNUM*YL-YS;      "DISTANCE SOURCE-TO-CENTER OF PHANTOM"

X0=0.;
Y0=R0;
Z0=0.;

XC=($XNUM-2)*0.5;
YC=($YNUM-2)*0.5;
ZC=($ZNUM-2)*0.5;

PHIM=ATAN(RFIELD/R0);
B=1.-COS(PHIM);

      "CALCULATE DISTRIBUTION OF RADII R AND AZIMUTH ANGLE THETA"
CTE1=1./((1.-B*ZZ02)*(1.-B*ZZ02));
R=R0*SQRT(CTE1-1.);
THETA=(2.*PI)*ZZ03;

XR=R*COS(THETA);
YR=0.;
ZR=R*SIN(THETA);
XF=XS+X0+XR;
YF=YS+Y0+YR;
ZF=ZS+Z0+ZR;
IRUN=IRUN+1;
IF(IQIN.EQ.0)[
CALL AIRKERMA(ENERIN,AIRP);
AIRS=AIRS+AIRP;]
ESM=ESM+ENERIN;
XMIN=XS-FWH;
XMAX=XS+FWH;
ZMIN=ZS-FHH;
ZMAX=ZS+FHH;

      "CALCULATE COORDINATES AND DIRECTION COSINES AT ENTRY POINT"
X1=0.;
Y1=YL-YS;
Z1=0.;
V1=SQRT(X1*X1+Y1*Y1+Z1*Z1);
V2=(R/R0)*V1;
X2=V2*COS(THETA);
Y2=0;
Z2=V2*SIN(THETA);
XINZ=XS+X1+X2;

```

```
YINZ=YS+Y1+Y2+YL*ZZ04;  
ZINZ=ZS+Z1+Z2;  
  
RD=SQRT(R0*R0+R*R);  
XD=X0+XR;  
YD=Y0+YR;  
ZD=Z0+ZR;  
UIN=XD/RD;  
VIN=YD/RD;  
WIN=ZD/RD;  
IF(ABS(UIN).LT.0.001)[UIN=0.;]  
IF(VIN.GT.0.999)[VIN=1.;]  
IF(ABS(WIN).LT.0.001)[WIN=0.;]
```