AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTUDO TEÓRICO-EXPERIMENTAL DA RESPOSTA RADIOMÉTRICA DE CÂMARAS
DE IONIZAÇÃO UTILIZADAS EM DOSIMETRIA EM FEIXES DE RAIOS X PARA
DIAGNÓSTICO RADIOLÓGICO**

Rodrigo Sanchez Giarola

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

Orientador:
Prof. Dr. Helio Yoriyaz

São Paulo
2014

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

**ESTUDO TEÓRICO-EXPERIMENTAL DA RESPOSTA RADIOMÉTRICA DE CÂMARAS
DE IONIZAÇÃO UTILIZADAS EM DOSIMETRIA EM FEIXES DE RAIOS X PARA
DIAGNÓSTICO RADIOLÓGICO**

Rodrigo Sanchez Giarola

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

Orientador:
Prof. Dr. Helio Yoriyaz

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2014

“Vincit qui se vincit”

*Dedico este trabalho a minha família,
que sempre valorizou o saber e o amor.*

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais, Luis Carlos Giarola e Maria Cecília Sanchez, a minha irmã, Carolina, e a minha namorada, Tailane Delicio, por sempre se fazerem presentes em minha vida.

Agradeço meu orientador, Dr. Helio Yoriyaz, que se dedicou a meu processo de aprendizagem e ao desenvolvimento deste estudo.

Ao professor e amigo Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes que me guiou para a área do Radiodiagnóstico.

Ao Dr. Vitor Vivolo pela ajuda constante, desde o principio, na realização deste projeto.

Ao professor Dr. Paulo de Tarso e todos do grupo do CEN: Talita Salles, Rodrigo Viana, Tassio Cavalieri, Vinicius Castro, Gabriel Fonseca, Fabio de Paiva, Luiza Stecher, Francine Menzel, Jessica Luvizotto, Pedro Nishiyama, Paula Antunes e ao Julian Shorto; pelo convívio e pelas discussões sobre física médica.

Aos professores da UNESP com quem ainda tenho contato e discussões sobre física médica: Joel Hormaza, Roberto Fernandez, Ney Lemke e Vladimir Costa.

À meus amigos do GMR: Matheus Hilário, Willian Damatto, Izabela Matos, Felipe Cintra, Jonas Siqueira e Fernanda Nonato.

Aos amigos do IPEN: Sarah Huet, Ary Souza e Jorge Gabriel pelos momentos de aprendizagem.

À meus amigos da empresa GMP: Felipe Capeleti, Elaine Artuzo, Rafael Goto, Carlos Henrique, Silvio Pires e Fátima Alves; por todas as conversas e aprendizados sobre física médica.

A todos meus familiares e amigos, que estiveram sempre do meu lado, em especial para minha avó Conceição, meu avô André (*in memoriam*), minha tia Pilar (*in memoriam*), ao Nisard Ferraz, minhas tias Rosângela, Cristina, Maria do Carmo, Ana Paula e Márcia, e meus tios Eraldo, André, Mauro, Paulo e Alexandre.

As empresas “Nucleata Radiometria Ltda. de Araçatuba-SP” e “GMP Consultoria em Radioproteção e Física Médica e Assessoria Ltda.” pela confiança e gentileza no empréstimo dos equipamentos.

A Capes pela bolsa de estudos, ao IPEN pelas instalações e serviços, e ao setor de Radiologia da UNESP de Botucatu – e ao senhor Marcelo Lima.

ESTUDO TEÓRICO-EXPERIMENTAL DA RESPOSTA RADIOMÉTRICA DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO UTILIZADAS EM DOSIMETRIA EM FEIXES DE RAIOS X PARA DIAGNÓSTICO RADIOLÓGICO

Rodrigo Sanchez Giarola

Resumo

O Programa de Controle de Qualidade de sistemas geradores de raios X inclui a verificação periódica da constância dos feixes de raios X, para tanto é preciso que o físico especialista conheça as respostas dos instrumentos medidores de radiação. Neste trabalho foi analisado o comportamento das câmaras de ionização submetidas a feixes de radiação em Radiodiagnóstico nas energias de 50, 81, 90 e 102 kV. Inicialmente foram realizadas medidas experimentais com oito câmaras de ionização – de quatro modelos- e, em seguida, foi simulado através do Método de Monte Carlo, com o código MCNP5, um sistema gerador de raios X e os quatro modelos de câmaras de ionização empregados na parte experimental. Com as simulações de arranjo padronizado foi calculado o valor de “kerma no ar” e foram comparadas, então, as respostas obtidas experimentalmente com os cálculos por simulação. As correlações obtidas entre os resultados permitiram o desenvolvimento de uma ferramenta que apresenta maiores informações para a compreensão dos equipamentos detectores utilizados, e que auxilia o especialista em física médica na análise da resposta dos detectores.

THEORETICAL-EXPERIMENTAL STUDY OF THE RADIOMETRICAL RESPONSE OF IONIZATION CHAMBERS USED IN X RAY BEAM DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

Rodrigo Sanchez Giarola

Abstract

The Quality Control Program for X ray generator systems includes the periodic verification of the X rays beams constancy, therefore it is necessary that the medical physics specialist knows the measuring instruments physical response to radiation. In this work it was analyzed the behavior of ionization chambers subjected to radiation beams at diagnostic radiology energies of 50, 81, 90 and 102 kV. Initially it was performed experimental measurements with eight ionization chambers –four models- and then it was simulated, by Monte Carlo Method, with the MCNP5 code an X ray generator system and the four ionization chambers models used in the experimental part. A patterned array was taken by the simulations and the air kerma value was calculated to the simulated system and then those values were compared to the experimental data. The correlations between the results allowed the development of a tool that enables a better understanding of the detectors and helps the physics specialist in the analysis of the detectors response.

Sumário

1.	Introdução	1
1.1	Objetivos	3
2.	Fundamentos Teóricos	4
2.1	Descoberta da Radiação Ionizante X	5
2.2	Primeiras Tentativas de Medição da Radiação	9
2.2.1	Unidade Roentgen (R)	10
2.3	Grandezas Físicas da Radiação	11
2.3.1	Exposição (X)	12
2.3.2	Dose Absorvida (D)	12
2.3.3	Dose Equivalente (H_T)	13
2.3.4	Dose Efetiva (E)	13
2.3.5	Equivalente de dose	14
2.3.6	Kerma (K)	15
2.3.7	Equilíbrio Eletrônico	16
2.4	Proteção Radiológica	16
2.4.1	Justificativa	16
2.4.2	Otimização da Prática	17
2.4.3	Limite de Dose	17
2.4.4	Controle de Exposição	18
2.5	Radiação Ionizante	19
2.5.1	Fontes Naturais de Radiação	20
2.5.2	Sistemas de Raios X	21
2.5.3	Produção de raios X	23
2.5.3.1	Radiação X Característica	24
2.5.3.2	Radiação de freamento (<i>Bremsstrahlung</i>)	24
2.5.4	Interação dos raios X com a matéria	25
2.5.4.1	Efeito Fotoelétrico	25
2.5.4.2	Efeito Compton	26
2.5.4.3	Produção de Pares	26
2.5.4.4	Espalhamento Rayleigh	26
3.	Materiais e Métodos	27

3.1	Efeito Anódico	27
3.2	Filtração Inerente	27
3.3	Camada Semirredutora (CSR)	28
3.4	Espectro de raios X	29
3.5	Câmaras de Ionização	31
3.5.1	Eletrômetro	34
3.5.2	Calibração das Câmaras de Ionização	34
3.6	Detectores Semicondutores	35
3.7	Dosímetros Termoluminescentes (TLDs)	36
3.8	Conjunto Normativo	37
3.9	Método Monte Carlo	38
3.9.1	Código MCNP5	40
3.9.2	VISED	41
3.10	Obtenção de Dados	41
3.10.1	Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI)	42
3.10.2	Medidas Experimentais	47
3.10.3	Simulação MCNP5	57
4.	Resultados	67
4.1	Estudo da Resposta das Câmaras de Ionização em Função do Volume Sensível	67
4.2	Resultado das Medidas Experimentais com TLD	70
4.3	Resultado das Medidas Experimentais com as C.I.s – Setor de Radiologia UNESP	73
4.4	Resultados dos cálculos do MCNP	77
4.5	Comparação de resultados	84
	Referências Bibliográficas	90

Lista de Figuras

Figura 1: Imagem de três tubos de raios X e um óculos plumbífero que fazem parte do acervo do Museu Histórico Francisco Fonseca.	6
Figura 2: Espectro de raios X produzido por um alvo de tungstênio.	30
Figura 3: Esquema de diferentes disposições de anodo e catodo em câmaras de ionização.	33
Figura 4: Disposição das camadas de um detector semiconductor.	36
Figura 5: Painel de controle do LCI.	43
Figura 6: Posicionamento de uma C.I., blindagem de chumbo do tubo de raios X, seletor de filtros e gerador de potencial constante do LCI.	44
Figura 7: C.I. monitora posicionada na saída do feixe do equipamento emissor de raios X, no LCI.	45
Figura 8: Eletrômetro da PTW modelo UNIDOS E, utilizado junto à câmara de ionização PTW.	45
Figura 9: Representação das DFAs 1,2 e 3, no procedimento de calibração de C.I.s em diferentes áreas e utilizações. A letra “A” representa o tubo de raios X, a letra “B” representa o cabeçote que envolve o tubo, a letra “C” é o sistema seletor de filtros e a letra “D” a mesa de apoio para instrumentos.	46
Figura 10: Imagem do LCI, os números de 1 a 3 são relacionados à DFA que se deseja utilizar.	47
Figura 11: Informações do tubo de raios X identificadas na etiqueta da cúpula.	48
Figura 12: Imagem das C.I. modelos 20x6-6, 20x6-180, 20x6-3CT e 20x6-60E, e do eletrômetro 2026 da Radcal.	50
Figura 13: Detectores UNFORS, Mult-O-Meter e ThinX RAD.	51
Figura 14: Imagem das C.I. modelos 10x6-6, 10x6-180, 10x6-3CT e 10x6-60E, e do eletrômetro Accu Pro 9096 da Radcal.	53
Figura 15: Método para alinhamento e posicionamento da cúpula.	54
Figura 16: Placas de alumínio posicionadas para a medida de CSR.	54
Figura 17: Quatro modelos de C.I. posicionadas em um equipamento da UNESP.	55
Figura 18: Filtração adicional do campo luminoso.	59
Figura 19: Esquema de um equipamento de raios X real, visão do tubo de raios X inserido no cabeçote.	59
Figura 20: Figura obtida pelo VISED 3D e editada, representação esquemática do equipamento simulado. 1. Cúpula de chumbo, 2. Invólucro de vidro, 3. Alvo de Tungstênio, 4. Janela, 5. Filtros inerentes do equipamento e 6. Fonte de elétrons.	60
Figura 21: Dimensões dos quatro modelos de C.I. descritas pelo manual do usuário.	61
Figura 22: Imagem radiológica das C.I. para o estudo das dimensões das paredes.	61

Figura 23: Imagem obtida pelo Vised 3D da C.I. 20x6-6 e foto da C.I. utilizada.....	62
Figura 24: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-180 e foto da C.I. utilizada.	63
Figura 25: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-60E e foto da C.I. utilizada.	64
Figura 26: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-3CT e foto da C.I. utilizada.	65
Figura 27: O conjunto definido pelo equipamento emissor de radiação e pela C.I. 3CT posicionada a um metro do ponto focal e localizada no feixe primário.	66
Figura 28: Posicionamento dos TLDs no feixe primário do equipamento.	71
Figura 29: Localização dos seis TLDs no sistema simulado, onde há o equipamento de raios X.	72

Lista de Tabelas

Tabela 1: Limites Primários Anuais de Doses (CNEN-NE-3.01).	17
Tabela 2: Limites de Dose Equivalente Recomendados pelo ICRP.	18
Tabela 3: Classificação dos feixes de raios X em termos de tensão de aceleração dos elétrons que os produzem.....	20
Tabela 4: Valores mínimos da CSR em função da tensão do tubo.....	29
Tabela 5: Qualidades para câmaras de ionização em tomografia.	42
Tabela 6: Qualidades para câmaras de ionização em diagnóstico.....	42
Tabela 7: Informações das C.I.....	49
Tabela 8: Informações dos DES.	51
Tabela 9: Informações das C.I.....	52
Tabela 10: Valores definidos para obtenção de medidas para o C1 e DES nos equipamentos da UNESP.....	55
Tabela 11: Valores definidos para obtenção de medidas para o C2 nos equipamentos da UNESP.....	56
Tabela 12: Classificação dos grupos de TLDs em relação ao tempo de exposição, dose do campo calibrado e dose no TLD.....	71
Tabela 13: Comparação das doses obtidas pelos TLDS, pelo cálculo de simulação no volume de ar, pelo cálculo de simulação no volume do material LiF em relação a dose no campo calibrado (incertezas).	72
Tabela 14: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 4.	74
Tabela 15: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 5.	74
Tabela 16: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 6.	74
Tabela 17: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 7.	75
Tabela 18: Média normalizada dos quatro valores de resposta normalizados para os quatro equipamentos. Respostas do ThinX RAD.....	75
Tabela 19: Média normalizada dos quatro valores de resposta normalizados para os quatro equipamentos. Respostas do Mult-O-Meter.....	75
Tabela 20: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 4.	76
Tabela 21: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 5.	76
Tabela 22: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 6.	76
Tabela 23: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 7.	77
Tabela 24: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 180.....	80
Tabela 25: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 60.....	81
Tabela 26: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 3CT, no material ar e poliacetal.	81

Tabela 27: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 3CT, no material água.	82
Tabela 28: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 60.	82
Tabela 29: Cálculo de dose para a C.I. 180 simulada.	83
Tabela 30: Cálculo de dose para a C.I. 60 simulada.	83
Tabela 31: Cálculo de dose para a C.I. 3CT simulada com material ar e poliacetal.	83
Tabela 32: Cálculo de dose para a C.I. 3CT simulada com material água.	84
Tabela 33: Cálculo de dose para a C.I. 6 simulada.	84
Tabela 34: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 6.	85
Tabela 35: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 180.	85
Tabela 36: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 60E.	85
Tabela 37: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 3CT.	86
Tabela 38: Diferença estatística dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 3CT.	86

Lista de Gráficos

Gráfico 1: Apresentação dos valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de kV.	68
Gráfico 2: Valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de tempo de exposição em segundos.	69
Gráfico 3: Valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de tempo de exposição em segundos.	69
Gráfico 4: Comparação do valor de dose obtido para cada grupo.	73
Gráfico 5: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 50 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 50 kV e filtração de 2,4 mmAl.	78
Gráfico 6: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 81 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 80 kV e filtração de 3,0 mmAl.	78
Gráfico 7: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 90 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 90 kV e filtração de 3,1 mmAl.	79
Gráfico 8: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 102 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 100 kV e filtração de 3,2 mmAl.	79
Gráfico 9: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 150 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 150 kV e filtração de 4,2 mmAl.	80
Gráfico 10: Doses para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para a C.I. 10x6-6 e para a 6s (simulada).....	86
Gráfico 11: Doses para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para a C.I. 10x6-180 e para a 180s (simulada).....	87
Gráfico 12: Doses para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para as C.I.s 20x6-60E, 10x6-60E e para a 60s (simulada).	87
Gráfico 13: Doses para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para as C.I.s 20x6-3CT,10x6-3CT, 3s (simulada: água e poliacetal) e para a 3s (simulada: água).	88

1. Introdução

O desenvolvimento tecnológico e o surgimento de novos processos relacionados à utilização da radiação ionizante têm contribuído para o crescente aumento de sua aplicação na Medicina. Esse desenvolvimento intensificou o uso de técnicas radiológicas, e consequentemente, houve um aumento no número de exames que utilizam a radiação ionizante.

A radiação ionizante sempre foi e deve ser associada a seus efeitos deletérios, fator esse, que deve ressaltar e evidenciar a preocupação com os riscos biológicos oriundos destes procedimentos, para tanto as atividades relacionadas ao uso de radiação ionizante são norteadas por três princípios essenciais de proteção radiológica: justificativa, otimização da prática e limite de dose ^[1]. Há a preocupação no sentido de compreender, quantificar e evitar danos à saúde associados ao uso das radiações ionizantes, devendo-se operar dentro dos limites aceitáveis e/ou controláveis, tanto para trabalhadores quanto para pacientes submetidos a procedimentos e para o público em geral. O crescimento do uso requer, consequentemente, um estudo mais aprofundado tanto dos equipamentos emissores quanto dos equipamentos detectores de radiação.

Para a correta utilização dos equipamentos e para a prática efetiva dos procedimentos de dosimetria das radiações é preciso que os detectores de radiação sejam periodicamente calibrados para as energias características dos feixes clínicos de interesse ^[2,3,4]. Erros de aferição da dose de radiação absorvida podem provocar efeitos deletérios das técnicas radiológicas, muitos dos incidentes relacionados a procedimentos radiológicos poderiam ser evitados com a realização sistemática e efetiva de Programas de Controle de Qualidade (PGQ) dos equipamentos e serviços de radiologia ^[2,5,6,7].

Estabelecimentos de saúde, que utilizam feixes de raios X em Radiodiagnóstico, devem apresentar à vigilância sanitária periodicamente a documentação que ateste a conformidade e precisão dos parâmetros radiométricos dos equipamentos emissores de radiação juntamente com os documentos que atestem a qualidade dos exames e tratamentos realizados nestes procedimentos médicos. Essa exigência é detalhada pela legislação sanitária específica para a regulamentação do uso e armazenamento de fontes de radiação ionizante ^[2,8,9,10,11,12].

Os testes de controle de qualidade (TCQ) dos equipamentos de raios X utilizados para exames de radiodiagnóstico médico devem ser realizados anualmente,

enquanto a periodicidade para TCQs em equipamentos de radiologia odontológica é bi-anual ^[8,9,10,11,12].

As medidas de alguns itens constantes do Programa de Garantia da Qualidade (PGQ) necessitam de detectores de radiação com características físico-radiológicas apropriadas para os parâmetros radiométricos a serem avaliados ^[13,14]. Para a avaliação da taxa de dose de radiação absorvida nos exames de radiodiagnósticos são utilizadas câmaras de ionização (C.I.s), as quais devem ser prévia e periodicamente calibradas junto aos Laboratórios de Calibração credenciados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), no caso de avaliações radiométricas em estabelecimentos de saúde localizados no Brasil ^[15,16,17,18,19].

O crescente avanço tecnológico adquirido pelos fabricantes de equipamentos emissores de radiação ionizantes é largamente incorporado nos equipamentos de raios X, acarretando em maior especificidade para cada tipo de equipamento e ao seu uso. Esse fato aliado ao significativo aumento no número de exames demanda uma quantidade cada vez maior de detectores de radiação para atender as solicitações, cada vez mais frequentes, das avaliações radiométricas destes feixes de radiação.

A quantidade de Laboratórios credenciados que realizam os procedimentos de calibração pode se tornar insuficiente para a demanda de calibração de C.I.s, que necessitam avaliações periódicas para serem colocadas em uso. Isso pode provocar uma delonga na espera para calibração de instrumentos, podendo vir a comprometer o oferecimento regular dos serviços de radiometria para a comunidade clínica especializada envolvida. Além disso, as informações contidas nos certificados de calibração destas C.I.s são restritas aos valores numéricos do fator de calibração ou correlação, não havendo informações mais detalhadas do comportamento dos detectores nos vários feixes de radiação que serão analisados na rotina dos serviços de dosimetria. Ademais, informações adicionais tais como o comportamento da C.I. em função da taxa de kerma no ar e qualidade do feixe de radiação podem proporcionar melhor compreensão do comportamento destes instrumentos de medida e auxiliar o especialista em física médica na tomada de decisões quanto à qualidade do feixe de radiação analisado ^[20,21,22].

Grande parte dos equipamentos, como eletrômetros e C.I.s, utilizados nos TCQs é importada e não apresenta algumas informações do comportamento destes detectores quando submetidos aos diversos feixes de radiodiagnóstico. Os dados fornecidos pelos fabricantes, muitas vezes reduzem-se aos gráficos da resposta energética para

determinadas faixas de interesse. Na literatura, não há muitos estudos que correlacionam a resposta destas C.I.s em função de parâmetros, tais como: tamanho do campo de radiação, qualidade do feixe (camada semirredutora – CSR) e tensão de pico (kVp) [23,24,25,26,27,28].

O Método de Monte Carlo (MMC)^[29,30] tem sido amplamente usado para aplicações em modelagem e simulações de feixes de radiação de uso clínico. Na faixa de energia e dose de radioterapia, o MMC tem se mostrado eficiente e apresentado boa concordância com as medidas experimentais dos parâmetros radiométricos destes feixes [31,32,33,34,35,36,37,38], e para faixa de energia e dose de radiodiagnóstico existem alguns estudos que apresentam também eficácia e concordância com medidas experimentais^[39]. Em parte, a grande demanda de trabalho e pesquisa usando técnicas de Monte Carlo deve-se ao avanço tecnológico na área computacional, tornando-se uma ferramenta fundamental em cálculos de dose e outras grandezas dosimétricas^[40,41,42]. Em decorrência disso, diversos sistemas computacionais foram desenvolvidos nas últimas décadas para solução de problemas de transporte de radiação e interação da radiação com a matéria tais como: MCNP^[29,30,42], EGS4^[43], GEANT4^[44] e PENELOPE^[45].

1.1 Objetivos

Neste trabalho é proposto o estudo aprofundado dos equipamentos detectores e dos emissores de radiação ionizante na faixa de diagnóstico; quanto ao funcionamento e componentes. Propõe-se analisar o comportamento das C.I.s submetidas a feixes de radiação em radiodiagnóstico, inicialmente realizando medidas experimentais dos parâmetros radiométricos que atestem a qualidade dos feixes de equipamentos emissores de radiação ionizante em radiodiagnóstico, e em seguida, realizando simulações pelo MMC das medidas experimentais com arranjo padronizado - equipamento emissor de radiação de radiodiagnóstico e instrumentos de medidas para cálculo de valores de taxa kerma no ar e qualidade do feixe. Dessa forma os cálculos computacionais da taxa de kerma no ar, obtidos pelas simulações serão correlacionados com os valores das medidas experimentais.

Uma vez que as correlações foram obtidas entre os resultados das simulações e das medidas experimentais, pode-se desenvolver uma ferramenta que possa ser utilizada para a maior compreensão dos equipamentos detectores utilizados pelo especialista em

física médica e que permita mais procedimentos de calibração de C.I.s. Neste sentido, o presente trabalho poderá contribuir para minimizar os transtornos gerados pela pouca oferta de laboratórios de calibração, uma vez que todos esses instrumentos de medida poderão ser previamente analisados, com um procedimento simples, nos próprios ambientes de trabalho, através de simulação, enquanto aguardam o período de agendamento para calibração nos laboratórios credenciados.

A metodologia proposta neste trabalho não visa, de maneira alguma, substituir o procedimento de calibração, mas sim auxiliar o especialista em física médica na análise da resposta dos detectores, principalmente, no período de espera da calibração, através de medidas experimentais *in loco*, podendo assim, confrontar o comportamento ideal com o obtido pelo equipamento e pelos cálculos simulados.

2. Fundamentos Teóricos

O uso das radiações ionizantes desde sua descoberta até sua massiva utilização ocorreu em um curto espaço de tempo, logo seus efeitos nocivos foram percebidos. Os primeiros equipamentos de radiologia e radioterapia foram difundidos e produzidos em alta escala, o primeiro reator nuclear começou a operar no dia 2 de dezembro de 1942, sendo que os nêutrons foram descobertos apenas dez anos antes (em 1932 pelo físico James Chadwick). A utilidade bélica gerou grandes investimentos nos estudos de reações nucleares, e em 10 e 11 de maio de 1945 as bombas nucleares *fat man* e *little boy* foram lançadas sobre Nagasaki e Hiroshima, trazendo à tona o poder de destruição da energia nuclear.

Essa grande difusão do uso das radiações ionizantes, sem o conhecimento dos efeitos deletérios, causou na população em geral uma grande repulsa e medo quanto ao uso das mesmas. Além da grande preocupação com a utilização bélica, alguns acidentes nucleares aconteceram, acidentes como o de Chernobil, Three Mile Island, Fukushima, dentre outros^[46]. Obviamente é necessário que o uso de radiações seja justificado e bem realizado. O uso inicial das radiações ionizantes foi marcado pelo medo, como seria com a energia elétrica se sua primeira empregabilidade tivesse sido em cadeiras elétricas e não para comodidades sociais.

2.1 Descoberta da Radiação Ionizante X

No dia 8 de novembro de 1895 o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X acidentalmente ao ver a imagem de sua mão projetada numa tela durante um experimento com um tubo de Crookes; esse fato curioso o fez pesquisar mais sobre essa onda que atravessava corpos. A ele coube o mérito de ter “visto” aquilo que os outros “olharam”, mas não perceberam; também, por ter a habilidade e o esforço necessários para investigação desse fenômeno. A radiografia da mão de sua mulher foi obtida para a documentação de sua descoberta, que foi noticiada no fim de 1895. O nome raios X veio do fato de não se saber o que era aquela radiação, e essa descoberta valeu-lhe o prêmio Nobel de Física em 1901.

A descoberta revolucionou o meio médico, iniciando o diagnóstico por imagem- era fantástico conseguir observar o interior do corpo humano sem ter que abri-lo, reduzindo assim o risco de infecções. Vale ressaltar que a penicilina foi descoberta no dia 15 de setembro de 1928, quase 30 anos após os raios X, e que até então a morte por infecção era muito frequente ^[47].

No Brasil a descoberta dos raios X foi noticiada pelo jornal “O Paíz”, de 14 de fevereiro de 1896, dois dias depois o “Jornal do Commercio” trazia informações recentes da descoberta. Pela primeira vez jornais deram tanto foco para novidades científicas ^[48].

O primeiro aparelho de raios X no Brasil -e primeiro da América Latina- era um Siemens rudimentar, que teve durante sua fabricação supervisão direta de Wilhelm Roentgen em 1897, foi importado pelo Dr. José Carlos Ferreira Pires, da cidade de Formiga - MG. O aparelho tinha bobinas Rhumkorff de 70 centímetros cada uma e vinha com tubos tipo Crookes. Como não havia eletricidade na cidade o aparelho inicialmente foi alimentado por baterias e pilhas Leclancher de 0,75 HP. Esse aparelho encontra-se hoje no Museu de Cirurgia de Chicago. Alguns tubos de raios X e um óculos plumbífero restaram no Museu Histórico Francisco Fonseca, em Formiga. A figura 1 mostra esses itens no museu ^[49].

Figura 1: Imagem de três tubos de raios X e um óculos plumbífero que fazem parte do acervo do Museu Histórico Francisco Fonseca.

A primeira radiografia desse aparelho foi realizada em 1898 e foi de um corpo estranho na mão do então ministro Lauro Muller. Naquela época, uma imagem de tórax demorava cerca de 30 minutos de exposição e uma imagem de crânio em torno de 45 minutos. Além da intensa radiação, o excesso de exposição não permitia que o paciente ficasse sem respirar, com o movimento e os materiais da época tornava-se impossível uma boa definição da imagem ^[49].

A datação da matéria publicada pelo “Jornal do Commercio” (cem dias após a descoberta) revela a rapidez com que a nova descoberta foi apropriada pela medicina. Em questão de semanas, médicos passaram a enviar seus pacientes para serem radiografados em laboratórios especializados. Em um único laboratório de Chicago foram feitas mais de 1400 radiografias durante o ano de 1896 ^[50].

Essa rápida passagem da descoberta para a aplicação tecnológica é facilmente explicável, tendo-se em conta que o equipamento básico (do tubo de crookes para os tubos de coolidge) para a produção de raios-x era bastante conhecido pelos físicos experimentais, de fácil construção e relativamente barato ^[51].

Assim, já em 12 de março de 1896, a revista NATURE publicava um anúncio de um fabricante de Edinburgo, Alemanha, que oferecia conjuntos completos para

amadores e profissionais que desejassem produzir radiografias. O anúncio mencionava que um dos conjuntos permitia observar a sombra dos ossos da mão após longa exposição e outro conjunto, mais caro, obtinha-se a mesma imagem com uma exposição de 30 minutos ^[50].

Thomas Alva Edison - o criador da lâmpada elétrica, que também era empresário- desenvolveu o fluoroscópio; um aparelho que projeta imagens de raios X sobre uma tela fluorescente, ao invés de uma chapa fotográfica. Em 25 de março de 1896, Edison conseguiu a licença para a produção comercial do aparelho e pouco tempo depois criou o "Thomas A. Edison X-ray kit". Esse kit entrou no mercado americano e em maio de 1896 foi exibido em uma exposição promovida pela "Electric Light Association" em Nova Iorque e posteriormente no resto do país; durante essa exibição o público podia expor partes de seus corpos a radiação, e vê-los projetados na tela fluorescente ^[50].

Claramente nesses primeiros contatos, os danos que a exposição aos raios X poderia trazer à saúde eram desconhecidos. Logo, porém, se descobriria que essa radiação tem efeitos nocivos.

Os raios X passaram a ser utilizados não apenas com finalidades de diagnóstico, uma prática que viria a se tornar corriqueira em medicina e odontologia, mas também terapêutica e homeopática. Sessões de raios X eram recomendadas para cancerosos, tuberculosos e pacientes com inflamações dolorosas. Em alguns casos, a prescrição parecia funcionar, ainda que ninguém soubesse como; mas em outras situações o tratamento causou efeitos piores que os da doença ^[50].

Em dezembro de 1896 o médico vienense Leopold Freund, pioneiro no uso sistemático de raios X para tratamentos, submeteu sua primeira paciente, uma menina de cinco anos, a duas horas diárias de exposição durante dezesseis dias, para a remoção de uma verruga com pelos de suas costas. Após doze dias os pelos começaram a cair e toda a região ficou intensamente inflamada, levando um longo tempo para voltar ao normal. Após esta experiência o médico passou a limitar suas sessões a dez minutos de exposição, relatando que "o acidente estava pleno de ensinamentos" ^[50].

Um dos primeiros casos registrados de danos biológicos causados por raios X ocorreu com Clarence Dally, que era assistente de Edison. O inventor dedicava-se ao desenvolvimento de uma lâmpada que funcionaria por meio da produção de raios-x dentro de um tubo de vidro recoberto por material luminescente, que passaria a brilhar quando atingido pela radiação. Clarence Dally, que fazia parte de um grupo de

sopradores de vidro, já havia auxiliado na produção do fluoroscópio e trabalhava nesse novo projeto ^[50].

"Eu comecei a fazer um número destas lâmpadas, mas logo percebi que os raios X afetaram venenosamente o meu assistente, Mr. Dally, de tal forma que seu cabelo caiu e sua carne começou a ulcerar. Conclui então que não daria certo, e que este tipo de luz não seria muito popular, de modo que parei." Thomas Alva Edison.

Apesar disso Dally continuou a trabalhar com raios X até 1898. As ulcerações resultaram em tumores, e ele faleceu em 1904 com 39 anos de idade, tendo antes sido submetido a várias cirurgias, incluindo amputações dos membros superiores ^[50].

Nos primórdios de sua utilização, os efeitos nocivos que são inerentes às radiações ionizantes, foram multiplicados pela precariedade dos aparelhos, pela falta de proteção adequada e pelo total desconhecimento das doses que estavam sendo ministradas e dos seus efeitos. O controle do tempo, por exemplo, era realizado pelo próprio operador, já que as válvulas (1920) e os transistores (1950) ainda não tinham sido inventados. Uma coisa era conhecer a tecnologia da confecção de tubos de vácuo para a produção e investigação de raios X em laboratórios de pesquisas físicas, atividade que já apresentava riscos, outra era a utilização desta tecnologia para a exposição deliberada de seres humanos à radiação. Além dos pacientes, radiologistas e fabricantes de aparelhos, também sofriam exposições exageradas e danosas ^[50,52].

No final de 1896, 23 casos de danos severos causados por raios X haviam sido registrados em revistas científicas. Mesmo assim, o entusiasmo pela nova tecnologia fez com que muitos atribuíssem os danos a outras causas (eletricidade, ozônio, equipamento defeituoso) que não a própria radiação. Um físico americano, Elihu Thompson, propôs-se a investigar o assunto, tomando a si mesmo como cobaia. Tendo colocado a extremidade do dedo mindinho esquerdo a uma distância de aproximadamente quatro centímetros de um tubo de raios X por meia hora, não observou efeitos imediatos. Após realizar esse experimento diariamente durante uma semana, o dedo tornou-se avermelhado, extremamente sensível, inchado, rígido e dolorido, tendo Thompson concluído que: "Evidentemente existe um ponto além do qual a exposição não pode continuar sem causar sérios problemas" ^[50].

Passadas mais algumas semanas, em carta a um colega, ele descreve um agravamento em sua condição: "Eu não proponho repetir o experimento... toda a epiderme se desprende da parte posterior e das laterais do dedo, enquanto o tecido, mesmo debaixo da unha, encontra-se embranquecido e provavelmente morto, pronto

para cair... O fermento é muito peculiar e eu nunca vi algo parecido. Ele continuou a se desenvolver e espalhar sobre a superfície exposta por três semanas e não tenho certeza de que a doença atingiu seu limite. ".

A ampla divulgação do experimento de Thompson levou muitos radiologistas a se preocuparem de forma mais efetiva com a proteção, tanto de si próprios como de seus pacientes e funcionários, e as primeiras medidas neste sentido passaram a ser tomadas, tais como a utilização de blindagens de chumbo e o uso de filtros e colimadores para limitar a intensidade e a área atingida pelo feixe. Em 1921, devido aos efeitos nocivos da radiação, foi fundado o *Comitê Britânico de Raios X e Radioproteção*; cuja função era investigar métodos para redução de exposição à radiação X. Em 1922, cerca de 100 médicos radiologistas foram considerados mortos em consequência da exposição a elevadas doses de radiação ^[50,53].

Os efeitos biológicos da radiação ionizante são de difícil avaliação, já que não se deve submeter o ser humano a esses tipos de experimentos. Por este motivo, o que se sabe atualmente é decorrente de estudos exaustivos de grupos humanos que foram expostos a doses relativamente elevadas de radiação e também de extrapolações de resultados experimentais realizados com animais de laboratório.

2.2 Primeiras Tentativas de Medição da Radiação

A história da Dosimetria das Radiações remete ao início do século passado, desde o primeiro uso médico dos raios X, e ilustrou uma continua dificuldade em definir uma relação quantitativa entre o agente físico e os efeitos biológicos produzidos. Há por um lado a interação física da radiação com a matéria, a qual é possível definir precisamente alguns parâmetros (normalmente medidos), e por outro lado a ação biológica que possui mais dependências do que uma característica física e que varia a dependência de um efeito biológico e para outro ^[54].

Apenas cinco meses após a descoberta dos raios X por Roentgen as primeiras dermatites causadas pela radiação foram reportadas. Os clínicos franceses Wickham e Degrais escreveram um livro no qual descreviam um dos primeiros usos da radiação ionizante para tratamento de epiteloma em 1910 e requeriam maior estudo do elemento Rádio pela sociedade, já que além dos efeitos terapêuticos nos pacientes houve efeitos biológicos nos operadores ^[54].

Os efeitos biológicos da radiação estão intrinsecamente ligados à quantidade de radiação, no início do século XX os primeiros acordos em relação a unidades e procedimentos para medir precisamente a radiação foram feitos. No ano de 1928 foi firmada a unidade Roentgen como unidade de dose de raios X. Durante os anos que sucederam os efeitos físicos, químicos e biológicos da radiação foram experimentados em sistemas dosimétricos ^[54].

Os métodos químicos de fluorescência e de filmes fotográficos eram os métodos mais populares, mas outros métodos químicos já eram testados desde 1897; como a medida da absorção do calor produzido pela completa absorção de um feixe de raios X em um metal ^[54].

Outro método utilizado logo no início da história da dosimetria era o “método da pastilha”, desenvolvido por Sabourand-Noiré e Holzknecht, foi o primeiro dosímetro aplicado a tratamentos odontológicos com radiação X e este método continuou a ser usado mesmo após a introdução da unidade Roentgen, as pastilhas quando irradiadas eram capazes de emitir fosforescência, a variação de cores indicava a dose absorvida ^[54].

O cristal platinocianeto de bário (componente das pastilhas) foi o pioneiro dos dosímetros de estado sólido, mas não foi único em sua época; a mudança da resistência elétrica de uma camada de Selênio sob a ação de um feixe de raios X também foi utilizada por Furstenau como um medidor de taxa de dose, apesar de não ser confiável.

Antes da substituição destes dosímetros por instrumentos de ionização, métodos biológicos de dosimetria foram comumente empregados. A unidade dose de pele foi introduzida por Seitz e Wintz em 1920 ^[54], baseada nas observações de eritemas de pele, o limiar de dose de eritema, no entanto é altamente dependente da qualidade do feixe de raios X. Fundamentalmente o conceito de dose em termos de uma reação definida de um indicador biológico continua difícil, pois pode produzir reações desiguais em outros organismos, por esse motivo os dosímetros do tipo a gás se difundiram posteriormente.

2.2.1 Unidade Roentgen (R)

As melhorias na técnica de dosimetria com câmaras de ionização, principalmente pelo desenvolvimento de eletrômetros mais sensíveis, levaram a uma definição da unidade Roentgen. Essencialmente baseada na carga liberada por unidade

de massa do ar, a unidade Roentgen define (e mede) a propriedade da radiação em determinado ponto. O fato da absorção dos raios X pela unidade de massa de ar ser muito similar a do tecido, para uma grande variedade de qualidade de radiação, focalizou a atenção de muitos trabalhadores no uso da unidade Roentgen para a absorção de energia pelos tecidos. Rapidamente, vários laboratórios de padronização do mundo inteiro concordaram em estabelecer arranjos experimentais padronizados e discutir os resultados obtidos entre os mesmos ^[54].

Devido às dificuldades iniciais encontradas com os vários métodos convencionais de dosimetria dos raios X, o princípio de ionização do ar e de outros gases foi adotado como base para a metodologia da dosimetria ^[55].

A dose é uma medida que se baseia na habilidade dessas radiações em produzir ionização, a unidade Roentgen estabelecida em 1928 foi substituída pelo Gray no Sistema Internacional (SI) em 1975 durante a décima quinta Conferência Geral de Pesos e Medidas, a literatura mostra que até 2006 ainda se usava Roentgen como medida em alguns lugares do mundo ^[55].

A definição da unidade Roentgen é: “Um Roentgen é uma dose de exposição à radiação X ou γ tal que a emissão corpuscular em ar a ela associada, por 0,01293 gramas de ar, produza íons carregando uma unidade eletrostática de carga (esu) de quantidade de eletricidade de cada sinal” (0,001293 gramas de ar é a massa de um cm³ de ar seco a 0° e 760mmHg; Condições normais de Temperatura e Pressão- CNTP). Este conceito tem validade até a energia de 3MeV^[55].

2.3 Grandezas Físicas da Radiação

A preocupação com os efeitos biológicos da radiação ionizante levou ao estabelecimento de grandezas físicas para o estudo destes efeitos e para a proteção dos indivíduos, sendo que cada grandeza física está associada a uma ou mais unidades. O conceito de dose foi introduzido em proteção radiológica em analogia ao seu uso em farmacologia, uma vez que a determinação do efeito causado pode ser relativa à dose de radiação ionizante.

A dose de radiação recebida por um indivíduo pode ser avaliada por meio das seguintes grandezas: exposição, dose absorvida, dose equivalente, dose efetiva e equivalente de dose. Há também os conceitos de taxa Kerma e Equilíbrio Eletrônico.

2.3.1 Exposição (X)

A primeira grandeza definida para fins de radioproteção foi a exposição (X), que é a grandeza que mede a quantidade de ionizações produzidas por radiação X ou γ no ar. A exposição não é definida para nêutrons, partículas alfa ou beta.

É definida como sendo o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto de carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar ^[56,57].

$$X=dQ/dm \quad (1)$$

A unidade da grandeza exposição atual no Sistema Internacional (SI) é o Coulomb por quilograma (C/kg). A antiga unidade especial era o Roentgen (R), sendo a relação das duas unidades dada pela equação:

$$1R=2,58 \times 10^{-4} C/kg \quad (2)$$

2.3.2 Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante na matéria em um volume conhecido de determinado elemento. É definida como sendo o quociente da dE , energia média depositada pela radiação ionizante, num material de massa dm do volume.

$$D=dE/dm \quad (3)$$

A grandeza dose absorvida foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, sendo válida para quase todos os tipos de radiação ionizante (X, γ , α , β) e deve ser definida para qualquer tipo de material absorvedor ^[58].

A antiga unidade especial era o rad ($1\text{rad}=10^{-2}\text{J.kg}^{-1}$), a unidade especial definida para dose absorvida atualmente é o Gray (Gy) sendo definida como a dose de radiação absorvida de um joule por quilograma:

$$1\text{Gy}= 1\text{J/kg} \quad (4)$$

A dose absorvida (D) em um meio pode ser relacionada com a exposição (E) caso seja aplicado um fator de conversão ($f\lambda$) de exposição em dose absorvida, cujo valor depende do tipo de material que está sendo irradiado e da energia da radiação:

$$D=X.f\lambda \quad (5)$$

2.3.3 Dose Equivalente (H_T)

A grandeza Dose Equivalente (H_T) foi definida com a finalidade de atender aos objetivos da proteção radiológica, pois permite avaliar o dano biológico no ser humano. Essa grandeza considera o poder de dano de cada tipo de radiação, podendo ser definida como a dose absorvida média sobre um tecido ou órgão, no ponto de interesse, ponderada pela qualidade da radiação incidente. Sendo assim, há um fator de ponderação da radiação, w_R , que é tabelado para o tipo de energia da radiação incidente no corpo ^[56].

A dose equivalente no tecido é calculada pela seguinte expressão, onde D_{TR} é a dose absorvida no tecido ou órgão:

$$H_T=\sum_R w_R.D_{TR} \quad (6)$$

A dose equivalente é aplicada somente para valores de até um Sievert, valor correspondente a ocorrência de efeitos estocásticos. Quando se trata de valores de dose para a região correspondente a efeitos determinísticos a dose é avaliada em Grays, uma vez que o fator de qualidade da radiação não pode ser determinado para altos valores de dose.

2.3.4 Dose Efetiva (E)

A grandeza de proteção dose efetiva (E) objetiva estabelecer limites de exposição do corpo todo à radiação e dos riscos de efeito estocástico da radiação ^[57]. É

apresentada como a soma de doses equivalentes nos tecidos ou órgãos (H_T) multiplicada pelo fator de ponderação de tecido ou órgão w_T , e a unidade é o Sievert:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (7)$$

Os fatores de ponderação de tecido ou órgão w_T são relacionados com a sensibilidade de um dado tecido ou órgão à radiação ionizante, no que concerne à indução de câncer e a efeitos hereditários. Os valores apresentados nas recomendações internacionais estão em constante evolução, e os mesmos são baseados em estudos epidemiológicos de indução de câncer e mortalidade por exposição à radiação, assim como em dados genéticos e em pesquisas de radiobiologia. Os valores mais atuais provêm de estudos com sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki e de dosimetrias mais precisas ^[56].

2.3.5 Equivalente de dose

Dentre as grandezas operacionais para a monitoração externa existem o equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$) e o equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$), essas grandezas utilizam os fatores de qualidade Q da radiação como fator de ponderação, ao invés dos fatores de ponderação w_R . Os fatores de qualidade da radiação são dados em função da transferência linear de energia.

A grandeza $H_p(d)$ é utilizada para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade d do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto. Na rotina, a dose acumulada durante um mês em um indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) –no local representativo à exposição, geralmente no tórax- para posterior processamento do dosímetro. O valor de dose obtido deve fornecer uma estimativa da dose efetiva. A unidade no SI é o sievert ^[56, 58].

A monitoração de área em ambientes de trabalho utiliza o equivalente de dose ambiente, que pode ser obtida pelo produto da dose absorvida em um ponto pelo fator de qualidade Q da radiação e é equivalente ao que seria produzido em uma esfera de tecido equivalente de 30 centímetros de diâmetro e profundidade d .

Nesse modelo adota-se para radiação externa fortemente penetrante a profundidade de dez milímetros e o valor pode ser usado como estimativa da dose efetiva. Para radiação fracamente penetrante é adotada a profundidade de sete centésimos de milímetros e o valor obtido pode ser utilizado para estimar a dose equivalente na pele e extremidades, e adota-se a profundidade de três milímetros para o cristalino.

2.3.6 Kerma (K)

Quando não é possível medir a grandeza Dose Absorvida mede-se a grandeza física Kerma, definida como a energia cinética liberada na matéria por unidade de massa.

A grandeza kerma, do inglês “*Kinetic Energy Released per unit Mass*”, é definida como sendo o quociente de dE_{tr} – soma das energias cinéticas de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons e pósitrons) liberadas por partículas não carregadas (fótons) – pela massa dm de um material. Dessa forma, essa grandeza é válida somente para radiação indiretamente ionizante (raios X, gama e nêutrons). Nas radiações indiretamente ionizantes a transferência de energia da radiação para o material ocorre quando as radiações sem carga elétrica interagem individualmente com elétrons, transferindo energia e produzindo ionizações por energia cinética ^[19,56]. Sendo:

$$K = dE_{tr}/dm \quad (8)$$

A unidade de kerma é definida como J/kg, assim como na dose absorvida, sendo 1J/kg=1Gy, e a unidade antiga é o rad. Caso a produção de radiação de freamento (“*bremsstrahlung*”) seja desprezível e haja equilíbrio eletrônico o kerma será o igual à dose absorvida no ar; caso contrário, o kerma no ar pode ser relacionado à grandeza exposição (X) pela equação:

$$K_{ar} = X(\overline{W}_{ar}/e)/(1-g) \quad (9)$$

Onde, $\overline{W}_{ar}$ é a energia média necessária para produzir um par de íons no ar, e é a carga eletrônica e g é a fração de energia do elétron perdida como *bremsstrahlung*.

2.3.7 Equilíbrio Eletrônico

A condição de equilíbrio eletrônico está ligada diretamente à definição da grandeza exposição. Conforme definido, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda sua energia por meio de ionizações num volume específico de ar e todas as cargas do mesmo sinal devem ser somadas. Porém, alguns elétrons produzidos nesse volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que não serão consideradas na soma total.

Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas mais consideradas existe a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição ^[56].

Sendo assim, as “capas de equilíbrio eletrônico” das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico desejada.

2.4 Proteção Radiológica

A definição das grandezas dosimétricas permitiu o estabelecimento de limites de exposição para o ser humano, e com isso surgiram os três princípios básicos da radioproteção: justificativa, otimização da prática e limite de dose.

2.4.1 Justificativa

O Princípio da Justificativa requer que qualquer prática que envolva radiação ionizante, ou irradiação de pessoas com radiação ionizante, deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício para a sociedade, sendo esse benefício superior a qualquer dano associado ao emprego da radiação ionizante, levando em conta fatores sociais e econômicos, dentre outros ^[56,59].

2.4.2 Otimização da Prática

Qualquer prática de exposição à radiação ionizante deve ser otimizada, com exceção das práticas terapêuticas em medicina, sendo tão baixa quanto razoavelmente exequível - princípio de ALARA (do inglês, “As low as Reasonably Achievable”). Dessa maneira deve ser minimizada a magnitude de doses individuais, a probabilidade de provocar exposições e consequentemente o número de pessoas expostas ^[57].

O processo de otimização da proteção e segurança pode ser baseado em análises quantitativas que dependem diretamente das respostas obtidas por câmaras de ionização calibradas e da compreensão dos dados por um especialista em física médica.

2.4.3 Limite de Dose

É definido pela limitação de dose que nenhum indivíduo ocupacionalmente exposto seja submetido à radiação sem que seja necessário, que todos os IOE tenham conhecimento dos riscos radiológicos associados ao seu trabalho, e também, que estejam adequadamente treinados para o desempenho seguro de suas funções.

A norma CNEN-NE-3.01^[53] determina que nenhum IOE ou indivíduo do público deve receber, por ano, doses superiores aos limites primários estabelecidos, esses valores são apresentados na tabela 1. Além disso, a norma também determina que gestantes não devem trabalhar em áreas controladas, que menores de dezoito anos não devem ser trabalhadores sujeitos à radiação, que estudantes ou estagiários menores de 18 anos não devem receber doses superiores aos limites primários estabelecidos para o público nem devem ultrapassar 1/10 daqueles limites em uma única exposição ^[59].

Tabela 1: Limites Primários Anuais de Doses (CNEN-NE-3.01).

DOSE EQUIVALENTE	IOE	Indivíduo do Público
Dose equivalente efetiva	20 mSv	1 mSv
Dose equivalente para órgão ou tecido T	500 mSv	1 mSv / w_T
Dose equivalente para pele	500 mSv	50 mSv
Dose equivalente para o cristalino	20 mSv	15 mSv
Dose equivalente para extremidades	500 mSv	50 mSv

Há também os limites de dose equivalente recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP- *International Commission on Radiological Protection*) que ainda estão sendo implementadas no Brasil e estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Limites de Dose Equivalente Recomendados pelo ICRP.

Categoria	Limite Primário Anual de Dose	
	ICRP-26 (1987)	ICRP-60 (1991)
IOE	50 mSv/ano	20 mSv/ano (I)
Público	1 mSv/ano	1 mSv/ano (II)

- (I) 20 mSv/ano em qualquer período de cinco anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano.
- (II) 1 mSv/ano. Em circunstâncias especiais, esse limite pode representar o valor médio de um período de cinco anos.

A proteção radiológica necessita de equipamentos calibrados para que esses valores determinados sejam realizados com exatidão, a importância da compreensão dos equipamentos e da confiabilidade dos dados para que isso ocorra é imperativa.

2.4.4 Controle de Exposição

Existem outros três fatores importantes necessários para garantir o controle de exposição à radiação para atender aos requisitos estabelecidos em normas de radioproteção: o tempo de exposição, a distância da fonte e a blindagem.

A dose acumulada é proporcional ao tempo de exposição, portanto quanto menor o tempo de exposição menor será a dose, dessa forma é fundamental que o tempo de permanência em áreas controladas seja o menor possível.

Alem do menor tempo, a maior distância entre uma fonte de radiação ionizante e um indivíduo também minimiza a Exposição, e conseqüentemente a dose. Em caso de

fontes consideradas puntiformes pode-se considerar válida a Lei do Inverso do Quadrado da Distância.

O terceiro fator com finalidade de limitar valores de dose é a blindagem, que pode se dar através de acessórios como aventais plumbíferos, saíotes, luvas plumbíferas, óculos plumbíferos, biombos, colimadores, visores plumbíferos e paredes baritadas. Esses dispositivos podem e devem ser empregados para minimizar a Exposição à radiação. Entre os testes do Programa de Garantia de Qualidade estão o Teste dos Acessórios Plumbíferos, que visa verificar se os mesmos possuem rachaduras e/ou furos pelos quais a radiação passe, e o Teste de Levantamento Radiométrico, no qual é utilizado uma câmara de ionização para a coleta de valores de kerma no ar interpondo a blindagem entre a C.I. e a fonte, afim de calcular o fator de blindagem.

2.5 Radiação Ionizante

Radiação é definida como a energia que se propaga de um ponto ao outro, na forma de onda ou partícula, no espaço ou em um meio material qualquer. Os raios X são ondas eletromagnéticas compreendidas no intervalo energético entre 10^3 e 10^5 eV, e o termo ionizante provém do processo físico que converte um átomo em um íon. A radiação ionizante ao interagir num meio transfere aos elétrons do material energia suficiente para removê-los do átomo, quando a energia não é suficiente para que haja ejeção de um elétron a energia adquirida pode no processo de desexcitação produzir luz [56].

A radiação ionizante pode ter como origem fenômenos naturais, como quando é emitida por elementos radioativos que emitem radiação espontaneamente, ou de fenômenos artificiais; tanto provinda de elementos radioativos que são sintetizados, como por exemplo o Tecnécio (primeiro elemento radioativo artificial sintetizado em 1936 [60]), quanto por equipamentos emissores de raios X. Dentre os equipamentos emissores de raios X, há os aceleradores lineares utilizados para a radioterapia e os equipamentos de quilovoltagem, que são utilizados para fins diagnósticos.

Neste trabalho foram utilizados equipamentos de raios X de quilovoltagem, utilizados para obtenção de imagens de radiodiagnóstico. A Tabela 3 demonstra como são classificados os equipamentos emissores de raios X.

Tabela 3: Classificação dos feixes de raios X em termos de tensão de aceleração dos elétrons que os produzem.

Baixa energia ou raio X mole	0,1-20 kV
Diagnóstico	20 - 120 kV
Ortovoltagem	120 - 300 kV
Energia Intermediária	300 - 1000 kV
Megavoltagem	> 1 MV

2.5.1 Fontes Naturais de Radiação

Todos os seres vivos estão expostos a radiações naturais de diversas fontes, existentes tanto no meio ambiente como do próprio organismo. Essas radiações são normalmente chamadas de radiação de background ^[55].

Os componentes da radiação natural podem ser reunidos em cinco grupos principais, conforme sua procedência: radiação cósmica, radiação da crosta terrestre, radiação proveniente da água, radiação proveniente do ar e radiação dos componentes internos do organismo. A contribuição no valor de dose varia com o local e hábitos de cada ser humano.

A radiação cósmica se compõe de duas partes: a radiação primária e a secundária. A radiação primária é originada no espaço distante, consistindo principalmente de fótons e algumas partículas α , dentre outras. A radiação secundária é produzida quando há interação da radiação primária com a atmosfera terrestre, sendo composta de prótons, nêutrons, mésons μ e π , elétrons e fótons. A intensidade dos raios cósmicos varia diretamente com a elevação do nível do mar e é inversamente proporcional a latitude geomagnética.

A crosta terrestre emite radiação natural devido à presença de elementos químicos naturalmente radioativos, a maior contribuição vem das séries do Urânio e do Tório, podendo-se, no entanto, constatar uma pequena parcela oriunda do C^{14} e K^{40} ^[55].

A radioatividade natural existente no ar é devida, primeiramente, à presença dos gases Radônio e Tório. Esses gases fazem parte das cadeias radioativas do Urânio e do Tório, sendo então formados na crosta terrestre e difundidos posteriormente para a atmosfera. Os produtos de decaimento destes elementos são sólidos, portanto

permanecem na atmosfera por deposição nas partículas de poeira existentes. No Brasil, os materiais empregados para a construção são normalmente ricos em Tório (por exemplo: pedras, alvenaria, cimento) por isso é comum que a atividade do ar cresça gradativamente sempre que as condições de ventilação dos ambientes se tornem precárias [55].

A água apresenta radioatividade quase que universalmente, as águas de chuva adquirem radioatividade do ar e as águas subterrâneas e superficiais podem adquiri-las das substâncias presentes nas rochas e no solo. O maior constituinte radioativo da água é o Radônio, sua contribuição na dose é devida ao alto teor de composição dos seres vivos.

O corpo humano apresenta pequena quantidade de material radioativo, devido principalmente aos elementos radioativos presentes nos vegetais e materiais minerais com que se alimenta e se hidrata. Os isótopos mais importantes para essa contribuição são o K^{40} , C^{14} e Ra^{226} [55].

Todo organismo, então, está exposto às radiações ionizantes, porém a exposição a fontes artificiais pode ser proposital e fundamentada para finalidade terapêutica e diagnóstica.

2.5.2 Sistemas de Raios X

Os equipamentos emissores de radiação ionizante de radiodiagnóstico, também chamados de “equipamentos de quilovoltagem”, são largamente utilizados desde sua invenção. O grande desenvolvimento da tecnologia e de materiais permitiu que esses equipamentos evoluíssem e que sejam capazes de utilizar uma menor exposição ao paciente gerando imagens melhores.

Esses equipamentos de radiologia são compostos basicamente por um transformador, um gerador, um tubo de raios X, uma cúpula (ou cabeçote), uma mesa e um comando. Para que a radiação seja produzida é necessário que haja uma grande diferença de potencial (ddp) entre as extremidades do tubo, o transformador é um dispositivo presente no gerador que tem a finalidade de transformar energeticamente a baixa tensão inicial do sistema, que provem da rede elétrica (110V ou 220V), para a utilizada pelo equipamento; no presente estudo a tensão do equipamento é de 30 kV

[3,56]. Além disso, os transformadores associados a outros dispositivos também tem a função de retificar e evitar inversão da corrente elétrica alternada.

Os geradores são responsáveis pela configuração dos parâmetros tensão nominal (kV), corrente elétrica (mA) e tempo de exposição (ms), que alteram o resultado final da geração da exposição, e permitem o uso das técnicas radiológicas.

O tubo de raios X é o componente essencial do equipamento, é onde ocorre a conversão da energia cinética dos elétrons emitidos pela ddp em fótons de raios X. É composto por uma ampola de vidro selada a vácuo, para que os elétrons não percam energia por colisões com o gás, e possui em seu interior dois terminais, denominados cátodo e anodo [56,61].

O cátodo pode ser composto por um ou dois filamentos, no presente estudo o cátodo possui dois filamentos: um para o foco fino e outro para o foco grosso, e são selecionados individualmente dependendo do tipo de exame realizado. Normalmente os filamentos são constituídos de tungstênio e estão inseridos no corpo focalizador, que tem a função de “direcionar” os elétrons para o ânodo [57,63].

O ânodo do tubo é basicamente formado pelo alvo, que geralmente é composto por uma liga metálica de tungstênio dopada com concentrações baixas de molibdênio e rênio; três materiais com alto ponto de fusão ($W=3422^{\circ}\text{C}$, $Mo=2623^{\circ}\text{C}$ e $Re=3182^{\circ}\text{C}$) e número atômico alto ($W=74$, $Mo=42$ e $Re=75$). Máquinas de alta tensão e corrente, principalmente as de radiodiagnóstico, utilizam ânodo giratório com a finalidade de aumentar a área de choque dos elétrons com o alvo, que além de prolongar a forma física do alvo (sem rugosidades), também auxilia na refrigeração [62].

Quando é aplicada uma alta tensão entre o ânodo e o cátodo, o filamento é aquecido (por efeito Joule) e forma uma nuvem de elétrons em sua superfície, que são liberados (emissão termoiônica) e dirigidos ao anodo, criando uma corrente elétrica. Os elétrons adquirem alta velocidade e no processo de desaceleração, ao interagirem com o anodo, a maioria perde energia cinética de modo gradual em inúmeras colisões (interação coulombiana), essa interação produz os raios X principalmente por freamento (bremsstrahlung) e raios X característicos [56].

Grande parte da energia cinética depositada no anodo pela interação com os elétrons desacelerados é convertida em calor, estimasse que somente 1% da energia inicial dos elétrons é convertida em raios X, o restante é convertido em calor [56], por isso há alguns dispositivos no tubo de raios X que visam à dispersão de calor. Além do anodo giratório há o sistema focalizador do cátodo, que concentra os elétrons em uma

pequena área do anodo (ponto focal), e na cúpula do equipamento há um sistema de refrigeração a óleo (o tubo está imerso em óleo refrigerante) e existem alguns aparelhos, inclusive, dotados de ventoinhas. Além disso, recomenda-se que salas de exame tenham sistema de ar condicionado.

O alvo no anodo possui uma leve inclinação em relação ao plano perpendicular do feixe incidente de elétrons, podendo variar de 6° a 20°, no equipamento utilizado para o estudo a angulação é de 16°. De acordo com a inclinação, o feixe de raios X é direcionado para a área denominada janela - por onde o feixe útil de raios X saem do equipamento- com tamanho aparente diferente do ponto focal efetivo, além de apresentar um efeito causado por essa inclinação, o efeito anódico.

A cúpula do aparelho é composta por chumbo e um metal de revestimento, com o objetivo de blindar a radiação que seria emitida para direções não desejadas. Há nele os conectores de entrada de energia, o tubo de raios X, o óleo de refrigeração, o diafragma para expansão de óleo, a janela e o sistema de fixação para filtros inerentes e colimador.

A distância do paciente ou do ponto de interesse para o ponto focal pode ser ajustada pelo movimento da cúpula, que pode ter sua altura alterada, na mesa do equipamento é localizada a bandeja onde o chassi contendo o filme radiocrômico, ou o *plate*, é posicionado.

Os parâmetros físicos do procedimento, como a tensão nominal (kV), corrente elétrica (mA) e tempo de exposição (ms) podem ser selecionados através do console localizado no comando, que normalmente é posicionado fora da sala de exames.

2.5.3 Produção de raios X

O bombardeamento do alvo pelos elétrons, durante o tempo de aplicação de carga no tubo, gera inúmeras interações que transformam energia cinética de modo gradual em calor e em fótons de raios X. A produção de raios X ocorre a partir de dois processos fundamentais, o processo de transição eletrônica e com espectros em linhas (radiação característica) e o processo de freamento de elétrons e espectro contínuo de energia (radiação de freamento ou *Bremsstrahlung*) ^[56,57].

2.5.3.1 Radiação X Característica

O processo de geração dos raios X característicos ocorre na eletrosfera de um átomo quando um de seus elétrons é retirado de sua órbita e outro elétron (de um estado mais energético) de uma camada mais externa é transferido para uma camada mais próxima ao núcleo. A transição de níveis de energia do elétron provoca a emissão de um fóton de raios X característico do elemento, cuja energia equivale à diferença entre os níveis de energia atômicos envolvidos. A emissão dessa radiação produz um espectro de energia discreto, que é característico do material envolvido, os primeiros estudos desses espectros foram realizados por Charles G. Barkla, prêmio Nobel da física em 1917 [56,64].

Esse processo de emissão de fótons também é chamado de fluorescência. E uma condição essencial para que ocorra a produção de raios X característicos é que a energia cinética do elétron incidente no alvo seja maior que a energia de ligação específica do elemento do alvo. Quando a energia não é liberada em forma de fóton ela pode ser liberada como um elétron Auger, cuja energia cinética corresponde a diferença de energia entre a quantidade de energia para ionização de onde provem o elétron Auger e a energia de transição eletrônica entre os níveis.

2.5.3.2 Radiação de freamento (*Bremsstrahlung*)

A radiação de freamento produz o tipo de radiação responsável pela parte contínua do espectro de energia gerado por um equipamento de raios X, essa radiação é resultado da perda de uma só vez de uma grande fração da energia do elétron acelerado contra o alvo. Essa energia é emitida em um fóton de raios X, a desaceleração brusca se deve ao campo coulombiano do núcleo. Quanto maior a DDP aplicada ao tubo maior será a eficiência na produção de raios X, porém, como as interações ocorrem com diferentes intensidades, há a formação de um amplo espectro de radiação, com diferentes comprimentos de onda [64].

2.5.4 Interação dos raios X com a matéria

Os fenômenos físicos que podem ocorrer durante a interação dos raios X com a matéria são vários, a energia dos fótons e a composição do material do alvo são decisivos para os mecanismos de interação. Diferentemente das partículas diretamente ionizantes, os fótons interagem esporadicamente com o material, podendo ser chamado de radiação indiretamente ionizante ^[56,64].

A ionização primária ocorre quando os fótons incidentes são totalmente absorvidos ou sofrem variação na trajetória inicial por meio de uma única interação, na ionização primária um elétron é arrancado de um átomo por processos diferentes. Esse elétron liberado, chamado de secundário, pode ter energia igual a do fóton incidente e pode provocar novas ionizações até que a energia seja esgotada. Por esse motivo as ionizações ocorridas na matéria são principalmente causadas por elétrons secundários e a contribuição direta das interações dos fótons acaba sendo pequena.

Os principais mecanismos de interação dos fótons com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares. A ocorrência desses processos é determinada pela energia do fóton incidente, pelo número atômico e densidade do meio, em todos esses processos considera-se que a radiação eletromagnética comporta-se como partícula. Esses processos de interação emitem ou criam elétrons e pósitrons que ionizam os átomos do meio.

2.5.4.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica é uma interação entre um fóton e um elétron orbital das camadas mais internas do átomo- maior probabilidade para as camadas K e L. Há a ejeção de um elétron e o fóton é absorvido pelo átomo, havendo produção de um íon excitado e transferência de toda a energia do fóton para o meio. O íon normalmente se desexcita e retorna a seu estado fundamental quando outro elétron, de uma camada mais externa, ocupar o espaço deixado pelo elétron ejetado. A mudança de camada dos elétrons fará com que seja emitido um fóton de raios X característico ^[56,64].

2.5.4.2 Efeito Compton

O efeito Compton ou espalhamento Compton consiste na colisão entre um fóton e um elétron de uma camada mais externa do átomo, que pode ser considerado um elétron livre quando a energia do fóton incidente for muito maior do que a energia de ligação do elétron. A interação do fóton com o elétron acaba por dividir a energia do fóton incidente entre o elétron e um fóton espalhado, de menor energia que o original e com direção distinta. A energia cinética do elétron espalhado depende do ângulo de espalhamento, e pelo fato de o fóton não ser absorvido ele pode continuar interagindo com outros elétrons. O efeito Compton é predominante para energias acima de 40 keV no ar, e a probabilidade de ocorrência depende do número de elétrons disponíveis no material ^[57,64].

2.5.4.3 Produção de Pares

A produção de pares elétrons-pósitrons ocorre quando a energia do fóton incidente é maior que pelo menos duas vezes a massa de repouso do elétron (1,022 MeV). Resume-se na conversão de toda a energia do fóton em massa de repouso e energia cinética de um par de partícula (elétron) e sua anti-partícula (pósitron). Seguindo o modelo de Dirac para o pósitron, tanto o elétron como o pósitron perdem a energia no meio, o pósitron é aniquilado por qualquer elétron livre e fatalmente o elétron voltará a ocupar o buraco (ausência de um elétron em um estado de energia total negativa), emitindo dois fótons de energias de, pelo menos, 511 keV em sentidos opostos ^[57].

2.5.4.4 Espalhamento Rayleigh

O espalhamento Rayleigh ou espalhamento coerente ocorre com a absorção de um fóton incidente em um átomo e há a sua reemissão em uma direção diferente, havendo uma pequena movimentação no átomo, resultante da conservação do momento. Não há nesse processo transferência de energia do fóton para o átomo ^[63].

3. Materiais e Métodos

3.1 Efeito Anódico

O efeito anódico, também conhecido como efeito *hell*, descreve um fenômeno justificado pela inclinação do anodo. A nuvem de elétrons, emitidos pelo cátodo em direção ao anodo, ao interagir com o material do alvo em diferentes profundidades gera um feixe de raios X com formato cônico, e os fótons do feixe percorrem distâncias diferentes dentro do material do alvo- alguns fótons percorrem um caminho maior do material do alvo, sendo mais atenuados, preferencialmente esses fótons serão os do lado do anodo ^[65]. Há, portanto, no feixe que sai pela janela da cúpula um feixe assimétrico.

A não uniformidade do feixe de raios X é muito estudada e utilizada na radiologia, já que o corpo humano possui diferentes espessuras e o entendimento desse efeito pode, e deve, otimizar a relação “dose x diagnóstico”. A literatura descreve que a variação do feixe de raios X na extremidade anódica pode ser até 30% menor do que a intensidade do feixe da extremidade catódica em filme de 24x30 cms com distância fonte filme de 100 cm; é descrito que o efeito anódico fica mais evidenciado em anodos com angulação menor que 12° ^[57].

3.2 Filtração Inerente

Todos os equipamentos de raios X utilizados em radiodiagnóstico possuem um conjunto de filtros inerentes do equipamento. Essa filtração do feixe de raios X serve para reduzir a exposição no paciente, pois os filtros removem os fótons de baixa energia, que não contribuem para a formação de imagem. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection- ICRP*) estabelece um valor mínimo para a filtração inerente total dos equipamentos utilizados para fins diagnósticos. Esse valor não pode ser inferior a 1,5 mm de alumínio (mmAl) – exceto para equipamentos de mamografia- e iguais a 1,5 mmAl para radiografia odontológica em 70 kV.

O método mais usual para a dedução da filtração total do equipamento é o que relaciona a filtração com a qualidade do feixe de raios X, também denominado penetrabilidade, caracterizado numericamente pela camada semirredutora (CSR).

3.3 Camada Semirredutora (CSR)

Diversos autores apresentam correlações entre a CSR para cada potencial e filtração total do tubo de raios X, essas correlações são chamadas de diagramas de qualidade; como esses diagramas apresentam discrepâncias, alguns países adotam suas próprias normas técnicas – o Brasil, por exemplo. As normas técnicas brasileiras preconizam apenas valores mínimos para a CSR ^[12], dependendo da tensão aplicada no tubo, número de fases alimentadas pelo retificador de tensão do gerador (monofásico ou trifásico) e para o uso do equipamento: convencional, mamógrafo ou odontológico. Quando os valores mínimos preconizados para a CSR são obtidos assumi-se que a filtração total do feixe está adequada segundo especificações da ICRP.

A CSR pode ser definida como a espessura de um material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe de raios X em 50% do valor inicial na geometria regular. Essa condição implica em uma configuração que minimize a influencia da radiação de espalhamento, que tende a aumentar o valor de CSR.

A CSR é inversamente proporcional ao coeficiente de atenuação linear (μ). Se há então uma energia incidente de 1 e uma energia transmitida de 0,5, deve-se usar a equação na qual o valor da CSR multiplicado pelo coeficiente μ deve-se obter um valor igual a 0,693 ^[66].

Seja N_0 o número de fótons incidentes, N o número de fótons transmitidos e x a espessura do absorvedor, tem-se:

$$dN = -\mu N_0 dx \quad (10)$$

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (11)$$

$$N = \frac{N_0}{2} \quad (12)$$

Se (12), então:

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu x} \quad (13)$$

Portanto: $x=CSR$ (14)

E,

$$\mu.CSR=\ln 2 \quad (15)$$

$$\mu=\frac{0,693}{CSR} \quad (16)$$

$$CSR=\frac{0,693}{\mu} \quad (17)$$

O teste da camada semirredutora tem frequência anual, ou após reparos no equipamento, e visa verificar a qualidade do feixe de raios X ^[12]. O valor obtido pelo experimento deve ser interpretado comparando-se os valores obtidos com os valores fornecidos pelo Manual da Anvisa, apresentados na tabela 4 ^[12].

Tabela 4: Valores mínimos da CSR em função da tensão do tubo.

Tensão de pico (kVp)	CSR (mmAl)
70	2,3
80	2,6
90	3,0
100	3,2
110	3,5

3.4 Espectro de raios X

O espectro de raios X é formado pelo espectro contínuo somado ao espectro característico. Os fótons de baixa energia são absorvidos pela filtração inerente do tubo (vidro do tubo) e materiais que compõe a cúpula até sua total saída pela janela.

Existem outros fatores que modificam os espectros de raios X, como a tensão aplicada no tubo, a corrente no tubo, o material do alvo, a distância entre a fonte de raios X e o objeto de estudo, e a filtração adicional.

A figura 2 mostra um exemplo de espectro sem filtração inerente, onde é possível visualizar os dois picos característicos de radiação ($K\alpha$ e $K\beta$) para a produção de raios X usando um alvo de tungstênio.

Figura 2: Espectro de raios X produzido por um alvo de tungstênio.

A energia máxima dos fótons que emergem de um tubo é igual à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo, que por sua vez depende do pico de tensão aplicada ao tubo. Sendo assim, variações na voltagem variam o valor da energia máxima dos fótons emitidos, o aumento do kV consequentemente aumenta o poder de penetração ou “qualidade” do feixe, proporcionalmente. A quantidade total de radiação produzida também aumenta conforme aumenta o kV, porém a quantidade de raios X produzidos é proporcional a kV^2 . Apenas o espectro de linhas não é modificado com a variação de kV, pois depende apenas do número atômico do material alvo ^[22,64].

A emissão total dos raios X depende do número de elétrons que colidem com o alvo, sendo totalmente dependente da corrente no tubo. Quanto maior a corrente no tubo, maior será o número de elétrons e, consequentemente, dos fótons. A variação de corrente no tubo não interfere na qualidade de radiação (poder de penetração) ^[22].

Mesmo variando-se o material do alvo, para dada tensão aplicada, o máximo de intensidade de raios X produzida será a mesma. Porém, quanto maior o número atômico do alvo, maior quantidade de raios X será produzida (com a mesma corrente no tubo). As energias das linhas características mudam com o material do alvo, e quanto maior o número atômico do alvo maior a energia característica.

A distância entre a fonte de raios X e o objeto de estudo (paciente ou detector) influencia a intensidade do feixe. Um feixe de ondas eletromagnéticas decai

proporcionalmente como inverso do quadrado da distância devido ao aumento do ângulo sólido, o que provoca a diminuição do fluxo dos fótons por unidade de área. Consequentemente, com o aumento da distância diminui a quantidade dos fótons e a amplitude do espectro de raios X.

Outro parâmetro que influencia na forma do espectro sem alterar a energia máxima observada é a filtração adicional. A filtração remove fótons de baixa energia, tornando o feixe “duro”, dessa maneira diminui-se a contagem do número de fótons para cada valor energético, mudando a conformação do espectro.

3.5 Câmaras de Ionização

A dosimetria das radiações demandou o desenvolvimento de detectores. A câmara de ionização (C.I.) após a definição da unidade Roentgen tornou-se o principal instrumento para detecção e mensuração dos raios X, isto devido a sua boa estabilidade, boa reprodutibilidade e alta sensibilidade.

Nos anos de 1930 vários métodos eram utilizados para medidas de corrente e carga de ionização, entre eles, o acoplamento direto de um eletrômetro do tipo palhetado (Friedrich). Havia também os dosímetros de Hammer que usavam eletrômetros palhetados como rele para integração de cargas e finalmente foi aplicada uma válvula de tríodo com uma grade de isolamento funcionando como relé (dosímetro Mecapion de Strauss). Os dois últimos instrumentos representaram um grande avanço tecnológico na época por apresentarem boa sensibilidade, apesar de serem instáveis ^[54,64].

Durante esse período os detectores que mais se destacaram foram os dosímetros de Fricke e as câmaras de ionização (C.I.) de Attix, que posteriormente foram aperfeiçoadas por Sievert. As câmaras de ionização do tipo *small condenser-ionization chamber* com carga de energia antes mesmo de ser exposta a radiação foram muito importantes para o desenvolvimento da dosimetria, pois possuíam uma vasta gama de tamanhos e formas, de tal forma que se adequam à finalidade para a qual são utilizadas, acabando por ser até hoje um dos métodos mais eficazes para a medição de radiação. Essas C.I.s somadas aos eletrômetros valvulados (ou eletrômetro de Lindemann) da época cobriram as necessidades instrumentais dos físicos naquela época por mais de 30 anos ^[54,64].

Apesar de atualmente existirem diversos tipos de detectores de radiação ionizante, a câmara de ionização por ter diversas configurações, geometrias, volumes sensíveis e materiais diversos (adequados para várias finalidades) ainda é tida como o instrumento mais versátil, prático e preciso para medidas de dose absorvida e taxas de exposição.

As C.I. são constituídas basicamente por um eletrodo coletor central (anodo) e uma parede (catodo) de material apropriado que delimita uma cavidade preenchida por um gás ^[21, 42]. As C.I. se baseiam na ionização de um gás e são construídas levando-se em conta a coleta de íons produzidos pela radiação ionizante no volume sensível do detector. Com a aplicação de um campo elétrico entre o eletrodos são coletadas todas as cargas elétricas criadas por ionização direta, dessa forma a leitura de intensidade da radiação ionizante é proporcional ao fluxo de íons ^[61,67].

As geometrias da C.I., a distância entre os eletrodos e o material e espessura da parede são fatores influentes na resposta das C.I.. Entre os eletrodos de coleção (anodo e catodo) é aplicada uma diferença de potencial (DDP) para separar os pares de íons produzidos, essa DDP cria uma corrente, já que os íons negativos migram para o anodo e os íons positivos para o catodo. Esse fluxo de íons produz uma corrente elétrica baixa (ordem de 10^{-12} A) e por esse motivo as C.I.s devem ser conectadas a um instrumento sensível (eletrômetro) para que as leituras sejam obtidas ^[61,67].

As C.I. do tipo ar livre -que não são seladas- usam o ar do ambiente para preencher seu volume sensível, por esse motivo é necessário fazer a correção das leituras em função da pressão e temperatura por um fator calculado, conforme a Equação 18 ^[61,67].

$$K_{TP} = \frac{P_0}{P} \frac{(273,15+T)}{(273,15+T_0)} \quad (18)$$

Onde P_0 e T_0 são, respectivamente, os valores de pressão atmosférica e de temperatura de referência utilizados no Laboratório padrão, e P e T são os valores de pressão atmosférica e de temperatura obtidos durante as medições.

Existem diversos tipos de C.I. com dimensões e formas de cavidades diferentes. O uso de cada uma depende da finalidade a qual a C.I. será destinada, do tipo de radiação a ser medido, da intensidade e da taxa de variação no espaço e no tempo. Na

figura 3 estão ilustrados modelos de C.I. com configurações diferentes de anodo e catodo.

Figura 3: Esquema de diferentes disposições de anodo e catodo em câmaras de ionização.

Através da teoria de cavidade de Bragg-Gray, descrita por Attix, pode-se determinar a dose em um meio para feixes de fótons ou elétrons usando câmaras de ionização ^[58]. A introdução da C.I. no meio irá descontinuar o ar ambiente localizado no feixe primário, essa descontinuação é definida como cavidade. Conhecendo-se três fatores pode-se determinar a energia absorvida: o número de pares de íons produzidos por grama do gás na cavidade (J_g), a energia média dissipada por par de íon (W_g), e a razão do poder de freamento (*stopping power*) por grama do meio, pelo poder de freamento por grama do gás, para elétrons secundários (S_g^m) ^[57].

A energia cedida pelos elétrons por unidade de massa no gás é descrita pela equação 19.

$$E_g = J_g W_g \quad [\text{erg/g}] \quad (19)$$

Portanto, a energia cedida por unidade de massa pode ser descrita pela equação 20.

$$E_m = S_g^m J_g W_g \quad (20)$$

Como a C.I. coleta cargas de um único sinal, produzidas por elétrons secundários criados em um volume de ar de massa conhecida, tem-se pela equação 21 o valor de exposição em determinado ponto.

$$X_p = Q/m = Q/\rho V \quad (21)$$

Onde: X_p é a Exposição em um ponto de interesse, Q é a carga coletada, M é a massa de ar, P é a densidade do ar e V o volume do ar. ^[22]

3.5.1 Eletrômetro

O eletrômetro é um instrumento de alta sensibilidade desenvolvido para medir a baixa carga produzida pela câmara de ionização exposta em um feixe de ionização. De maneira geral o eletrômetro é um multímetro de corrente contínua, que permite a medida de corrente, resistência, carga e tensão.

Normalmente o eletrômetro possui uma entrada que permite que diversos modelos de C.I. sejam conectados, sendo assim possível criar diversos sistemas dosimétricos. Por esse motivo, segundo recomendações internacionais, durante a calibração de um sistema dosimétrico é necessário que a C.I. esteja acoplada ao eletrômetro.

O eletrômetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de no mínimo quatro dígitos. A mudança na resposta devido à fuga ou estabilidade à longo prazo não deve ultrapassar $\pm 0,5\%$ ao ano ^[68].

É possível, em alguns eletrômetros, variar a tensão aplicada à câmara de ionização, assim como reverter a polaridade, para a determinação da eficiência de coleção de íons. Alguns eletrômetros, inclusive, fazem a correção automática de temperatura e pressão para as C.I. acopladas.

3.5.2 Calibração das Câmaras de Ionização

Todo equipamento que demanda precisão deve ser calibrado, a C.I. deve ser calibrada para garantir que o valor indicado por ela esteja o mais exato possível em relação ao sistema de irradiação no qual está posicionada. Para que haja essa equivalência existe o fator calibração, um valor pelo qual a resposta da C.I. é multiplicado, dessa maneira a leitura é corrigida para o valor obtido pela câmara padrão do laboratório onde houve a calibração ^[19].

Normalmente as C.I. são calibradas pelo método de substituição, há no laboratório uma C.I. padrão, as medidas obtidas por ela em determinado feixe são a futura referência de valores para as C.I. que serão calibradas. A C.I. a ser calibrada é posicionada nos mesmos parâmetros de irradiação (distância da fonte, tempo de exposição e qualidade do feixe) e os valores obtidos são comparados aos valores obtidos pela C.I. de referência. Esse método costuma ser utilizado para a calibração de C.I. utilizadas para raios X em qualidades de radiação, radioproteção, diagnóstico e terapia.

3.6 Detectores Semicondutores

Detectores semicondutores, ou de estado sólido, são detectores de radiação ionizante baseados em cristais sólidos, quando há incremento de energia por depósito há criação de fluxo de elétrons.

Os dosímetros semicondutores transformam a ionização produzida em um cristal em um pulso elétrico que é amplificado. Para isso, os elétrons da camada de valência do condutor estão em um nível energético próximo ao da camada de condução, essas bandas são separadas por uma faixa proibida. Quando há o depósito de energia no detector, por interação com a radiação ionizante, há uma criação de cargas elétricas pelo campo gerado pelos elétrons e “buracos” do material ^[57].

Esses detectores operam como as C.I., porém ao invés do ânodo e do cátodo coletarem elétrons e íons positivos, há a coleta de elétrons e “buracos”. Normalmente os materiais utilizados são o Germânio e o Silício, para a detecção os eletrodos são conectados nos cristais em faces opostas e é mantida uma ddp entre eles.

Os íons produzidos nesses materiais, provenientes da absorção de energia da radiação incidente, produzem pulsos elétricos. O tamanho do pulso é proporcional à energia depositada. Para a produção de um par de íons nos gases é necessária uma energia de 30 a 40 eV, enquanto para essa produção um semicondutor de Silício precisa de 3,5 eV e um de Germânio precisa de 2,9 eV ^[57]. A figura 4 ilustra a disposição das camadas de detector semicondutor.

Figura 4: Disposição das camadas de um detector semicondutor.

Os dosímetros semicondutores tem resposta linear com a energia depositada, tem resposta independente do tipo de radiação, possuem uma ótima resolução, permitem que os equipamentos tenham tamanho pequeno e forneçam vários dados com uma única exposição (kV, número de pulsos, tempo de irradiação, valores de taxa, dose e camada semirredutora, por exemplo).

3.7 Dosímetros Termoluminescentes (TLDs)

Os Dosímetros Termoluminescentes (TLD) são dosímetros de radiação ionizante que usam o princípio da termoluminescência. Os TLD são cristais, ou policristais, inorgânicos dopados com quantidades adequadas de ativadores. Os ativadores criam imperfeições na rede cristalina do TLD, essas imperfeições servem como armadilhas para elétrons, capturando e aprisionando os portadores de carga e os centros de luminescência ^[69].

A radiação ionizante transfere energia aos elétrons do material quando há a interação, dessa maneira os elétrons da camada de valência são deslocados para a camada de condução e podem ser presos nas armadilhas. Após a irradiação do material, o mesmo é submetido a um processo de aquecimento, durante esse processo os elétrons aprisionados são liberados para a banda de condução e regressam à banda de valência, nesse processo há liberação de fótons de luz. A quantidade de luz liberada, geralmente, é proporcional a dose absorvida pelo material ^[69].

A termoluminescência é um tipo de fosforescência com longo período de vida em temperaturas ambientes. A sensibilidade dos TLD está diretamente relacionada à quantidade de luz liberada nesse processo.

Devido a seu pequeno tamanho, ampla faixa dinâmica e boa repetibilidade o TLD é amplamente utilizado em monitoração individual, dosimetria em procedimentos médicos, dosimetria ambiental e industrial.

3.8 Conjunto Normativo

Em 1928 foi criado o *International X-ray and Radium Protection*, por recomendação do 2º Congresso Internacional de Radiologia. Esse comitê passou a ser o atual *International Commission on Radiation Protection* (ICRP). A ICRP trabalha juntamente com outros órgãos governamentais, dentre eles a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), Organização Mundial da Saúde (OMS), Associação Internacional de Proteção Radiológica, *International Atomic Energy Agency* (IAEA) entre outros ^[13,14].

A ICRP, juntamente com a comunidade científica e órgãos governamentais, analisa os estudos, projetos e recomendações. As recomendações publicadas são dos anos de: 1959, 1964, 1966, 1977, 1990 e 2007. Essas divulgaram o sistema de proteção radiológica, cabendo a cada país a aplicação e utilização de suas recomendações. A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é o órgão responsável no Brasil ^[13,14].

Conforme a legislação atual (resolução SS-625 de 14/12/1994, da Secretaria de Estado da Saúde, e Portaria 453 de 01/06/1998 da Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde), todos os serviços que utilizam radiações ionizantes devem realizar Levantamento Radiométrico em suas instalações, Teste de Radiação de Fuga em seus aparelhos de raios X e implementar o Programa de Garantia de Qualidade nos serviços ^[9].

O objetivo principal deste conjunto normativo é que com a obtenção de imagens radiográficas com qualidade evita-se a exposição desnecessária à radiação de pacientes e profissionais. A correta realização de procedimentos radiológicos além de reduzir a dose nos pacientes também promove significativa diminuição nos custos, devido principalmente a repetição de exames.

A melhor relação custo-benefício para os pacientes e todos os profissionais da área pode ser obtida com programas efetivos de controle de qualidade. É recomendado:

a monitoração do controle de qualidade dos equipamentos de raios X, o posicionamento do paciente, a identificação do paciente na imagem, a limitação do feixe de raios X, a proteção de órgãos radiosensíveis (sem comprometer a indicação do exame), as condições de exposição radiográfica (fatores que tem impacto na dose do paciente e qualidade da imagem: como filtração total, filtração inerente, voltagem, ponto focal, distancia fonte-filme e razão da grade), o sistema tela-filme, a densidade óptica adequada, as exposições radiográficas por exame, o processamento do filme e a análise de filmes (incluindo os rejeitados) [8,9,10,11,12].

Hoje (Julho-2014), no Brasil, segundo dados da Secretaria de Atenção à Saúde-SAS/MS, existem 4.775 mamógrafos, 27.218 aparelhos de raios X médicos, 45.073 aparelhos de raios X odontológicos e 3.630 tomógrafos; e infelizmente ainda não há uma conscientização da importância do controle de qualidade em grande parte dos locais onde estão esses equipamentos [70].

O Programa de Garantia de Controle de Qualidade (PGQ) visa reduzir a dose-princípio do “*as low as reasonably achievable*” (ALARA), para níveis de exposição- e melhorar a qualidade da imagem; dessa forma, diminuem-se os gastos com filmes rejeitados, com técnicas imprecisas e a necessidade de mais tempo para realização de um novo exame. Esse processo é conhecido por 3D: *diagnostic, dose and dollar*.

3.9 Método Monte Carlo

O Método Monte Carlo é uma ferramenta matemática comumente utilizada em diversos segmentos da ciência e da engenharia para simular problemas que podem ser representados por processos estocásticos. A área de Física Médica tem se utilizado de simulações do transporte de radiação por meio desse método, principalmente pela grande evolução tecnológica da área.

Desde a primeira publicação, em 1949 por Metropolis e Ulam [30], foram registradas 37.163 publicações segundo pesquisa na base de dados PubMed [71]; em grande parte este grande aumento se deve pelo rápido avanço tecnológico da área computacional – aumento da velocidade de processamento e capacidade de armazenamento de informações [29].

O método é conhecido há séculos, e justamente pelo fato do método simular eventos que ocorrem aleatoriamente, durante o Projeto Manhattan da Segunda Guerra

Mundial, Ulam e Von Neumann denominaram “Monte Carlo”, referenciando a cidade de Mônaco conhecida mundialmente como a capital dos jogos de azar ^[29].

O método de Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico de simulação numérica de forma estocástica; sua aplicação se estende a qualquer problema descrito por meio de funções densidade probabilidade que são amostradas através de um gerador de números aleatórios. Quando aplicado ao transporte de radiação ionizante o problema estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão. Pode-se então estimar, através de um grande número de eventos, o comportamento médio dessas partículas em grandezas macroscópicas, como o fluxo ou densidade das partículas; grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas de grandezas macroscópicas. O valor esperado dessas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzmann ^[29].

Métodos convencionais de discretização costumam ser aplicados em sistemas de equações diferenciais parciais ou ordinárias, o MMC difere por ser um processo físico de simulação direta, não sendo necessário descrever equações matemáticas para representação comportamental do sistema. O requisito necessário é que o processo físico possa ser descrito por funções densidades probabilidade (PDF) ^[29].

Essa ferramenta permite, portanto, variar parâmetros que na prática teriam alto custo e difícil produção. Amostragens das PDFs geram histórias, sendo que a história da partícula é o conjunto de eventos que ocorre em uma determinada partícula desde sua geração até o momento em que é absorvida, escapa do sistema ou fique com energia abaixo de um dado limite mínimo chamado de corte (*cut*).

A precisão do resultado final está ligada ao número de histórias amostradas, levando-se em conta as energias utilizadas, a composição química dos materiais, geometrias e propriedades físicas do meio.

No método há a geração de números aleatórios para a estimativa da distância de transporte e para a seleção do tipo de interação, através de suas probabilidades de ocorrência, permitem os cálculos de grandezas relacionadas à interação com a matéria.

O cálculo de Monte Carlo é iniciado com a criação de um modelo que representa o sistema real de interesse. Com o material de interesse definido são simuladas as interações da radiação com esse modelo por meio de amostragens aleatórias das PDF que caracterizam esse processo físico.

O aumento do uso do método levou a criação de vários códigos computacionais, dentre esses alguns são: *Monte Carlo N-Particle* (MCNP)^[29,42,72], *Electron Gamma Shower* (EGS)^[43], *Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE)^[45] e *GEometry And Tracking* (Geant4)^[44].

3.9.1 Código MCNP5

Monte Carlo N- Particle Transport Code (MCNP5) é um código da interação da radiação com a matéria, sendo um código de propósito geral, já que tem a capacidade de simular as interações de partículas envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e para qualquer combinação entre esses. Algumas áreas de aplicação são Proteção Radiológica, Dosimetria, Radioterapia, Reatores Nucleares e Radiologia^[30,41,69,73].

Em uma simulação utilizando o código MCNP5 todos os dados relativos a cada simulação devem ser fornecidos pelo usuário em um arquivo de entrada (*input*). O arquivo de entrada especifica todos os dados referentes ao tipo de fonte, configurações geométricas, composição química e propriedades físicas do meio, além de especificar a resposta desejada e o número de histórias.

O arquivo de entrada deve ser descrito em três blocos. Cada bloco é composto por linhas de comando denominadas *cards*, onde são descritos os dados da simulação. Os três blocos são o bloco de células, o bloco de superfícies e o bloco de cartões de informações gerais.

No primeiro bloco, o bloco de células, os *cards* são responsáveis pela criação dos volumes utilizados na simulação, especificados por um número. Após o número de identificação é especificada a densidade e o número do material utilizado, as superfícies que limitam o volume e a importância dada a cada tipo de partícula para a célula.

No bloco de superfícies devem ser descritas as superfícies utilizadas para o meio de estudo, as superfícies podem ter diversas configurações, para tanto há uma tabela no manual do MCNP que descreve os tipos de superfícies possíveis e seus parâmetros de entrada, adotando-se um plano cartesiano.

O terceiro bloco, de informações gerais, contém informações sobre os cartões de descrição da fonte, – a forma da fonte (pontual ou volumétrica), posição e energia- os cartões de descrição dos materiais, – cada *card* traz informação sobre a composição do material em questão- os cartões de resposta – que definem a grandeza de interesse em

determinada célula ou superfície através dos *tallies*- e o número de histórias usado na simulação.

Entre cada bloco deve haver sempre uma linha em branco, para que o MCNP entenda a mudança de blocos, também se pode usar a letra *c* para comentar uma linha sem que haja influência na execução do programa.

3.9.2 VISED

O *Visual Editor for MCNP* é um software que permite a visualização do sistema gerado através de “inputs” criados para o MCNP ^[74]. É possível visualizar as estruturas geométricas em todos os eixos, bem como discriminar através de diferentes colorações os materiais utilizados para cada célula de todas as superfícies e células criadas.

É possível, também, gerar imagens em três dimensões do objeto de estudo, apesar dessas imagens *3D* apresentarem definições de bordas mal definidas – apresentam bordas quadradas ao invés de curvas, por configuração geométrica do software e falta de filtros *anti-aliasing*.

Essa ferramenta possui muita utilidade para se conferir todas as células e superfícies geradas pelo sistema no MCNP, além de permitir a objetivação de algo que era subjetivo.

3.10 Obtenção de Dados

Inicialmente foi acompanhada a calibração de alguns modelos de câmaras de ionização, incluindo a metade das utilizadas neste trabalho. O trabalho visa comparar medidas experimentais obtidas com câmaras de ionização com medidas obtidas por simulação do sistema real em MCNP, para que houvesse uma boa amostragem foram utilizados quatro equipamentos emissores de radiação ionizante para fins diagnóstico (aprovados em relatórios de controle de qualidade) e dois grupos de quatro câmaras de ionização (cada grupo acoplado a seu respectivo modelo de eletrômetro).

3.10.1 Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI)

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) pertencente à Gerência de Metrologia das Radiações (GMR), que está localizada nas instalações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN - SP), e é um dos laboratórios de padrão secundário credenciados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) para realizar calibração de instrumentos com radiação gama e X, e calibração de monitores de contaminação alfa e/ou beta ^[18]. O procedimento de calibração deve ser metuculoso e reprodutível, para tanto o LCI utiliza qualidades recomendadas pela norma 61267 da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) seguindo a Qualidade de Radiação de Referência (RQR)^[75,76,77]. As tabelas 5 e 6 apresentam as características dos RQRs utilizados no Laboratório.

Tabela 5: Qualidades para câmaras de ionização em tomografia.

Qualidades de CT implantadas no Sistema Pantak/Seifert					
Qualidade	kV	mA	CSR (mmAl)	Filtração (mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
RQT 8	100	10	6,9	3,2Al+0,30Cu	22
RQT 9	120	10	8,4	3,5Al+0,35Cu	34
RQT 10	150	10	10,1	4,2Al+0,35Cu	57
C.I. padrão: Radcal RC3CT Série: 8769- Calibrada no PTB - Incerteza= $\pm 1,5\%$; Eletrômetro Keithley 6517A- Série: 0989665; (NormaIEC 61267). No certificado= $\pm 3,0\%$; DFD=1m; colimador1=34mm; colimador2=50,8mm+colimador 3=95cm; abertura 5x2cm.					

Tabela 6: Qualidades para câmaras de ionização em diagnóstico.

Qualidades de radiodiagnóstico (feixes diretos) implantados no Sistema Pantak/Seifert					
Qualidade	kV	mA	CSR (mmAl)	Filtração (mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
RQR 3	50	10	1,78	2,4	22,4
RQR 5	70	10	2,58	2,8	38,6
RQR 8	100	10	3,97	3,2	69,3
RQR 10	150	10	6,57	4,2	120
Qualidades de radiodiagnóstico (feixes atenuados) implantados no Sistema Pantak/Seifert					
RQA 3	50	10	3,8	12,4	1,63
RQA 5	70	10	6,8	23,8	1,56
RQA 8	100	10	10,1	37,2	2,55
RQA 10	150	10	13,3	49,2	5,65
C.I. padrão: Radcal RC6 Série: 16675- Calibrada no PTB - Incerteza= $\pm 0,77\%$; Eletrômetro Keithley 6517A- Série: 0989665; (NormaIEC 61267); DFD=1m; colimador1=34mm; colimador2=50,8mm; campo=12 cm de diâmetro.					

O laboratório possui um sistema de radiação X de energias intermediárias, esse equipamento é formado por um gerador de potencial constante *Agfa NDT Pantak/Seifert GmbH & Co. KG.*, produzido na Alemanha, modelo Isovolt 160 HS; ligado a um tubo de raios X *Comet* (160 kV) de alta frequência, modelo MRX 160/22 com anodo estacionário (alvo de Tungstênio) e filtração inerente de 0,8 mmBe, sendo utilizado para a emissão de campos padrões. O aparelho permite uma operação de tensão no intervalo de 5,0 à 160,0 kV (permitindo variação unitária de valores nesse intervalo), com a corrente elétrica podendo variar de 0,1 à 45 mA e com tempo de exposição definido pelo “gate”, um sistema que abre o colimador do equipamento quando o operador selecionar, dessa forma o equipamento pode estar em funcionamento antes do operador “liberar” o feixe, garantindo dessa forma que o espectro de raios X já estará certo - quando o colimador está aberto e o equipamento demora para emitir os elétrons para a formação de fótons há um problema no tempo de exposição chamado de *overshooting*. [22,28,68]

A figura 5 mostra o painel de controle do equipamento instalado no LCI.

Figura 5: Painel de controle do LCI.

A figura 6 mostra algumas partes que compõe o equipamento do LCI.

Figura 6: Posicionamento de uma C.I., blindagem de chumbo do tubo de raios X, seletor de filtros e gerador de potencial constante do LCI.

O sistema de calibração instalado utiliza além do sistema de radiação X duas C.I.: uma de referência e uma monitora, ambas previamente calibradas e certificadas pelo laboratório primário *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) na Alemanha. A C.I. de referência é posicionada no feixe primário de radiação e há a realização de um processo de medidas com variações de distância, tensão no tubo, corrente e tempo de exposição. Os valores obtidos pela C.I. de referência são armazenados em um banco de dados e posteriormente são utilizados como valores padrão de referência para as C.I. que serão calibradas. O sistema padrão secundário é constituído por uma C.I. da Radcal, modelo RC 6 e por um eletrômetro *Keithley*, modelo 6517, série 0989665 ^[75].

A câmara monitora, por sua vez, é posicionada na saída da cúpula no feixe primário, estando localizada entre os suportes de fixação para as C.I.s (a serem calibradas) e o sistema seletor de filtros, de maneira que não atenua o feixe e ao mesmo tempo permite o monitoramento dos valores de taxa de dose no campo durante a

irradiação. Essa C.I. monitora é da marca *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 34014, estando acoplada à um eletrômetro PTW, do modelo UNIDOS E 10010, série 00212, sendo utilizada em todas as medidas para a verificação da constância da intensidade da radiação X. ^[75,76]

Figura 7: C.I. monitora posicionada na saída do feixe do equipamento emissor de raios X, no LCI.

A figura 8 mostra o eletrômetro PTW modelo UNIDOS E.

Figura 8: Eletrômetro da PTW modelo UNIDOS E, utilizado junto à câmara de ionização PTW.

Há no sistema de calibração adotado pelo LCI três distâncias fonte-alvo (DFA) que são utilizadas para calibração de C.I.s de diferentes usos. Conforme ilustrado na figura 9, a letra “A” representa o tubo de raios X, a letra “B” representa o cabeçote que envolve o tubo, a letra “C” é o sistema seletor de filtros e a letra “D” a mesa de apoio para instrumentos, a distância 1 é utilizada para a calibração de C.I.s de Radioterapia (até 50kV), com DFA de 50 centímetros e com diâmetro de campo irradiado de 8 centímetros, podendo utilizar filtros de alumínio ou sem filtros. A distância 2 é para Diagnóstico, sendo que a DFA é de 1 metro e o diâmetro de campo irradiado é de 12 centímetros. Utiliza-se para este procedimento filtros que podem ser de alumínio, alumínio somado a cobre e molibdênio. A última distância (3) é onde as C.I.s de Radioproteção são calibradas, sendo que a DFA é de 2,5 metros e o campo de irradiação é de 42 centímetros, podendo-se variar o filtro entre alumínio, cobre, estanho e chumbo. É importante ressaltar que o campo de irradiação para qualquer um dos três sistemas é uniforme.

Figura 9: Representação das DFAs 1,2 e 3, no procedimento de calibração de C.I.s em diferentes áreas e utilizações.

Com a finalidade de garantir o correto posicionamento das C.I.s há um sistema de lasers que localizam o centro do campo e a DFA para cada uma das três posições. Um detalhe do equipamento de radiação X do laboratório é que foi compensada a inclinação do tubo para que não haja efeito anódico no campo irradiado. Na figura 10 é possível observar a configuração do laboratório e as C.I.s durante o processo de calibração.

Figura 10: Imagem do LCI, os números de 1 a 3 são relacionados à DFA que se deseja utilizar.

Nesse laboratório foi acompanhada a calibração de alguns modelos de câmaras de ionização e os processos empregados para tal, também foi acompanhado o processo de calibração de quatro câmaras de ionização (da empresa Nucleata Radiometria de Araçatuba-SP) utilizadas nesse estudo.

Também, realizou-se nesse laboratório a irradiação de vinte e quatro TLD obtidos no Centro de Engenharia Nuclear do IPEN, para que essas leituras de dose fossem comparadas aos cálculos de dose por Método de Monte Carlo.

3.10.2 Medidas Experimentais

As medidas experimentais obtidas para o estudo foram realizadas no Setor de Radiologia do Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Medicina da Universidade Estadual Paulista (UNESP) “Julio de Mesquita Filho” no Campus de Botucatu.

Foram utilizados quatro equipamentos de raios X da marca Siemens, sendo todos do modelo MULTIX-B, com os seguintes números de série: S04402S01 (tubo de RX nº. 263526, instalado na sala 4 do setor), S03396S01 (tubo de RX nº263404, instalado na sala 5 do setor), S04428S01 (tubo de RX nº263612, instalado na sala 6 do setor) e S04622S01 (tubo de RX nº. 263622, instalado na sala 7 do setor). Todos os equipamentos são bivolts, com gerador de alta frequência multi-pulso,

microprocessados de 30 quilowatts com variação de tensão de 40 a 125 kV, tempo de exposição de 4 milissegundos a 5 segundos e rendimento de 500 mA a 60kV. O tubo utilizado por esses equipamentos possui dois focos: foco fino de 1,2 milímetros e foco grosso de 2 milímetros, tensão máxima no tubo de 500 kV e rotação do anodo de 3600 rotações por minuto. A figura 11 mostra as informações descritas no tubo de raios X.

Figura 11: Informações do tubo de raios X identificadas na etiqueta da cúpula.

Do total de oito C.I. utilizadas nos experimentos, quatro foram gentilmente fornecidas pela empresa “Nucleata Radiometria Ltda. de Araçatuba-SP”, denominadas nesse estudo como Conjunto 1 (C1), sendo todas da marca Radcal Corporation, dos seguintes modelos:

- Câmara de ionização Radcal modelo 20x6-6, número de série: 30899 (última calibração no IPEN em 04/08/2010 – Certificado de Calibração n°. 0351/2010).
- Câmara de ionização Radcal, modelo 20x6-180, número de série: 31110 (última calibração no IPEN em 04/08/2010 – Certificado de Calibração n°. 0351/2010).
- Câmara de ionização Radcal, modelo 20x6-60E, número de série: 30616 (última calibração no IPEN em 04/08/2010 – Certificado de Calibração n°. 0352/2010).
- Câmara de ionização Radcal, modelo 20x6-3CT, número de série: 31169 (última calibração no IPEN em 04/08/2010 – Certificado de Calibração n°. 0350/2010).

A tabela 7 mostra as informações das C.I. que são apresentadas no manual da Radcal.

Tabela 7: Informações das C.I..

C.I.	Modo Taxa			Dose		
	Resolução	Máximo	Ruído	Resolução	Máximo	Fuga
20x6-6	0,1μGy/s	150mGy/s	0,4μGy/s	0,3μGy	1,2kGy	0,2μGy/s
20x6-180	0,01mGy/hr	8,8Gy/hr	20μGy/hr	5nGy	2,1KGy	4nGy/s
20x6-60E	0,01μGy/s	15mGy/s	0,02μGy/s	0,03μGy	12kGy	15nGy/s
20x6-3CT	0,1μGy/s	150mGy/s	0,4μGy/s	0,3μGy	1,2kGy	0,2μGy/s

Os fatores de calibração, retirados dos certificados de calibração, para cada C.I. são:

- 10x6-6 é de 0,983 para 70 kV e de 0,980 para 100 kV, com incertezas de 2,5%.
- 10x6-180 é de 0,971 para 80 kV e de 0,966 para 100 kV, com incertezas de 2,5%.
- 10x6-60E é de 0,992 para 70 kV e de 0,972 para 100 kV, com incertezas de 2,5%.
- 10x6-3CT é de 0,987 para 100 kV e de 0,988 para 120 kV, com incertezas de 2,5%.

A figura 12 apresenta os modelos de C.I. e seu respectivo eletrômetro.

Figura 12: Imagem das C.I. modelos 20x6-6, 20x6-180, 20x6-3CT e 20x6-60E, e do eletrômetro 2026 da Radcal.

Essas C.I., para todas as medidas, foram acopladas a seu respectivo eletrômetro, da marca Radcal Corporation modelo 2026, série 26-0838 (última calibração no IPEN em 04/08/2010 – Certificado de Calibração nº. 0351/2010).

Além das C.I., a empresa Nucleata também forneceu dois detectores de estado sólido, com a finalidade de somar mais dados à parte experimental, denominados nesse estudo como Detectores de Estado Sólido (DES), ambos na marca Unfors, sendo:

- Detector ThinX RAD, número de série 30000992, certificado de calibração número: 30000992 – 100330 de 30/03/2010.
- Detector Mult-O-Meter, número de série 168423, certificado de calibração número: 168423-2010/227 de 27/12/2010.

A figura 13 mostra os dois modelos de detectores semicondutores.

Figura 13: Detectores UNFORS, Mult-O-Meter e ThinX RAD.

A tabela 8 mostra as informações dos DES que são apresentadas no manual da UNFORS.

Tabela 8: Informações dos DES.

		Unfors ThinX Rad	Unfors Mult-O-Meter
Modo Taxa	Mínimo	0,1mGy/s	100nGy/s
	Máximo	100mGy/s	500mGy/s
	Incerteza	5%	5%
Modo dose	Mínimo	20μGy	100nGy
	Máximo	999mGy	9999mGy
	Incerteza	5%	5%
	Tempo de exposição	10ms-10s	1ms-9999s
	Incerteza	0,50%	0,50%
	Mínimo kV	45	-
	Máximo kV	150	-
	CSR	1-10mmAl	-
	Incerteza	10% ou 0,2mmAl	-

As outras quatro C.I. utilizadas nos experimentos também foram gentilmente fornecidas pela empresa “GMP Consultoria em Radioproteção e Física Médica e Assessoria Ltda.”, denominadas nesse estudo como Conjunto 2 (C2), e sendo também todas da marca Radcal Corporation, dos seguintes modelos:

- Câmara de ionização Radcal modelo 10x6-6, número de série: 03-0569 (última calibração no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do

Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal do Pernambuco (LMRI-DEN-UFPE) em 22/08/2013 – Certificado de Calibração n°. RX0411/1013).

- Câmara de ionização Radcal, modelo 10x6-180, número de série: 08-0427 (última calibração no LMRI-DEN-UFPE em 24/08/2013 – Certificado de Calibração n°. 0414RX/1013).
- Câmara de ionização Radcal, modelo 10x6-60E, número de série: 07-0497 (última calibração no LMRI-DEN-UFPE em 24/08/2013 – Certificado de Calibração n°. 0413RX/1013).
- Câmara de ionização Radcal, modelo 10x6-3CT, número de série: 05-0356 (última calibração no IPEN em 24/08/2013 – Certificado de Calibração n°. 0415RX/1013).

A tabela 9 mostra as informações das C.I. que são apresentadas no manual da Radcal.

Tabela 9: Informações das C.I..

C.I.	Modo Taxa			Dose		
	Mínimo	Máximo	Dependência energética	Precisão	Mínimo	Máximo
10x6-6	20nGy/s	88mGy/s	$\pm 5\%$	$\pm 4\%$	100nGy	516Gy
10x6-180	1nGy/s	4,9mGy/s	$\pm 5\%$	$\pm 4\%$	2nGy	17Gy
10x6-60E	2nGy/s	19mGy/s	$\pm 5\%$	$\pm 4\%$	10nGy	52Gy
10x6-3CT	20nGy/s	350mGy/s	$\pm 5\%$	$\pm 4\%$	200nGy	1kGy

Os fatores de calibração para cada C.I. são:

- 20x6-6 é de 1,090 para 70 kV e de 1,093 para 100 kV, com incerteza de 1,5%.
- 20x6-180 é de 1,023 para 50 kV, de 1,024 para 70 kV e de 1,025 para 100 kV, com incertezas de 1,5%.
- 20x6-60E é de 0,964 para 50 kV, de 0,962 para 70 kV e de 0,961 para 100 kV, com incertezas de 1,5%.
- 20x6-3CT é de 0,959 para 120 kV com incerteza de 3%.

A figura 14 apresenta os modelos de C.I. e seu respectivo eletrômetro.

Figura 14: Imagem das C.I. modelos 10x6-6, 10x6-180, 10x6-3CT e 10x6-60E, e do eletrômetro Accu Pro 9096 da Radcal.

Essas C.I., para todas as medidas, foram acopladas a seu respectivo eletrômetro, da marca Radcal Corporation modelo Accu-Pro 9096, série01-1634 (última calibração no LMRI-DEN-UFPE em 24/08/2013 – Certificado de Calibração n°. 0412RX/1013).

Outros materiais utilizados para os testes foram as placas de alumínio com pureza de 95% para testes de CSR, medidor de nível para o alinhamento e fita métrica para o posicionamento da cúpula dos equipamentos, como pode ser observado nas figuras 15 e 16.

Figura 15: Método para alinhamento e posicionamento da cúpula.

Figura 16: Placas de alumínio posicionadas para a medida de CSR – a 10 cm da C.I..

Com as oito C.I. acopladas aos seus respectivos eletrômetros foram realizadas medições de taxa kerma no ar, posicionando-se as C.I. no feixe primário dos quatro equipamentos, foi empregada uma metodologia na qual as C.I. foram posicionadas a um metro de distância do ponto focal dos equipamentos, os valores de quilovoltagem dos equipamentos foram definidos em 50kV, 81kV, 90kV e 102 kV, com a finalidade de *a posteriori* se validar o procedimento das simulações para energias de ordem de radiodiagnóstico.

A figura 17 mostra o posicionamento das C.I.s no equipamento MULTIX-B da Siemens no Hospital da UNESP em Botucatu durante uma das medidas realizadas.

Figura 17: Quatro modelos de C.I. posicionadas em um equipamento da UNESP.

Esse modelo dos equipamentos emissores de radiação ionizante da Siemens utilizados permitem a seleção do kV e do mAs, sendo que há no painel de controle um *display* que fornece o tempo em segundos da exposição.

Os primeiros testes realizados foram as medidas efetuadas para o C1 e para o DES no dia 02 de agosto de 2013, foram realizadas medidas nos quatro equipamentos Siemens do setor de Radiologia da UNESP de Botucatu. Os parâmetros utilizados para as medidas foram variados, de 50kV a 102kV e de 10mAs à 40mAs, como são demonstrados na tabela 10.

Tabela 10: Valores definidos para obtenção de medidas para o C1 e DES nos equipamentos da UNESP.

kV	mAs	Segundos	kV	mAs	segundos
50	10	0,022	90	10	0,032
	20	0,045		20	0,063
	32	0,071		32	0,1
	80	0,18		80	0,25
81	10	0,028	102	10	0,036
	20	0,056		20	0,071
	32	0,09		32	0,11
	80	0,22		80	0,28

Foram realizadas quatro leituras para cada variação dos parâmetros descritos, em cada um dos quatro equipamentos com as quatro C.I. do C1 e com o DES.

O segundo teste realizado, no mesmo dia, foi a avaliação da camada semirredutora (CSR) dos equipamentos testados, seguindo as recomendações do manual da Vigilância Sanitária para Segurança e Desempenho de Equipamentos em Radiodiagnóstico Médico.

Para este experimento foi utilizado um kit de placas de alumínio da empresa Nucleata da marca Victoreen, com espessuras de 0,1mm; 0,5mm e 1,0mm. Foi fixado o valor de tensão a 81kVp (medido) e um valor de 20 mAs, em seguida posicionou-se a C.I. 20x6-6 no campo de radiação, centralizada em relação ao feixe, tal que a distância foco-detector foi de um metro. Então foram realizadas três exposições, anotando-se os valores obtidos, e realizou-se novas exposições adicionando atenuadores de 0,5 milímetros ou de 1 milímetro entre a C.I. e a fonte, até que se obteve uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial.

No dia 13 de maio de 2014 foram realizados os experimentos com o C2. Utilizando-se os mesmos equipamentos MULTIX-B do departamento de Radiologia da UNESP de Botucatu. Nas medidas realizadas variou-se novamente os valores de kV de 50 a 102, porem variou-se o valor de mAs para que todas as C.I. tivessem a melhor resposta. A tabela 11 mostra os valores utilizados para essas medidas.

Tabela 11: Valores definidos para obtenção de medidas para o C2 nos equipamentos da UNESP.

C.I.	KV	mAs	C.I.	KV	mAs
10x6-6	50	20	10x6-3CT	50	20
	81	20		81	20
	90	20		90	20
	102	20		102	20
10x6-180	50	1,8	10x6-60E	50	10
	81	1,8		81	10
	90	1,8		90	10
	102	1,8		102	10

Foram realizadas quatro leituras para cada variação correspondente dos parâmetros descritos, em cada um dos quatro equipamentos com as quatro C.I. do C2.

Também foi realizado, no dia treze de maio de 2013, o teste de avaliação da camada semirredutora (CSR) dos equipamentos testados, utilizando um kit de placas de alumínio desta vez da empresa GMP, com espessuras de 0,5mm e 1,0mm. Utilizou-se a mesma metodologia, a C.I. 10x6-6 e foram obtidos os valores de CSR.

3.10.3 Simulação MCNP5

As simulações foram desenvolvidas e realizadas no Centro de Engenharia Nuclear (CEN), um departamento do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), que é uma autarquia estadual associada à Universidade de São Paulo (USP) e gerenciada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Para que a simulação de um sistema tenha respostas fidedignas com as obtidas pelo sistema real é imperativo que a simulação empregue os mesmos parâmetros físicos e químicos do sistema real. Neste trabalho foi simulado um sistema onde há um equipamento emissor de raios X (Siemens MULTIX-B) associado a dois conjuntos de quatro modelos de C.I. (C1 e C2).

O equipamento de raios X e as C.I. possuem algumas informações disponíveis para seus usuários em seus manuais. Essas informações são limitadas, para os equipamentos de raios X e para as C.I. há apenas poucos dados técnicos (descritos anteriormente no item 3.2 Medidas Experimentais).

As maiores dificuldades para a correta simulação foram as medidas de distâncias espessuras dos componentes, somados as composições dos materiais a serem simulados, já que devido ao sigilo industrial as empresas não são obrigadas a fornecer estes dados. Também, é comum que simulações que envolvam raios X sejam feitas utilizando-se um espectro que já contém as informações de direção e energia dos fótons, nesse trabalho, porém, foi utilizada uma fonte de elétrons e o processo de formação dos raios X foi baseado no real. Essa característica da simulação permite mudanças do material do alvo e da distância da fonte-alvo.

O tubo de raios X possui algumas componentes com características que são essenciais para a representação realística do sistema em estudo. Para tanto, foram utilizados um tubo de raios X “queimado” de um MULTIX-B e dados do equipamento

como ponto partida - modelo real-, foram então definidas a localização, a dimensão e a posição dos componentes do tubo.

A fonte emissora de elétrons foi definida para o foco fixo do equipamento (1,2 mm) e foi posicionada a uma distância de 2,25 cm do isocentro do alvo a ser bombardeado (assim como medido no tubo de raios X “queimado”). Não houve a necessidade de simular o corpo focalizador já que é possível definir pelo MCNP a direção no plano cartesiano que os elétrons são direcionados. No início das simulações foi verificado que existe uma grande diferença na produção de fótons ao se utilizar uma fonte pontual ao invés de uma com a extensão do foco. A literatura descreve que o material do foco é de tungstênio, mas como não é necessário descrever o efeito termiônico para a ejeção de elétrons da fonte na simulação não foi necessário simular o material.

Definida a fonte de elétrons, o alvo foi criado utilizando uma geometria de um cone “cortado”, as dimensões foram obtidas através de medidas realizadas no tubo real, e foi utilizada a inclinação do alvo que é descrita no manual (16°) e o material utilizado foi o tungstênio.

O invólucro de vidro do tubo também foi simulado, com espessura de vinte e quatro milímetros e material definido como vidro borossilicato, envolvendo o alvo e a fonte de elétrons – definindo o tubo de raios X. Envolvendo o tubo foi criada a cúpula, composta por chumbo e com a finalidade de não permitir fuga de fótons e elétrons para fora desse sistema. A janela do cabeçote também teve suas dimensões definidas a partir do manual do equipamento, sendo importante na definição do tamanho do campo. E após a janela da cúpula foram simulados os filtros inerentes do equipamento, compostos por alumínio e de 1,5 milímetros de espessura – já que no real são três lâminas de 0,5 milímetros. Para todos os cálculos de simulação do equipamento somou-se ao valor da filtração 1 mmAl, totalizando em 2,5 mmAl, já que todos os equipamentos reais utilizam um sistema de alinhamento do campo luminoso com filtração de 1 mmAl, como é possível observar na figura 18.

Figura 18: Filtração adicional do dispositivo do tamanho de campo luminoso.

A seguir, na figura 19, há o esquema de um aparelho de raios X similar ao que foi simulado, este *design* é adotado em quase todos os equipamentos de radiodiagnóstico com anodo rotatório.

Figura 19: Esquema de um equipamento de raios X real, visão do tubo de raios X inserido no cabeçote.

O equipamento simulado pode ser visto na figura 20, que é uma representação em três dimensões, obtida pelo MCNP *Visual Editor* (VISED)^[52], onde também há a descrição dos componentes simulado.

Figura 20: Figura obtida pelo VISED 3D e editada, representação esquemática do equipamento simulado. 1. Cúpula de chumbo, 2. Invólucro de vidro, 3. Alvo de Tungstênio, 4. Janela, 5. Filtros inerentes do equipamento e 6. Fonte de elétrons.

A segunda parte da simulação envolve as C.I., que também foram desenvolvidas através do estudo do manual e testes estatísticos. O material fornecido pela Radcal diz que o material utilizado nas paredes das C.I. é o policarbonato (para as C.I. 20x6-6, 20x6-180, 20x6-60E, 10x6-6, 10x6-180 e 10x6-60E) e o poliacetal – ou polioximetileno- (utilizado para a capa estabilizadora das C.I. 20x6-3CT e 10x6-3CT), mas não é informada a densidade dos materiais. O manual também informa as dimensões externas e os volumes sensíveis das C.I., mas não fornece a espessura das paredes, que foi desenvolvida através de testes pela curva de dose e por imagens radiológicas.

A figura 21 apresenta as dimensões fornecidas pelo manual das C.I. e a figura 22 apresenta uma imagem radiológica das C.I. para estudo das dimensões das paredes.

Figura 21: Dimensões dos quatro modelos de C.I. descritas pelo manual do usuário da Radcal.

Figura 22: Imagem radiológica das C.I. para o estudo das dimensões das paredes.

Todos os materiais e densidades utilizados no sistema simulado foram descritos pelo “*Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*”,

que é um guia de composição de materiais para modelagem em transporte de radiação desenvolvido pelo “*Pacific Northwest National Laboratory*”.

Nas figuras 23, 24, 25 e 26 são mostradas imagens obtidas pelo VISED 3D relacionados às fotos das C.I.s simuladas, vale resaltar que as bordas que aparecem quadradas nas imagens simuladas na verdade são redondas, resultado da falta de um filtro melhor de *anti-aliasing* no *software*.

As C.I. com volumes correspondentes apresentam as mesmas dimensões, volumes e materiais, tendo a parte do volume ativo iguais e a parte do processamento diferente para os C1 e C2, portanto as C.I. simuladas foram nomeadas de 6s (20x6-6 e 10x6-6), 180s (20x6-180 e 10x6-180), 60s (20x6-60E e 10x6-60E) e 3s (20x6-3CT e 10x6-3CT).

Figura 23: Imagem obtida pelo Vised 3D da C.I. 20x6-6 e foto da C.I. utilizada.

Figura 24: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-180 e foto da C.I. utilizada.

Figura 25: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-60E e foto da C.I. utilizada.

Figura 26: Imagem obtida pelo VISED 3D da C.I. 20x6-3CT e foto da C.I. utilizada.

O esquema de simulação do conjunto é representado na figura 27, onde há o sistema composto pelo equipamento emissor de raios X e uma C.I. localizada à um metro de distância do ponto focal e no feixe principal de energia.

Figura 27: O conjunto definido pelo equipamento emissor de radiação e pela C.I. 3CT posicionada a um metro do ponto focal e localizada no feixe primário.

A combinação dos arranjos experimentais das simulações são os mesmos do sistema real. As respostas obtidas por todos os conjuntos simulados (os quatro modelos de C.I. nos quatro campos de diferentes energias- 50kV, 81kV, 90kV e 102kV) foram obtidas como resultado do *tally* inserido no *card*. Foram utilizados para todas as simulações os *tallies* F1:P (corrente de fótons integrada na superfície- definido pelo número de partículas), F4:P (estimativa do fluxo de fótons que atravessaram o volume da célula- definido pelo número de partículas por centímetro quadrado) e o F6:P (estimativa do depósito de energia pelos fótons incidentes em todo o volume da célula- definido em MeV por grama).

O número de histórias que gerou resultados com erro estatístico abaixo de 0,2% foi de 2×10^9 histórias, por isso adotou-se para todas as simulações esse valor. O MCNP

descreve em seus cálculos a interação equivalente a uma partícula, portanto é necessário corrigir o resultado obtido para o número real de partículas do sistema real.

O MCNP faz o cálculo na simulação para uma única partícula e o *tally* F6 fornece os resultados em MeV/g. Nesse estudo foi definido que as respostas de todos os sistemas seriam convertidos em mGy, e para a conversão do valor obtido pelo MCNP é preciso primeiramente equivaler o número de partículas.

É definido que um Ampere é igual a $6,24 \times 10^{18}$ elétrons por segundo. No sistema real – equipamento emissor -, em todas as medidas realizadas, foi selecionado um valor de corrente (mAs). Foi possível, então, converter o valor de MeV/g obtido pelo MCNP em MeV/g.s, multiplicando o valor equivalente de elétrons/s do mAs utilizado pelo valor calculado de F6.

Em seguida, pela definição, sabe-se que $1 \text{ MeV/g} = 1,60 \times 10^{-10} \text{ Gy}$, então a multiplicação do valor de MeV/g.s por $1,6 \times 10^{-10} \text{ Gy}$ resulta em um valor em Gy/s. O tempo de exposição é fornecido pelo equipamento (e/ou pela C.I.), assim, a multiplicação do tempo de exposição em segundos pelo valor obtido de Gy/s resulta em um valor em Gy. Como a unidade definida para o trabalho é mGy, a divisão do último valor por 10^3 fornece o valor de saída obtido pelo MCNP em mGy.

4. Resultados

A preocupação com a confiabilidade dos dados fez com que o projeto fosse inicialmente desmembrado em uma série de estudos, para tanto foram avaliadas primeiramente as características das C.I., em seguida obtidas informações por cálculo através do Método de Monte Carlo e finalmente foi realizada a comparação entre todos os dados.

4.1 Estudo da Resposta das Câmaras de Ionização em Função do Volume

Sensível

Inicialmente foi realizado um estudo comparando os valores de doses obtidos pelas quatro C.I. com volumes sensíveis diferentes (20x6-6, 20x6-180, 20x6-60E e 20x-6-3CT) da empresa Nucleata, com a finalidade de evidenciar a importância da correta

utilização das distintas C.I. quanto ao tipo de detecção, faixa de energia do aparelho emissor e faixa de energia para obtenção de dados confiáveis^[53].

Neste estudo essas quatro C.I.s foram posicionadas no centro do campo de radiação do feixe, a um metro de distância do ponto focal e com os colimadores de campo do equipamento totalmente abertos (campo máximo). O aparelho emissor de radiação utilizado foi o aparelho localizado na sala 4 do setor de Radiologia da UNESP de Botucatu, da marca Siemens e do modelo MULTIX-B, aprovado previamente pelos testes de controle de qualidade exigidos pela Portaria 453 do Ministério da Saúde, tendo apresentado condições de operação satisfatória em todos os seus parâmetros radiométricos.

Foram realizadas cento e oito exposições no total; das quais vinte e sete exposições foram realizadas para cada câmara de ionização, variando-se o kV, o mA e o mAs. Para uma estimativa de resultados melhor, cada exposição foi realizada três vezes com os mesmos parâmetros e fez-se a média desses três valores^[53]. O erro associado as leituras é de $\pm 4\%$ para cada C.I..

Nas primeiras leituras realizadas fixou-se os valores de 100 mA e 2 mAs, variando-se o valor do kV (70, 76 e 82), os valores obtidos foram plotados no gráfico 1.

Gráfico 1: Apresentação dos valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de kV.

Em seguida foram realizadas leituras fixando-se os valores de 70 kV e 125 mA, variou-se o tempo de exposição e as doses para as quatro C.I.s estão demonstradas no gráfico 2^[53].

Gráfico 2: Valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de tempo de exposição em segundos.

Então foi mantido fixo o valor de 70 kV, variando-se o valor do tempo de exposição e o valor do mA, pode-se relacionar os valores de dose obtidos pelas quatro C.I.s no gráfico 3^[53].

Gráfico 3: Valores de exposição obtidos pelos quatro modelos de C.I. em mR em relação aos valores de tempo de exposição em segundos.

Esse estudo demonstrou o quanto o volume da C.I. influência na leitura de dose, é notável que as C.I. de menor volume (20x6-6 e 20x6-3CT), para técnicas com baixo tempo de exposição e baixo valor de corrente (mA), não atingem a energia suficiente

para que haja equilíbrio eletrônico, portanto, com o baixo número de interações com fótons (e de baixa energia) não há leitura significativa.

4.2 Resultado das Medidas Experimentais com TLD

Foi proposto um estudo para a comparação das respostas de TLDs (pertencentes ao CEN) irradiados no LCI com as respostas calculadas através do MCNP5 para o equipamento simulado. Para esse estudo vinte e quatro TLDs do tipo TLD700 (de Fluoreto de Lítio- LiF), previamente calibrados para energias em diagnóstico, foram utilizados.

O uso dos TLDs demandou os três seguintes passos: tratamento térmico, irradiação e leitura. O processo de tratamento dos TLDs foi realizado através da permanência dos mesmos em uma estufa por duas horas à 400°C e por mais uma hora a 100°C, com a finalidade de desarmadilhar elétrons e eliminar informações residuais anteriores. O tratamento térmico e a leitura dos TLDs foi realizado pelo grupo de BNCT (*Boron Neutron Capture Therapy*) do IPEN.

Suportes de acrílico foram desenvolvidos para que um grupo de seis TLDs pudesse ser posicionado a 1 metro de distância da fonte de irradiação no LCI. Sendo assim, foram criados quatro grupos (numerados de 1 a 4) contendo seis TLDs.

O sistema de irradiação do LCI (Pantak/Seifert) utilizou qualidades diagnósticas, de acordo com a RQR 10, seguindo as novas recomendações da norma 61267 do IEC. E a irradiação utilizou a energia de 150 kV, corrente de 10 mA, filtração de 4,2mmAl, taxa Kerma no ar de 120 mGy/min em um campo uniforme de 12 cm de aresta. A figura 28 mostra o posicionamento dos TLDs no sistema de irradiação.

Figura 28: Posicionamento dos TLDs no feixe primário do equipamento.

O protocolo de irradiação desenvolvido foi repetido quatro vezes usando diferentes tempos de irradiação - 1, 2, 3 e 4 minutos- para a obtenção de diferentes valores de doses para uma mesma taxa de irradiação.

Os valores relativos a cada grupo de dose do campo calibrado, do tempo de exposição dos TLDs e as doses obtidas pelos TLDs foram agrupados como é mostrado na tabela 12.

Tabela 12: Classificação dos grupos de TLDs em relação ao tempo de exposição, dose do campo calibrado e dose no TLD.

Grupo	Quantidade de TLDs	Tempo de Exposição	Dose no Campo Calibrado	Dose TLD
1	6	1 minuto	120 mGy	120,3 mGy (0,25%)
2	6	2 minutos	240 mGy	227,1 mGy (5,3%)
3	6	3 minutos	360 mGy	375,8 mGy (4,3%)
4	6	4 minutos	480 mGy	502,8 mGy (4,7%)

Foram simulados dois sistemas no MCNP5, ambos utilizando o equipamento emissor de raios X desenvolvido, porém com uma filtração de 4,2 mmAl ao invés de 2,5 mmAl. O primeiro sistema calculou a dose depositada no ar e o segundo calculou a dose

depositada no material do TLD (LiF), para ambos foi utilizado o *tally* F6 e um número de 4×10^9 histórias.

A figura 29 mostra a configuração do sistema simulado.

Figura 29: Localização dos seis TLDs no sistema simulado, onde há o equipamento de raios X.

O erro calculado para a simulação que utilizou o LiF foi de 0,98% e o erro para a simulação de cálculo de kerma no volume de ar ocupado pelo TLD foi de 2,58%. A seguir, na tabela 13 é apresentada a comparação de doses entre todos os sistemas desse estudo.

Tabela 13: Comparação das doses obtidas pelos TLDS, pelo cálculo de simulação no volume de ar, pelo cálculo de simulação no volume do material LiF em relação a dose no campo calibrado (incertezas).

Kerma no Campo Calibrado	Kerma TLD	Kerma no Ar (MCNP)	Kerma no LiF (MCNP)
120 mGy	120,3 mGy (0,25%)	145,8 mGy (0,8%)	148,5 mGy (0,7%)
240 mGy	227,1 mGy (5,3%)	291,6 mGy (0,8%)	297 mGy (0,7%)
360 mGy	375,8 mGy (4,3%)	437,4 mGy (0,8%)	445,5 mGy (0,7%)
480 mGy	502,8 mGy (4,7%)	583,2 mGy (0,8%)	594 mGy (0,7%)

O gráfico 4 apresenta os valores de kerma obtidos para cada método.

Gráfico 4: Comparação do valor de kerma obtido para cada grupo.

O uso de um campo calibrado possibilitou a comparação da resposta do TLD e do sistema simulado com um sistema padrão. O TLD provou ser uma ferramenta adequada para a medida de kerma em um campo de raios X em energia de diagnóstico, apesar de não apresentar valores em tempo real, e mais importante: o sistema simulado pode ser validado para energias em radiodiagnóstico.

4.3 Resultado das Medidas Experimentais com as C.I.s – Setor de Radiologia UNESP

Foram realizadas, primeiramente, as leituras com o C1 e com o DES nos quatro equipamentos emissores do setor de Radiologia da UNESP. As medidas com as C.I. foram realizadas utilizando o modo taxa de dose no eletrômetro (Radcal 20x26), nesse modo a leitura é apresentada pelo *display* em R/min. Visando a comparação de todos os valores para esse trabalho, foi estabelecida a unidade mGy, e por esse motivo os valores obtidos pelo C1 foram convertidos de mR/min para Gy.

Como definido: $1R=0,008696\text{Gray}$, e como o tempo de exposição foi fornecido pelo equipamento, os valores em R/min foram convertidos em mGy. Os DES apresentam tanto o valor de dose em mGy quanto o valor da taxa de exposição em mGy/s.

Nas tabelas 14, 15, 16 e 17 são apresentados os valores médios (média de quatro medidas consecutivas) de dose, já corrigidos pelo fator pressão e temperatura e pelos fatores de calibração, obtidos pelos quatro modelos de C.I. do C1 e o valor de CSR para cada um dos quatro equipamentos de raios X da UNESP.

Tabela 14: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 4.

Sala 4		Kerma em mGy (incerteza)				CSR=3,2mmAl
kV	mAs	20x6-6	20x6-180	20x6-60E	20x6-3CT	
50	20	0,0150 (0,03)	-	0,579 (0,009)	0,583 (0,011)	
81	20	0,0494 (0,03)	-	1,632 (0,008)	1,628 (0,013)	
90	20	0,0989 (0,05)	-	1,988 (0,012)	2,001 (0,014)	
102	20	0,1588 (0,08)	-	2,420 (0,012)	2,438 (0,015)	

Tabela 15: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 5.

Sala 5		Kerma em mGy (incerteza)				CSR=3,1mmAl
kV	mAs	20x6-6	20x6-180	20x6-60E	20x6-3CT	
50	20	0,0182 (0,03)	-	0,552 (0,009)	0,548 (0,012)	
81	20	0,0341 (0,04)	-	1,542 (0,009)	1,581 (0,013)	
90	20	0,1084 (0,05)	-	1,898 (0,012)	1,921 (0,014)	
102	20	0,1523 (0,08)	-	2,388 (0,013)	2,621 (0,014)	

Tabela 16: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 6.

Sala 6		Kerma em mGy (incerteza)				CSR=3,2mmAl
kV	mAs	20x6-6	20x6-180	20x6-60E	20x6-3CT	
50	20	0,0146 (0,02)	-	0,546 (0,01)	0,532 (0,012)	
81	20	0,0979 (0,04)	-	1,535 (0,01)	1,574 (0,013)	
90	20	0,0975 (0,05)	-	1,876 (0,011)	1,873 (0,013)	
102	20	0,1928 (0,07)	-	2,415 (0,012)	2,409 (0,013)	

Tabela 17: Respostas das C.I. do C1 no equipamento da sala 7.

Sala 7	kV	mAs	Kerma em mGy (incerteza)				CSR=3,2mmAl
			20x6-6	20x6-180	20x6-60E	20x6-3CT	
	50	20	0,0121 (0,02)	-	0,498 (0,01)	0,467 (0,011)	
	81	20	0,0538 (0,03)	-	1,438 (0,009)	1,469 (0,012)	
	90	20	0,0944 (0,04)	-	1,698 (0,011)	1,733 (0,012)	
	102	20	0,0899 (0,06)	-	2,283 (0,013)	2,201 (0,013)	

As tabelas 18 e 19 apresentam os valores médios de quatro medidas de exposição e normalizados para os quatro equipamentos emissores com os DES.

Tabela 18: Média normalizada dos quatro valores de resposta normalizados para os quatro equipamentos. Respostas do ThinX RAD.

NOMINAL			Unfors ThinX RAD				
kV	mAs	segundos	kV	segundo	mGy	mGy/s	CSR mmAl
50	20	0,045	49,5	0,041	0,63	15,2	2
81	20	0,056	81	0,052	1,76	33,5	2,9
90	20	0,063	90	0,058	2,15	36,8	3,2
102	20	0,071	102	0,066	2,7	40,4	3,7

Tabela 19: Média normalizada dos quatro valores de resposta normalizados para os quatro equipamentos. Respostas do Mult-O-Meter.

NOMINAL			Unfors Mult-O-Meter		
kV	mAs	segundos	mGy	mGy/s	ms
50	20	0,045	0,664	19,66	37,6
81	20	0,056	1,766	32,98	54,5
90	20	0,063	2,122	34,94	61,6
102	20	0,071	2,59	37,62	69,8

Nas tabelas 20, 21, 22 e 23 são apresentados os valores médios de dose (média de quatro medidas consecutivas) obtidos pelo C2, já corrigidos pelo fator pressão e temperatura e pelos fatores de calibração. É apresentado também o valor de CSR e o de

rendimento do tubo ($\text{mGy.m}^2/\text{mA.min}$) calculados para cada um dos quatro equipamentos de raios X da UNESP.

Tabela 20: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 4.

Sala 4		Kerma em mGy (incerteza)						
				10x6-60E		10x6-180		
kV	mAs	10x6-6	10x6-3CT	mAs	dose	mAs	dose	CSR= 3,31mmAl
50	20	0,585 (0,02)	0,566 (0,02)	10	0,289 (0,01)	1,8	0,053 (0,002)	
81	20	1,627 (0,07)	1,624 (0,07)	10	0,812 (0,03)	1,8	0,148 (0,007)	
90	20	1,985 (0,09)	1,991 (0,09)	10	0,994 (0,04)	1,8	0,183 (0,008)	
102	20	2,491 (0,11)	2,512 (0,11)	10	0,994 (0,04)	1,8	0,228 (0,01)	

Tabela 21: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 5.

Sala 5		Kerma em mGy (incerteza)						CSR= 3,19mmAl
				10x6-60E		10x6-180		
kV	mAs	10x6-6	10x6-3CT	mAs	dose	mAs	dose	Rendimento=4,31
50	20	0,5410 (0,02)	0,536 (0,02)	10	0,276 (0,01)	1,8	0,049 (0,002)	
81	20	1,5110 (0,07)	1,535 (0,07)	10	0,771 (0,03)	1,8	0,139 (0,007)	
90	20	1,8490 (0,09)	1,886 (0,09)	10	0,949 (0,03)	1,8	0,173 (0,008)	
102	20	2,3450 (0,11)	2,501 (0,11)	10	1,194 (0,03)	1,8	0,215 (0,009)	

Tabela 22: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 6.

		Kerma em mGy (incerteza)						
Sala 6				10x6-60E		10x6-180		
kV	mAs	10x6-6	10x6-3CT	mAs	dose	mAs	dose	CSR= 3,31mmAl
50	20	0,5470 (0,02)	0,509 (0,02)	10	0,27 (0,01)	1,8	0,049 (0,002)	
81	20	1,5330 (0,07)	1,498 (0,07)	10	0,761 (0,03)	1,8	0,139 (0,007)	
90	20	1,8730 (0,09)	1,838 (0,09)	10	0,932 (0,03)	1,8	0,17 (0,008)	Rendimento=4,39
102	20	2,3550 (0,11)	2,327 (0,11)	10	1,174 (0,03)	1,8	0,216 (0,009)	

Tabela 23: Respostas das C.I. do C2 no equipamento da sala 7.

		Kerma em mGy (incerteza)						
Sala 7				10x6-60E		10x6-180		
kV	mAs	10x6-6	10x6-3CT	mAs	dose	mAs	dose	CSR= 3,25mmAl
50	20	0,4710 (0,02)	0,431 (0,02)	10	0,233 (0,01)	1,8	0,041 (0,002)	
81	20	1,3520 (0,07)	1,317 (0,07)	10	0,67 (0,03)	1,8	0,122 (0,007)	
90	20	1,6330 (0,09)	1,622 (0,09)	10	0,82 (0,03)	1,8	0,15 (0,008)	Rendimento=3,93
102	20	2,0580 (0,11)	2,062 (0,11)	10	1,038 (0,03)	1,8	0,193 (0,009)	

4.4 Resultados dos cálculos do MCNP

Foram calculados pelo MCNP (através do *tally* F1) os espectros de energia dos fótons na superfície localizada após o filtro inerente do equipamento simulado, para as energias de 50 kV, 81 kV, 90 kV e 102 kV; com filtro de 2,5 mmAl (Multix-B).

Os gráficos 5 a 9 apresentam a comparação dos espectros obtidos pelos cálculos do MCNP com os espectros obtidos experimentalmente. Na dissertação de mestrado intitulada “Implantação de um Programa de Controle de Qualidade em equipamentos de Raios X por Meio de Medidores Não Invasivos”^[22] foram realizadas as medidas experimentais dos espectros gerados pelo equipamento do LCI, que foram comparadas com as medidas de espectro calculadas pelo MCNP.

O gráfico 5 apresenta a comparação do espectro calculado por MCNP em relação ao experimental para a energia de 50 kV.

Gráfico 5: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 50 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 50 kV e filtração de 2,4 mmAL.

O gráfico 6 apresenta a comparação do espectro calculado por MCNP em relação ao experimental para a energia de 81 kV.

Gráfico 6: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 81 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 80 kV e filtração de 3,0 mmAL.

O gráfico 7 apresenta a comparação do espectro calculado por MCNP em relação ao experimental para a energia de 90 kV.

Gráfico 7: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 90 kV e filtração de 2,5 mmAl, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 90 kV e filtração de 3,1 mmAl.

O gráfico 8 apresenta a comparação do espectro calculado por MCNP em relação ao experimental para a energia de 102 kV.

Gráfico 8: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 102 kV e filtração de 2,5 mmAl, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 100 kV e filtração de 3,2 mmAl.

Foi calculado, com a finalidade de obter mais uma medida, o espectro para a energia de 150 kV com a filtração de alumínio, apresentado no gráfico 9.

Gráfico 9: Espectro gerado pelo MCNP com a energia de 150 kV e filtração de 2,5 mmAL, comparado ao espectro calculado experimentalmente para a energia de 150 kV e filtração de 4,2 mmAl.

Com o *tally* F4 foi calculado o fluxo de fótons ($1/\text{cm}^3$) nas superfícies da parede das C.I., e o fluxo nos volumes sensíveis, de cada um dos quatro modelos de C.I. para cada feixe energético (50 , 81, 90 e 102 kV). A tabela 24 apresenta os cálculos de F4 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 180 cm^3 (20x6-180 e 10x6-180), apresentando o número de fótons que interagiram com a superfície da parede da C.I., com o volume sensível da mesma e o fluxo total.

Tabela 24: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 180.

Tally F4	180			
	50	81	90	102
Sup. Parede	6,00E-09	2,56E-08	3,33E-08	4,44E-08
Erro associado (parede)	0,0017	0,0009	0,0008	0,0007
Volume sensível	6,40E-09	2,69E-08	3,50E-08	4,66E-08
Erro associado (Vol.)	0,0014	0,0007	0,0006	0,0005
fluxo total na C.I.	1,24E-08	5,25E-08	6,83E-08	9,11E-08

A tabela 25 apresenta os cálculos de F4 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 60 cm^3 (20x6-60E e 10x6-60E), apresentando o número de fótons

que interagiram com a superfície da parede da C.I., com o volume sensível da mesma e o fluxo total.

Tabela 25: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 60.

<i>Tally</i> F4	60			
	50	81	90	102
Sup. Parede	6,01E-09	2,55E-08	3,32E-08	4,44E-08
Erro associado (parede)	0,0025	0,0013	0,0011	0,001
Volume sensível	6,36E-09	2,67E-08	3,46E-08	4,62E-08
Erro associado (Vol.)	0,0019	0,0009	0,0008	0,0007
fluxo total na C.I.	1,24E-08	5,22E-08	6,78E-08	9,05E-08

A C.I. do modelo 3CT foi simulada com o volume sensível contendo ar e a parede da C.I. composta por poliacetal (assim como descreve o manual), porém, como há uma publicação em que o autor diz que para fins de simulação pode-se usar como material para esse modelo de C.I. 3CT a água ^[39], foi feito um cálculo no qual todo o volume da C.I. era composto por água.

A tabela 26 apresenta os cálculos de F4 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 3 cm³ (20x6-3CT e 10x6-3CT), apresentando o número de fótons que interagiram com a superfície da parede da C.I., com o volume sensível da mesma e o fluxo total, para ar e poliacetal, enquanto a tabela 27 apresenta para esses dados em água.

Tabela 26: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 3CT, no material ar e poliacetal.

<i>Tally</i> F4	3CT (calculado ar e Poliacetal)			
	50	81	90	102
Sup. Parede	6,18E-09	2,62E-08	3,37E-08	4,54E-08
Erro associado (parede)	0,0042	0,0021	0,0019	0,0017
Volume sensível	6,30E-09	2,61E-08	3,39E-08	4,50E-08
Erro associado (Vol.)	0,0055	0,0028	0,0025	0,0022
fluxo total na C.I.	1,25E-08	5,22E-08	6,76E-08	9,02E-08

Tabela 27: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 3CT, no material água.

<i>Tally F4</i>	3CT (calculado na água)			
	50	81	90	102
Sup. Parede	5,94E-09	2,56E-08	3,31E-08	4,45E-08
Erro associado (parede)	0,0042	0,0021	0,0019	0,0017
Volume sensível	5,95E-09	2,57E-08	3,32E-08	4,46E-08
Erro associado (Vol.)	0,0056	0,0028	0,0025	0,0022
fluxo total na C.I.	1,19E-08	5,12E-08	6,63E-08	8,90E-08

A tabela 28 apresenta os cálculos de F4 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 6 cm³ (20x6-6 e 10x6-6), apresentando o número de fótons que interagiram com a superfície da parede da C.I., com o volume sensível da mesma e o fluxo total.

Tabela 28: Cálculo do fluxo de fótons para a C.I. 60.

<i>Tally F4</i>	6			
	50	81	90	102
Sup. Parede	6,22E-09	2,60E-08	3,38E-08	4,58E-08
Erro associado (parede)	0,0085	0,0042	0,0038	0,0044
Volume sensível	6,22E-09	2,62E-08	3,39E-08	4,54E-08
Erro associado (Vol.)	0,0072	0,0037	0,0033	0,0029
fluxo total na C.I.	1,24E-08	5,23E-08	6,77E-08	9,12E-08

Com o *tally F6* foi calculado o depósito de energia pelos fótons incidentes tanto no volume da parede das C.I. quanto no volume sensível das mesmas, assim como o erro. O cálculo foi realizado para cada um dos quatro modelos de C.I. para cada feixe energético (50 , 81, 90 e 102 kV). A tabela 29 apresenta os cálculos de F6 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 180 cm³ (20x6-180 e 10x6-180), apresentando a dose depositada – já convertida para mGy- para a parede da C.I. e para o volume sensível. Foi utilizado para o cálculo de dose o valor de corrente (mAs) nominal do equipamento, obtido para as exposições do C2, o tempo de exposição utilizado não foi o nominal, e sim o tempo computado pelo C2, para evitar um erro conhecido como *overshooting*.

Tabela 29: Cálculo de dose para a C.I. 180 simulada.

<i>Tally</i> F6	180			
	50	81	90	102
Sup. Parede (mGy)	0,02571	0,08594	0,10908	0,14312
Erro associado (parede)	0,0014	0,0006	0,0006	0,0005
Volume sensível (mGy)	0,04957	0,14859	0,18295	0,23144
Erro associado (Vol.)	0,0016	0,0008	0,0008	0,0007

A tabela 30 apresenta os cálculos de F6 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 60 cm³ (20x6-60E e 10x6-60E), apresentando a dose depositada para a parede da C.I. e para o volume sensível.

Tabela 30: Cálculo de dose para a C.I. 60 simulada.

<i>Tally</i> F6	60			
	50	81	90	102
Sup. Parede (mGy)	0,14332	0,47605	0,60473	0,79405
Erro associado (parede)	0,0020	0,0010	0,0011	0,0008
Volume sensível (mGy)	0,27326	0,81637	1,00496	1,27342
Erro associado (Vol.)	0,0021	0,0011	0,0012	0,0009

As tabelas 31 e 32 apresentam os cálculos de F6 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 3 cm³ (20x6-3CT e 10x6-3CT), para os materiais ar e poliacetal, e água, respectivamente.

Tabela 31: Cálculo de dose para a C.I. 3CT simulada com material ar e poliacetal.

<i>Tally</i> F6	3CT (calculado ar e Poliacetal)			
	50	81	90	102
Sup. Parede (mGy)	0,25231	0,95179	1,23702	1,68790
Erro associado (parede)	0,006	0,0031	0,0029	0,0025
Volume sensível (mGy)	0,53874	1,59766	1,96047	2,48532
Erro associado (Vol.)	0,0062	0,0033	0,003	0,0026

Tabela 32: Cálculo de dose para a C.I. 3CT simulada com material água.

Tally F6	3CT (calculado na água)			
	50	81	90	102
Sup. Parede (mGy)	0,51179	1,58469	1,95771	2,50093
Erro associado (parede)	0,006	0,0031	0,0029	0,0025
Volume sensível (mGy)	0,51096	1,58070	1,94988	2,49965
Erro associado (Vol.)	0,0062	0,0033	0,003	0,0026

A tabela 33 apresenta os cálculos de F6 para o modelo de C.I. que apresenta volume sensível de 6 cm^3 (20x6-6 e 10x6-6), apresentando a dose depositada para a parede da C.I. e para o volume sensível.

Tabela 33: Cálculo de dose para a C.I. 6 simulada.

Tally F6	6			
	50	81	90	102
Sup. Parede (mGy)	0,29750	0,97315	1,23507	1,64930
Erro associado (parede)	0,0008	0,0041	0,0038	0,0032
Volume sensível (mGy)	0,52919	1,59730	1,96478	2,49245
Erro associado (Vol.)	0,0082	0,0044	0,0039	0,0034

4.5 Comparação de resultados

A comparação dos resultados obtidos pelas C.I. do C1 e C2 com os valores obtidos pelo MCNP foi realizada normalizando primeiramente os valores de mAs das medidas -20 mAs para a C.I. de 6 cm^3 , 1,8mAs para a C.I. de 180 cm^3 , 10 mAs para a C.I. de 60 cm^3 e 20mAs para a de 3 cm^3 . Assumindo-se que os equipamentos emissores são lineares (devido aos equipamentos estarem com laudo comprobatório) a resposta do valor de mAs é linear.

Para a comparação, não foram usados os valores não obtidos para a C.I. 20x6-180 – porque o teste realizado utilizou um alto valor de exposição, assim a leitura de valores ficou impossibilitada, houve superexposição – e os valores obtidos para a C.I. 20x6-6 também foram descartados porque a mesma apresentou algum tipo de falha no dia dos testes.

Após a normalização da corrente foi feita uma normalização do rendimento de todos os aparelhos com o rendimento do aparelho da sala 4 (4,61), afim de assim se obter um conjunto estatístico melhor, e obteve-se a média desses valores para comparação com o MCNP.

O valor médio das leituras (em mGy) e do cálculo por MCNP usando o *tally* F6 (em mGy), e também das diferenças percentuais, são apresentados nas tabelas 34, 35, 36, 37 e 38.

Tabela 34: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 6.

kV	Kerma médio (mGy)		Diferença
	10x6-6 (experimental)	6s (MCNP)	
50	0,541441	0,52919	2,26%
81	1,52109	1,5973	5,01%
90	1,853688	1,96478	5,99%
102	2,335825	2,49245	6,70%

Tabela 35: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 180.

kV	Kerma médio (mGy)		Diferença
	10x6-180 (experimental)	180s (MCNP)	
50	0,048485	0,04957	2,24%
81	0,138395	0,14859	7,36%
90	0,170718	0,18295	7,16%
102	0,215176	0,23144	7,55%

Tabela 36: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 60E.

kV	Kerma médio (mGy)			Diferença	
	20x6-60E (experimental)	10x6-60E (experimental)	60s (MCNP)	60s/10x6-60E	60s/20x6-60E
50	0,274813	0,267	0,27326	2,34%	0,57%
81	0,775742	0,7535	0,81637	8,34%	5,24%
90	0,942035	0,92375	1,00496	8,79%	6,67%
102	1,200603	1,1	1,27342	15,77%	6,06%

Tabela 37: Comparação dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 3CT.

	Kerma médio (mGy)			
kV	20x6-3CT (experimental)	10x6-3CT (experimental)	3s (Ar+Poli) (MCNP)	3s (H2O) (MCNP)
50	0,537889	0,5105	0,53874	0,51096
81	1,579114	1,4935	1,59766	1,5807
90	1,901246	1,83425	1,96047	1,94988
102	2,442372	2,3505	2,48532	2,49965

Tabela 38: Diferença estatística dos valores obtidos pelo cálculo do MCNP com o valor experimental para a C.I. 3CT.

	Diferença			
kV	3s (Ar+Poli)/ 20x6-3CT	3s (Ar+Poli)/ 10x6-3CT	3s (H2O)/ 20x6-3CT	3s (H2O)/ 10x6-3CT
50	0,15%	5,53%	5,0%	0,09%
81	1,17%	6,97%	1,00%	5,83%
90	3,10%	6,88%	2,55%	6,30%
102	1,75%	5,73%	2,34%	6,34%

A seguir os gráficos mostram a comparação de valores obtidos para as C.I. com o erro associado das medidas e o erro estatístico das simulações por MCNP.

Gráfico 10: Valores de Kerma para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para a C.I. 10x6-6 e para a 6s (simulada).

Gráfico 11: Valores de Kerma para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para a C.I. 10x6-180 e para a 180s (simulada).

Gráfico 12: Valores de Kerma para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para as C.I.s 20x6-60E, 10x6-60E e para a 60s (simulada).

Gráfico 13: Valores de Kerma para as energias de 50, 81, 90 e 102 kV para as C.I.s 20x6-3CT, 10x6-3CT, 3s (simulada: água e poliacetal) e para a 3s (simulada: água).

A análise gráfica das comparações de valores obtidos mostra que o sistema simulado condiz com o sistema real, já que todos os valores apresentam linearidade equivalente e estão inseridos dentro dos valores reais.

5. Conclusões

Neste trabalho foram desenvolvidos um equipamento emissor de raios X e quatro modelos de C.I. para simulação em código MCNP5. As simulações tiveram um alto nível de informações intrínsecas, a fim de garantir o processo de geração de raios X real, simulando-se inclusive o processo de produção de raios X por interação de elétrons. O desenvolvimento das simulações foi criterioso quanto às geometrias e aos materiais utilizados, apesar de as informações fornecidas pelos fabricantes, tanto do equipamento emissor quanto das C.I. serem limitadas.

O sistema simulado foi comparado com o sistema real através da comparação dos valores de kerma obtidos e calculados, espectros apresentados e parâmetros físicos da radiação ionizante, apresentando uma resposta muito próxima ao sistema real. Sendo assim, esse novo sistema tem grande utilidade para a comparação de respostas de dose obtida por esses quatro modelos de câmaras de ionização, além de proporcionar uma

maior compreensão dos detectores e dos equipamentos geradores de raios X em Radiodiagnóstico, já que permite mudanças de materiais e geometrias em todas as partes do equipamento.

O desenvolvimento do sistema simulado e a comparação com o sistema real permitiram a validação do MCNP para energias de diagnóstico e a validação do sistema simulado, ao mesmo tempo em que permite ao físico especialista o cálculo de mais informações relativas à resposta destes modelos de câmara de ionização - como a dose na parede da câmara e o fluxo de fótons no volume sensível- que antes não eram possíveis.

A câmara de ionização 20x6-6 acabou por apresentar durante os testes uma resposta inadequada para os parâmetros medidos, é possível que a umidade do local ou qualquer outro fator tenha influenciado na resposta errônea do detector, o que acontece na rotina. Como neste trabalho foram utilizados vários detectores para as mesmas medidas foi fácil verificar que havia um problema na resposta deste detector, porém se o físico estivesse realizando medidas no local de trabalho, sem a disposição de outras câmaras, não haveria como saber se a resposta estava certa ou não. Teria, então, que confiar nos valores obtidos, por outro lado, se o físico pudesse simular o sistema no local, de forma simples, poderia rapidamente verificar que a resposta do detector está errada e poderia tomar as decisões cabíveis.

Todos os sistemas de medição apresentam erros associados, no campo da física médica que envolve radiação ionizante e o diagnóstico por imagem é importante que esses erros sejam os mais baixos possíveis e que a qualidade dos procedimentos seja verificada constantemente, dessa maneira a simulação acaba por ser uma ferramenta de suma importância.

Referências Bibliográficas

1. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP (1-5).
2. GIAROLA, R. S.. “Estudo de parâmetros radiométricos e legislação sobre radioproteção em equipamentos de radiodiagnóstico”. 2011. [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação] Curso (Bacharel) Física Médica) – Instituto de Biociências da UNESP de Botucatu.
3. TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R.D., PRINZIO, M.A.R.R.D.. “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 5ª revisão agosto/2003 – Rio de Janeiro- IRD/CNEN.
4. FERNANDES, M.A.R.; GIAROLA, R. S.; FERNANDES, M.H.S., Silvestri, A.. “Inter-comparative analysis of the measures instruments of radiation time and dose in dental radiology beams”. 18th International Conference on Medical Physics, 2011, Porto Alegre- RS. Brazilian Journal of Medical Physics. São Paulo-SP: Zeppelin Produção Editorial e Gráfica, 2011. V.5. p.134-134.
5. CASCÓN, A.. Riesgos asociados con las radiacoines ionizantes. Revista Argentina de Cardiología, v.77 nº.2, p.123-128, 2009.
6. VERNENGO L.. Ionizing radiation in medical education in the National University of Cuyo. Revista Medica Universitaria. V. 5(3) P. 1-23,2009.
7. FERNANDES, M.A.R.; NAGAMATSU, R.Y., CASTELLI, N.C., NASCIMENTO, M.V.. “Análise quantitativa da implantação de programa de garantia da qualidade em equipamentos de raios-x instalados na região de Araçatuba-SP”. UNIVERSITAS- Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium- Araçatuba- SP., v.1, p.135-150,2011.
8. SECRETARIA DA VIGILÂNCIA SANITÁRIA (SVS) DO MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria nº 453 de 01 de junho de 1998- Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Publicada no D.O.U. nº103-E. Brasília-DF. 1998.
9. SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DE SÃO PAULO. Centro de Vigilância Sanitária. Resolução SS625. Aprova Norma Técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo. Publicada no D.O.E. Seção I (14/12/1994). São Paulo. 1994.
10. SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DE SÃO PAULO. Centro de Vigilância Sanitária. Resolução CVS-3 de 02/06/1997. Detalha o Programa de Garantia de Qualidade em Radiologia Odontológica, no âmbito do Estado de São Paulo. São Paulo. 1997.
11. SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DE SÃO PAULO. Centro de Vigilância Sanitária. Resolução CVS-293 de 04/12/1997. Normatiza a apresentação do Levantamento Radiométrico, no âmbito do Estado de São Paulo. São Paulo. 1997.
12. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA)- Ministério da Saúde. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança. Brasília-DF. Editora ANVISA 2005.104p..
13. AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA (IAEA). (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series nº 457. Vienna. 2007.
14. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Measurement of absorbed Dose Measured in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays. Rep. 23, ICRU, BETHESDA, MD. 1973.
15. ALMEIDA JR., J. N.; SILVA, M.C.; TERINI, R.A.; HERDADE, S.B.; PEREIRA, M.A.G.. Estudo da calibração indireta de medidores clínicos do produto kerma-área. Revista Brasileira de Física Médica, 2011, V.4, Nº3 p.75-78. 2011.
16. BESSA, A.C.M. de. Intercomparação de câmaras de ionização em feixes padrões de raios x, níveis radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção. 2007. Dissertação de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. 2007.
17. PEREIRA, F.C.; KADRI, N. G.. “Análise experimental e computacional da distribuição de dose de radiação em feixes de raios-x odontológicos” 2010. [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação] Curso Engenharia de Telecomunicações- Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium.
18. Laboratórios Certificados pela CNEN [Internet]. Laboratório Nacional de Metrologia da Radiações Ionizantes. [acesso 3 out 2013]. Disponível em:

http://lnmri.ird.gov.br/index.php?option=com_content&view=article&id=39:laboratorios-certificados&catid=15:geral&Itemid=54

19. VIVOLO V. Desenvolvimento de um Sistema de Referência para Determinação do Equivalente de Dose Pessoal e da Constância de Feixes de Radiação X. Tese (Doutorado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo:IPEN, 2006.
20. PAMPLONA, G. S. P.; COSTA, A.M.. Determinação do espectro de raios X a partir da curva de transmissão para um equipamento de radiografia dentária. Revista Brasileira de Física Médica, 2011, V.4, Nº2 p.23-25. 2011.
21. FERNANDES, M.A.R.; RIBEIRO, V.A.B.; VIANA, R.S.S.; COELHO, T. S. Análise teórico-experimental da curva de porcentagem de dose profunda em feixe de raios-x superficial. XII Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia, 2011, Rio de Janeiro- RJ. Anais do XIII Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia, 2011 v.1 p.24-28.
22. LUCENA R. F. Implantação de um Programa de Controle de Qualidade em Equipamentos de Raios X por Meio de Medidores Não Invasivos. Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo: IPEN, 2010.
23. FERNANDES, M.A.R.; REIS, C.O.; GARCIA, P.L.; LIMA, M.A.F.; DALAQUA, F.L.D.. “Study of the variation of radiation dose in function of the radiological techniques used in x-ray diagnosis exams”. Anais do International Nuclear Atlantic Conference (INAC 2011). Belo Horizonte-MG. 2011.
24. GIAROLA, R.S.; FERNANDES, M.A.R; YORIYAZ, H. “Comparação do Valor de Dose entre Câmaras de Ionização com Volumes Sensíveis Diferentes”. Anais do VIII Congresso de Física Aplicada à Medicina (CONFIAM), Botucatu – SP, setembro de 2012.
25. GIAROLA, R.S.; FERNANDES, M.A.R; YORIYAZ, H. “ Comparison between the measured value of HVL from a X-ray machine and value of HVL from the Monte Carlo N-Particle code”. Anais do XXXVI Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, Maresias- SP, Setembro de 2013.
26. GIAROLA, R.S.; FERNANDES, M.A.R; COELHO, T.S.; YORIYAZ, H. “Quantificação do Efeito Anódico em simulação por Método de Monte Carlo (MCNP-5) de um aparelho de raios-x em radiodiagnóstico”. Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Física Médica, São Pedro – SP, Agosto de 2013.
27. GIAROLA, R.S.; FERNANDES, M.A.R; COELHO, T.S.; STECHER, L.C.; CASTRO, V.A.; CAVALIERI, T.A.; ALCANTRA,R.R.; TARDELLI, T.C.; YORIYAZ, H. “Análise Comparativa do Número de Contagens Gerado por Anodos de Tungstênio e Molibdênio na Energia de 150kV Usando Código MCNP-5”. Anais do VIII Congresso Internacional da Sociedade Brasileira de Biociências Nucleares, Recife –PE, Novembro de 2012.
28. GUERRA A.B. Estabelecimento e Controle de Qualidade de Feixes Padrões de Radiação X para Calibração de Instrumentos, Nível Mamografia. Tese (Doutorado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo: IPEN,2001.
29. YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. Revista Brasileira de Física Médica, 2009, V.3, Nº1 p.141-9. 2011.
30. Metropolis N, Ulam S. The Monte Carlo method. J Am Stat Assoc. 1949;44(247):335-41.
31. FERNANDES, M.A.R., PEREIRA, F.C., KADRI, N.G.. “Analysis of the plain of 70 kVp X-ray beam using the MCNP-5C code”. 18th International Conference on Medical Physics, 2011, Porto Alegre- RS. Brazilian Journal of Medical Physics. São Paulo- SP: Zepellin Produção Editorial e Gráfica, 2011. V.5. p.136-136.
32. RIBEIRO, V.A.B.; GIAROLA, R.S.; FERNANDES, M.A.R.. Avaliação computacional do comportamento do feixe de radiação em equipamento de radioterapia intra-operatória-simulações com o Código MCNP-5C. VII Congresso de Física Aplicada à Medicina, 2011, Botucatu- SP: Departamento de Física e Biofísica- UNESP, 2011, 2011, v.1 p.23-28.
33. SO, A.J.H.; COSTA, P. R.; RIBEIRO, V.A.B.; FERNANDES, M.A.R.. Análise comparativa entre os espectros de raios-x de 140 kVp calculados pelo modelo de TBC e pelo método de Monte Carlo. VII Congresso de Física Aplicada à Medicina, 2011, Botucatu- SP: Departamento de Física e Biofísica- UNESP, 2011, 2011, v.1 p.23-28.
34. COELHO T. S. Desenvolvimento de um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo:IPEN, 2010.
35. TADA A. Análise Dosimétrica de Fontes de Radiação para uso em Lesões Dermatológicas. Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo:IPEN, 2010.

36. GIGLIOLI M., FERNANDES, M. A. R., YORIYAZ, H., Optimization of the Evaluation of Important Parameters from the Standpoint of Radiological Protection, for Radiotherapy, through TLD Use In: 18th International Conference on Medical Physics, 2011, Porto Alegre - RS. Brazilian Journal of Medical Physics. São Paulo - SP: Zeppelin Produção Editorial e Gráfica, 2011. v.5. p.132 – 132.
37. BELMONTE, E.P. Espectrometria por Fluorescência de Raios X por Reflexão Total: Um Estudo Simulado Utilizando Método de Monte Carlo. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ- Tese de Mestrado, 2005.
38. NASCIMENTO, M. V.; CASTELLI, N.C.. Análise Intercomparativa de Equipamentos Medidores de Radiação. 2010. [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação] Curso (Engenharia da Computação) - Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba.
39. MITTONE A. , BALDACCI F., BRAVIN A., BRUN E., DELAIRE F., FERRERO C., GASIOV S., FREUD N., LÉTANG J.M., SARRUT D., SMEKENS F., COAN P. Na Efficient Numerical Tool For Dose Deposition Prediction Applied to Synchrotron Medical Imaging and Radiation Therapy. Journal of Synchrotron Radiation, 2013. Union of Crystallography, Singapore.
40. GIAROLA R.S., CAVALIERI T.A., PAIVA F., FERNANDES M.A.R., SIQUEIRA P.T.D., VIVOLLO V., YORIYAZ H. Evaluation of TLD Dose Response Compared To MCNP-5 Simulation of Diagnostic X Ray Equipment. Anais do XIV International Symposium in Solid State Dosimetry ISSD 2014, Perú.
41. RIBEIRO, V.A.B. Avaliação Teórico-Experimental da Distribuição de Dose Absorvida em Radioterapia em Tumores de Pele. 2011. [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação] Curso (Bacharel) Física Médica – Instituto de Biociências da UNESP de Botucatu.
42. Monte Carlo Code Group- Los Alamos National Laboratory [Internet]. MCNP5. [acesso 2 out 2013]. Disponível em: <http://mcnp.lanl.gov/>
43. NELSON W.R. HIRAYAMA H, ROGERS D.W.O. The EGS4 code system, Report, SLAC-265. Stanford, CA: Stanford Linear Accelerator Center; 1985.
44. AGOSTINELLI S., ALLISON J., AMAKO K., APOS-TOLAKIS J., ARAUJO H., ARCE P. et al. GEANT4-a simulation toolkit. Nucl Instrum Methods A. 2003;506:250-303.
45. BARO J., SEMP AU J., FERNANDEZ-VAREA J.M., SALVAT F. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl Instrum Methods. 1995;B100:31-46.
46. Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas. Física e cultura, Raios-X [Internet]. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas; 2011 [acesso 27 mar 2012]. Disponível em: <http://www.cbpf.br/FISCUL/>
47. Mundo Educação [Internet]. A descoberta da penicilina [acesso 14 abr 2012]. Disponível em: <http://www.mundoeducacao.com.br/biologia/a-descoberta-penicilina.htm>
48. Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas. Descoberta dos Raios-X [Internet]. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas; 2012 [acesso 27 mar 2012]. Disponível em: <http://www.cbpf.br/FISCUL/descobertaRX.html>
49. Imaginologia [Internet]. História no Brasil [acesso 4 fev 2012]. Disponível em: <http://www.imaginologia.com.br/extra/upload%20historia/Dr-Jose-Carlos-Ferreira-Pires.pdf>
50. Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas. Efeitos biológicos [Internet]. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas; 2011 [acesso 27 mar 2012]. Disponível em: <http://www.cbpf.br/FISCUL/efeitos.html>
51. Ensino de Física On-line [Internet]. Raios-X [acesso 17 abr 2012]. Disponível em: <http://efisica.if.usp.br/moderna/raios-x/raios-x/>
52. DURIEZ Y., et al. Production of X-rays – Applications to medical Radiography. Madison: University of Wisconsin; 1978.
53. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes básicas de proteção radiológica. Rio de Janeiro: CNEN; 2005.
54. SPIERS, F.W. Radiation Dosimetry. Proceedings of the International School of Physics Enrico Fermi. Academic Press (NY and London) 1964.
55. QUADRADO, A.A. Princípios de Dosimetria das Radiações. Instituto Militar de Engenharia [CEN-1] 1962.
56. OKUNO, E., YOSHIMURA, E.M.. “Física das Radiações”. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

- 57.SCAFF, L.A.M. “Física da Radioterapia. A base analógica de uma era digital”. Editora Projeto Saber. São Paulo – SP. 2010.
- 58.Attix FH. Introduction on radiological physics and radiation dosimetry. 2nd ed. New York, NY: John Wiley & Sons, 1986.
- 59.Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica- Terceira Edição Revisada. UFRGS 2006.
- 60.Faculdade de Ciências [Internet]. UNESP, Tecnécio [acesso 14 abr 2013]. Disponível em: http://www2.fc.unesp.br/lvq/LVQ_tabela/043_tecnecio.html
- 61.KHAN, F.M. “The physics of radiation therapy”. 2. Ed. Baltimore, MD. Williams, 1994.
- 62.JOHNS, H.E. & CUNNIGHAN, J.R.. “The Physics of Radiology”. 4.ed. Springfield, Illinois, Charles C. Thomas Publisher. 1983.
- 63.PODGORSK, E.B. Technical Editor. “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”. Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Vienna. 2005.
- 64.KAPLAN I. “Nuclear Physics”. 2. Ed. Massachusetts Institute of Technology, Addison-Wesley, 1971.
- 65.BUSHONG S.C., “Ciência Radiológica” 9. Ed. Elsevier. 2010.
- 66.Trout ED, Kelley JP, Furno EJ. A study of the inherent filtration of diagnostic X-ray tubes. Radiology 1956;66:102–106.
- 67.RAJAN, K. N. G. “Advanced medical radiation dosimetry”. New Delhi: Prentice- Hall of India, 1992.
- 68.BULLA R.T. Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Dosimetria de Feixes de Elétrons. Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo: IPEN, 1999.
- 69.CAVALLIERI T.A. Emprego do MCNP no Estudo dos TLDs 600 e 700 Visando a Implementação da Caracterização do Feixe de Irradiação na Instalação de BNCT do IEA-R1. Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo: IPEN, 2013.
- 70.Secretaria de Atenção à saúde [Internet]. Indicadores [acesso 24 jun 2014]. Disponível em: http://cnes.datasus.gov.br/Mod_Ind_Equipamento.asp?VEstado=00
- 71.PubMed.gov [Internet]. US National Library of Medicine National Institutes of Health. [acesso 24 junho 2014]. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=monte+carlo>
- 72.BRIESMEISTER, J.F.. “MCNP: A General Monte Carlo N-particle Transporte Code. Version 4C”. LA-13709-M. Los Alamos Scientific Laboratory. Los Alamos. New México. 2000.
- 73.VIANA R.S.S. Espectrometria e Reconstrução de Imagens Tomográficas de Emissão Estimulada por Neutrons Via Algoritmo EM e Método de Monte Carlo. Tese (Doutorado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo: IPEN, 2014.
- 74.MCNP VISED [Internet]. VISED 3D. [acesso 28 outubro 2013]. Disponível em: <http://www.mcnpvised.com/train.html>
- 75.International Electrotechnical Commission. Medical diagnostic X-ray equipment - radiation conditions for use in determination of characteristics. IEC 61267. Geneva: IEC, 1994.
- 76.MAIA, A.F., CALDAS, L.V.E. Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: a realidade atual. Radiologia Brasileira, Maio/Junho/2006, no.3. 2006.
- 77.FRANCISCATTO, P.C.. “Caracterização das Qualidades de Radiação X seguindo as Recomendações da Norma IEC61267 no Laboratório de Calibração do IPEN”. 2009. [Dissertação tese de Mestrado em Tecnologia Nuclear]– Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP, São Paulo.