AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E AVALIAÇÃO DO PERFIL DE
DOSE EMPREGANDO DOSÍMETRO FRICKE GEL E A TÉCNICA DE IMAGEAMENTO
POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

FELIPE FAVARO CAPELETI

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

Orientadora:

**Profa. Dra. Leticia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2014**

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

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E AVALIAÇÃO DO PERFIL DE
DOSE EMPREGANDO DOSÍMETRO FRICKE GEL E A TÉCNICA DE IMAGEAMENTO
POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

FELIPE FAVARO CAPELETI

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

Orientadora:
**Profa. Dra. Leticia Lucente Campos
Rodrigues**

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2014

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Dr^a. Letícia Lucente Campos Rodrigues, pela ajuda, orientação, ensinamentos, sugestões, paciência e amizade.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear de São Paulo (IPEN-CNEN/SP), pela oportunidade de realizar e concluir o curso de pós-graduação.

Ao Dr. Silvio Ricardo Pires, pelas valiosas sugestões dadas no dia da apresentação do Seminário Geral de Área, por todo auxílio prestado e pela amizade.

À Dr^a. Linda Viola Ehlin Caldas, chefe da Gerência de Metrologia das Radiações (GMR) do IPEN, por todas as sugestões no dia da apresentação do Seminário Geral de Área.

Ao Dr. Orlando Rodrigues Junior, pela ajuda fundamental na elaboração deste trabalho e na manipulação dos equipamentos no laboratório.

Aos amigos e funcionários do GMR-IPEN, que acreditaram neste trabalho e contribuíram na conclusão dessa tarefa, ajuda e colaboração.

À Christiane, por tudo o que me ensinou, pelas dicas valiosas, por ter me auxiliado nas preparações dos primeiros dosímetros no laboratório.

À minha querida noiva Clariane, por todo seu amor, companheirismo, por fazer este difícil caminho ficar um pouco mais fácil, me incentivando nos momentos mais difíceis, não permitindo que eu fugisse dos meus objetivos, por todo o carinho, apoio e também, pela grande paciência nessa fase que passamos. Todos os meus agradecimentos para toda a sua família que me ajudou incentivando.

À minha família Regina, Emerson e Carolina que sempre me apoiaram, incentivando-me a cada dia, pelos ensinamentos e por acreditarem em mim. Nunca deixando eu desistir dos meus objetivos. Todos os meus agradecimentos para meus avós Helena e Norival.

Ao amigo Rafael que sempre me ajudou em todo o mestrado me incentivando, pelas dicas, ensinamentos, um amigo para toda a vida.

À equipe da GMP-Consultoria que me ajudaram quando precisei me ausentar da empresa devido as aulas, experimentos, reuniões do mestrado, em especial a Elaine com o auxílio em todas as fases do mestrado e ao Rodrigo.

À Fátima, que me ajudou em todo o mestrado, nas correrias do dia a dia, pelas dicas importantíssimas, por todo o apoio.

Aos físicos da Santa Casa de São Paulo, Rafael e Phillip pelos agendamentos dos equipamentos utilizados nesse trabalho, pelas dicas extraordinárias e os

ensinamentos passados por eles que levarei para o resto da vida. Agradeço também à Simone pelo auxílio no agendamento dos equipamentos.

Às físicas Tânia e Denise do Instituto de Física da USP, pelos ensinamentos transmitidos por elas, pela amizade, pela ajuda, dicas e por terem contribuído que este trabalho fosse possível. Pessoas especiais que tenho o maior respeito e admiração. À amiga Camila que me ajudou me incentivando na realização deste trabalho.

Aos técnicos e Biomédicos da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo pela ajuda nos equipamentos de tomografia e ressonância magnética.

À todos que me ajudaram de maneira direta ou indiretamente, para que eu atingisse o meu objetivo.

“Por aqui, contudo, não olhamos para trás por muito tempo. Seguimos em frente, abrindo novas portas e fazendo coisas novas... e a curiosidade nos conduz a novos caminhos.”

(Walt Disney)

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E
AVALIAÇÃO DO PERFIL DE DOSE EMPREGANDO DOSÍMETRO
FRICKE GEL E A TÉCNICA DE IMAGEAMENTO POR
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

Felipe Favaro Capeleti

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido um novo método para a determinação das doses absorvidas nos exames de tomografia computadorizada, utilizando a dosimetria com Fricke gel desenvolvido no IPEN. Foram determinadas as doses absorvidas por diferentes metodologias de análise, como a espectrometria de absorção óptica, câmaras de ionização e imageamento por ressonância magnética. Foram realizados testes de limite mínimo de sensibilidade da solução de Fricke gel, repetitividade de sinal da solução de Fricke gel e dos equipamentos de tomografia computadorizada, sensibilidade de detecção, entre outros. Foram utilizados diferentes equipamentos de tomografia computadorizada com múltiplos detectores. A solução Fricke gel apresentou repetitividade melhor que $\pm 5,5\%$ utilizando a técnica de espectrofotometria de absorção óptica e os equipamentos de tomografia computadorizada apresentaram repetitividade melhor que $\pm 0,2\%$. Foi desenvolvido um objeto simulador de crânio preenchido com a solução Fricke gel para a determinação da colimação total do equipamento e a distribuição de dose utilizando a técnica de imageamento tridimensional por ressonância magnética. A solução Fricke gel apresenta um preparo fácil e relativamente rápido, porém é necessária atenção para não haver contaminação e perder a solução. Com os resultados obtidos foi confirmada a aplicação deste tipo de dosimetria para os equipamentos de tomografia computadorizada.

DOSIMETRY FOR COMPUTED TOMOGRAPHY AND EVALUATION THE DOSE PROFILE USING FRICKE GEL DOSIMETRY AND MAGNETIC RESSONANCE IMAGING

Felipe Favaro Capeleti

Abstract

In this work it was determined a new method for the determination of absorbed doses in Computed Tomography (CT) examinations using Fricke gel dosimetry developed at IPEN. Absorbed doses were determined by different methods of analysis, such as optical absorption spectrometry, ionization chambers and magnetic resonance imaging. Lower limit of sensitivity of the Fricke gel solution, the solution repeatability signal Fricke gel and CT equipment, detection sensitivity, among other tests were performed. Different equipment of computed tomography with multiple detectors were used. The Fricke gel solution showed better repeatability than 5.5% using the technique of optical absorption spectrophotometry and computed tomography equipment showed repeatability better than $\pm 0.2\%$. It was developed a skull phantom which was filled with Fricke gel solution for determining the total collimation of the equipment and the dose distribution using the technique of three-dimensional magnetic resonance imaging. The Fricke gel solution features an easy and relatively quick preparation, but it is necessary to be careful not to contaminate and lose the solution. With the results it was confirmed the application of this type of dosimetry for computed tomography equipment.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	6
2.1- Gerais	6
2.2- Específicos	6
3 FUNDAMENTOS FÍSICOS	7
3. 1 Produção de raios X	7
3. 2 Gerações dos equipamentos de tomografia computadorizada	9
3. 3 Detectores	14
3. 4 Princípios de formação da imagem	15
3. 5 Dosimetria	18
3.5.1 – Dosímetro	18
3.5.2– Propriedades dos dosímetros	18
3.5.2.1 – Precisão e Exatidão	18
3.5.2.2 – Incertezas associadas à dosimetria	19
3.5.2.3 Linearidade da resposta dos detectores	20
3.5.2.4 – Faixa Dinâmica	20
3.5.2.4.1 – Limite inferior	20
3.5.2.4.2 – Limite Superior	20
3.5.2.5 Estabilidade	21
3.5.2.5.1 – Antes da irradiação	21
3.5.2.5.2 – Depois da irradiação	21
3.5.2.6 – Dependência energética	21
3.5.2.7 – Resolução espacial	21
3.5.2.8 – Utilização	22
3.5.3 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada	22
3.5.4 – Dosimetria pelo Cálculo do Perfil de Dose	26
3.6 Dosimetria Química	27
3.6.1 Dosímetro Fricke	27
3.7 Espectrofotometria de absorção óptica	28
3.8 Relaxação Magnética Nuclear	29
3. 9 Dosimetria 3D das Radiações	30
3.9.1 Dosimetria 3D pela Técnica de IRM.	30
3.10 Objetos simuladores	31

4 METODOLOGIA	32
4.1 – Equipamentos de tomografia computadorizada	32
4.2 – Câmaras de ionização	32
4.3 Reagentes	33
4.4 Vidrarias	33
4.5 Equipamentos	33
4.5.1 Preparação do Fricke Gel	33
4.5.2 Cubetas espectrofotométricas padrão	34
4.5.3 Medições no espectrômetro de absorção	34
4.5.4 Medições por ressonância magnética (RM)	35
4.5.5 Suporte para irradiação	36
4.5.6 Softwares utilizados	36
4.6 Preparo e cuidados com o Fricke Gel	37
4.7 Irradiação nos equipamentos de tomografia computadorizada	38
4.7.1 Irradiação das câmaras de ionização	38
4.7.2 Irradiação da solução nas cubetas	39
4.7.2.1 Obtenção da Curva de Resposta em Função da Dose	39
4.7.3 Perfil de dose utilizando as Câmaras de Ionização	41
4.7.4 Irradiação do simulador esférico	42
4.8 Análise da absorção óptica	42
4.9 Imageamento por Ressonância Magnética	42
5 RESULTADOS	44
5.1 Espectro de absorção óptica	44
5.2 Repetitividade da Solução	46
5.3 Repetitividade do Kerma dos Equipamentos de Tomografia	46
5.4 Curva de Resposta em Função da Dose	47
5.5 Limite inferior de detecção por absorção óptica	51
5.6 Resposta do Fricke gel com imageamento por ressonância magnética	52
5.7 Resposta do Fricke gel com imageamento 3D por ressonância magnética	54
5.8 Caracterização da dose absorvida no simulador	57
5.9 Caracterização do perfil de dose utilizando a câmara de ionização	57
6 CONCLUSÕES	59
ANEXO A	61
7 REFERÊNCIAS	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Níveis de referência de dose para radiodiagnóstico em TC ³²	24
Tabela 2: Valores de k para o cálculo da dose efetiva para protocolos utilizados para pacientes adultos e pediátricos ²⁵	26
Tabela 3: Parâmetros ajustados no espectrofotômetro para leitura das cubetas	35
Tabela 4: Parâmetros de aquisição para as imagens de ressonância magnética.	36
Tabela 5: Concentração dos compostos para preparação da solução Fricke Gel	38
Tabela 6: Modelo de aquisição para o protocolo de crânio dos equipamentos de tomografia	39
Tabela 7: Quantidade de irradiações em cada grupo de amostra para os equipamentos de tomografia computadorizada utilizadas.....	40
Tabela 8: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 6 canais.....	40
Tabela 9: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 16 canais.....	41
Tabela 10: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 64 canais.....	41
Tabela 11: Parâmetros de aquisição da Imagem por Ressonância Magnética	43
Tabela 12: Resultados do kerma no ar para os protocolos de crânio dos três equipamentos de tomografia (6, 16 e 64 canais)	47
Tabela 13: Resultado dos R ² para os ajustes lineares dos equipamentos avaliados.	49
Tabela 14: Comparação das colimações utilizando diferentes procedimentos.	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração dos componentes mínimos para a produção de raios X ⁸	7
Figura 2: Radiação bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo do átomo do alvo ⁸	8
Figura 3: Geração de raios X característico em um átomo do alvo na seguinte sequência: (1) O elétron incidente interage com a camada K do átomo. (2) Um elétron da camada K é removido deixando uma lacuna nesta camada. (3) Um elétron de outra camada preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas ⁸	8
Figura 4: Espectro de raios X, com a radiação de <i>bremsstrahlung</i> e os picos característico com tensão de 100 kVp e filtração inerente ⁸	9
Figura 5: Geometria dos tomógrafos de primeira geração adaptados.....	10
Figura 6: Geometria dos tomógrafos de segunda geração adaptados ²²	10
Figura 7: Geometria dos tomógrafos de terceira geração adaptados ²²	11
Figura 8: Geometria dos tomógrafos de quarta geração adaptados ²²	12
Figura 9: Geometria dos tomógrafos de quinta geração adaptados ³	12
Figura 10: Geometria dos tomógrafos de helicoidais adaptados ²²	13
Figura 11: Diagrama geométrico dos detectores de tomografia computadorizada de fileira de detectores ²⁵	14
Figura 12: Diferentes configurações de detectores ²⁵	15
Figura 13: Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico ²⁶	16
Figura 14: Ilustração da atenuação de um feixe de raios X monoenergético em um material homogêneo (imagem da esquerda) e um material heterogêneo (imagem da direita) ²⁶	16
Figura 15: Ilustração de uma função dose-resposta duplamente estimada, resultado da diminuição na sensibilidade de um dosímetro para altas doses ²⁷	21
Figura 16 – Representação do perfil de dose CTDI.....	23
Figura 17: Ilustração do objeto simulador dosimétrico.....	23
Figura 18: Deslocamento da câmera de ionização ao longo do objeto simulador, para realizar o perfil de dose em tomografia computadorizada ⁹	27
Figura 19: Ilustração de um espectrofotômetro de absorção óptica.....	29
Figura 20: Cubeta padrão marca Sarstedt.....	34
Figura 21: Suporte de nylon para posicionamento das cubetas na irradiação..	36
Figura 22: Posicionamento do simulador esférico no centro do gantry do equipamento de	42
Figura 23: Espectro de absorção óptica para a solução Fricke gel, identificando as bandas de 441 nm e 585 nm.....	44
Figura 24: Aumento gradativo da absorvância para o comprimento de onda de 585 nm em função da dose.....	45
Figura 25: Diminuição da absorvância para o comprimento de onda de 441 nm em função da dose.....	45
Figura 26: Resposta relativa da solução Fricke gel para 6 cubetas não irradiadas.....	46
Figura 27: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm para o equipamento de 6 canais.....	48

Figura 28: Curva resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm.....	48
Figura 29: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm para o equipamento de 64 canais.....	49
Figura 30: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm	50
Figura 31: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm para o equipamento de 16 canais.....	50
Figura 32: Curva resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm para o equipamento de 64 canais.	51
Figura 33: Imagem das cubetas, irradiadas com diferentes kermas, obtida pela técnica de Ressonância Magnética na vista coronal.....	52
Figura 34: Resposta da intensidade média do sinal em função do kerma e o ajuste linear.	53
Figura 35: Imagem do simulador produzido com solução Fricke gel, na orientação coronal, com a faixa de irradiação bem delimitada e com a colimação total calculada.	54
Figura 36: Imagem do simulador produzido com solução Fricke gel, na orientação coronal, com a faixa de irradiação bem delimitada e com o perfil de dose traçado.....	55
Figura 37: Zoom do gráfico da Figura 35, demonstrando em detalhes o perfil de dose para esta aquisição.....	55
Figura 38: Projeção coronal do simulador produzido com a solução Fricke gel.	56
Figura 39: Projeção sagital do simulador com a medição da colimação total do equipamento em escala de cor.	56
Figura 40: Representação do simulador esférico na orientação sagital obtida pela técnica de imageamento por ressonância magnética, com as doses representadas em escala de cor.	57
Figura 41: Perfil de dose do equipamento de tomografia computadorizada de 64 canais.....	58

LISTA DE SIGLAS

- CTDI** – Índice de dose em tomografia computadorizada
- CTDI_w** - Índice de dose em tomografia computadorizada ponderada
- CTDI_{vol}** - Índice de dose em tomografia computadorizada volumétrica
- CTDI₁₀₀** - Índice de dose em tomografia computadorizada 100
- DLP** – Dose por comprimento de varredura
- IRM** – Imagem por Ressonância Magnética
- RMN** – Ressonância Magnética Nuclear
- TL** – Termoluminescência
- AO** – Espectrofotometria
- EPR** – Ressonância Paramagnética Eletrônica
- IPEN** – Instituto de Pesquisas Nucleares
- IAEA** – Agencia Internacional de Energia Atômica
- IDAS** - International Dose Assurance Service
- TC** – Tomografia Computadorizada
- TCMD** – Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores
- GE** – General Eletric

1 INTRODUÇÃO

Os raios X, desde sua descoberta em 1895¹, têm sido muito utilizados como método de diagnóstico em medicina, através da radiografia e da radioscopia. Com o passar dos anos o radiodiagnóstico passou por significativos avanços tecnológicos, produzindo equipamentos de maiores potências e qualidades, resultando em melhor aproveitamento da radiação².

A tomografia computadorizada tornou-se viável com os avanços tecnológicos dos computadores na década de 1960, mas algumas ideias são do início do século XX², como a do matemático Johann Radon que desenvolveu uma equação matemática, a “transformada de Radon”, que futuramente seria a base matemática da tomografia computadorizada^{2,3}. Em 1956, o físico Ronald Bracewell utilizou a “transformada de Fourier” para obter uma solução matemática, como base para a reconstrução das regiões de radiação das microondas do sol⁴. Em 1961, William Oldendorf construiu manualmente, de argolas de ferro e alumínio, um equipamento para reconstrução de uma seção transversal⁵. Em 1963, Kuhl e Edwards, médico e engenheiro respectivamente, criaram um método de imagem para mostrar a distribuição de radionuclídeos, mas eram incapazes de realizar rapidamente os cálculos².

A contribuição matemática fundamental para o problema da reconstrução foi feita em 1963 e 1964 por Allan Cormack⁶. É nesse momento que surge Hounsfield, que criou o protótipo da tomografia computadorizada utilizando inicialmente uma fonte de amerício-241, emissora de radiação gama. O tempo de aquisição foi de nove dias e o computador levou cento e cinquenta minutos para processar uma única imagem. A seguir Hounsfield adquiriu um tubo e gerador de raios X, reduzindo o tempo de aquisição da imagem para nove horas³.

A partir destes acontecimentos, muitos avanços ocorreram rapidamente e em quase 40 anos a tomografia é uma técnica de diagnóstico, que permite a visualização da anatomia interna humana com alta definição (qualidade), mas a um custo alto, sendo esta a modalidade que utiliza de uma dose maior no

paciente e com isso há a necessidade de uma proteção radiológica com rigor maior ^{7 8}.

Com o desenvolvimento tecnológico surgem os tomógrafos com 4 fileiras de detectores possibilitando aquisições mais rápidas, espessuras mais finas, porém com doses mais elevadas, quando comparados aos exames realizados com equipamentos de fileira única⁷.

A caracterização da dose de radiação em tomografia computadorizada é baseada em uma métrica, o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI), introduzido há 30 anos e subsequentemente adaptado como CTDI₁₀₀, CTDI_w (CTDI ponderado) e dose por comprimento de varredura (DLP), para facilitar a regulamentação governamental, facilitar as aplicações clínicas e padronização dos fabricantes em relação à dose em tomografia computadorizada⁹, que serão descritos no item 3.5.8. No entanto o CTDI não representa a dose real entregue ao paciente em um exame de tomografia computadorizada, com isso houve a necessidade de buscar uma nova metodologia para a medição dessa dose.

A dose entregue ao paciente é mais bem representada com o cálculo do perfil de dose, metodologia apresentada pelo Task Group 111⁹, apesar de representar melhor as doses entregues nos procedimentos utilizando tomografia computadorizada esta metodologia não representa as doses distribuídas tridimensionalmente por este tipo de procedimento.

Para realizar as medições é utilizada uma câmara de ionização com volume ativo de 0,6 cm³ ⁹. Para a realização desta metodologia, são utilizados três objetos simuladores de polimetil-metacrilato com 32 ou 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, típicos para dosimetria em tomografia computadorizada, além de softwares ligados à câmara de ionização, gerando um alto custo para sua implementação.

A dosimetria 3D de feixes externos de radiação, visa determinar precisamente a distribuição tridimensional da dose de radiação, depositada no volume de interesse em um dado meio. Utilizando a dosimetria química, como o dosímetro Fricke gel, é possível realizar o perfil de dose através da distribuição tridimensional da dose de radiação utilizando um equipamento de ressonância magnética¹⁰.

Na dosimetria química, qualquer propriedade mensurável, que mude em função da dose absorvida de radiação, pode ser usada como base para um dosímetro. A ideia de usar a técnica de Imageamento por Ressonância Magnética (IRM) e a solução Fricke Padrão foi primeiramente sugerida por Gore et al.¹⁰. Eles propuseram um novo método de medida e registro da variação da distribuição da dose, utilizando solução Fricke que apresenta absorção equivalente ao tecido, capaz de alta resolução espacial e precisão para doses de radiação moderadas.

Devido a difusão dos íons do Fricke padrão, iniciou-se a pesquisa do Fricke gel¹⁰.

O conceito envolve o uso de um meio absorvedor cujas propriedades de RMN variem como resultado da interação com a radiação ionizante.

Os métodos e equipamentos de RM, desenvolvidos nos últimos anos, para o diagnóstico médico por imagem, podem ser utilizados para avaliar os simuladores (phantoms) irradiados e registrar a distribuição espacial da dose. Assim, mesmo o fato do dosímetro Fricke gel ser utilizado para pesquisa, seu uso está em ascensão como ferramenta de uso clínico nas áreas de radioterapia¹¹.

A Gerência de Metrologia das Radiações - GMR possui vários laboratórios, entre eles os de Materiais Dosimétricos e de Dosimetria de Doses Altas, que desenvolvem materiais para a dosimetria das radiações e métodos dosimétricos, empregando as técnicas de Termoluminescência (TL), Espectrofotometria (AO), Ressonância Paramagnética Eletrônica (EPR) e Ressonância Magnética Nuclear.

O Laboratório de Doses Altas do IPEN vem pesquisando e desenvolvendo dosímetros para o controle dos processos por radiação, como demonstrado no histórico:

- 1956 – Criação do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN);

- 1994 - Desenvolvimento de sistema de DL-alanina para dosimetria da radiação gama e de elétrons – Dissertação de Mestrado – IPEN - Zélia M. Costa¹²;

- 2000 – Padronização do dosímetro de alanina – Dissertação de Mestrado – IPEN - Ocimar L. Galante¹³;

- 2003 – Pesquisa, desenvolvimento e caracterização de materiais dosimétricos para monitoramento em processos de irradiação com doses altas – Tese de Doutorado – IPEN - Ana M. S. Galante¹⁴;
- 2007 – Desenvolvimento e caracterização de um gel Alanina, para aplicação na medida da distribuição da dose de radiação usando a técnica de Espectrofotometria – IPEN - Dissertação de Mestrado - Erick Y. Mizuno¹⁵;
- 2009 – Avaliação dosimétrica da resposta Espectrofotométrica da solução gel de alanina para radiação gama, de fótons, de elétrons e de nêutrons térmicos – Dissertação de Mestrado – IPEN - Cléber F. Silva¹⁶;
- 2009 – Avaliação dosimétrica da solução Fricke gel usando a técnica de espectrofotometria para aplicação na dosimetria de elétrons e nêutrons – Dissertação de Mestrado – IPEN - Thyago F. Mangueira¹⁷;
- 2009 – Padronização do método de dosimetria Fricke gel e avaliação tridimensional de dose empregando a técnica de imageamento por ressonância magnética – Dissertação de Mestrado – IPEN - Christiane C. Cavinato¹⁸;
- 2013 – Dosimetria tridimensional aplicada a tratamentos radioterápicos e radiocirúrgicos utilizando dosímetro Fricke gel – Tese de Doutorado – IPEN - Christiane C. Cavinato¹⁹.

Nestes laboratórios foi desenvolvido um dosímetro utilizando gelatina 270 *bloom*, que tem um custo 25 vezes menor que a gelatina 300 *Bloon*, utilizada na literatura internacional e por ter tempo de aquisição alto²⁰, para ser utilizado na dosimetria de tomografia computadorizada.

Foram estudados e padronizados todos os parâmetros envolvidos na produção, avaliação e determinação da dose, bem como foram efetuados todos os testes de desempenho: sensibilidade, estabilidade, reprodutibilidade do dosímetro e do sistema de resposta em função da dose para radiação gama do ⁶⁰Co e elétrons, decaimento térmico e óptico do sinal, dependência energética da resposta para diferentes tipos de radiação e limites mínimo e máximo de detecção. Também foram realizados testes de campo e participação no programa da IAEA de Intercomparação Internacional, International Dose Assurance Service (IDAS), apresentando precisão melhor que $\pm 1,5\%$.

No Laboratório de Doses Altas o Grupo de Dosimetria Química aplica a técnica de Dosimetria Fricke convencional para a determinação de Taxa de Exposição de fontes de radiação gama de atividades altas, avaliação da

distribuição da dose em procedimentos de radioterapia e determinação da dose entregue em exames de tomografia computadorizada.

Este trabalho tem como motivação a aplicação de uma nova metodologia para a medição das doses tridimensionais dos protocolos de crânio entregue aos pacientes e determinação do perfil de dose. Este protocolo foi selecionado, devido aos acidentes com efeitos determinísticos nos procedimentos de perfusão cerebral.

2 OBJETIVOS

2.1- Gerais

- Verificação da dose entregue ao paciente empregando objetos simuladores tecido-equivalentes em procedimentos de tomografia computadorizada, utilizando a técnica de dosimetria Fricke gel.

- Avaliação do perfil de dose empregando os objetos simuladores, comparando as técnicas com a câmara de ionização e o imageamento por ressonância magnética.

2.2- Específicos

- Realizar as medições dosimétricas no ar, avaliando a reprodutibilidade do dosímetro Fricke gel em diferentes equipamentos de tomografia computadorizada;
- Desenvolver e caracterizar objetos simuladores cilíndricos de crânio, para comparação entre diferentes metodologias dosimétricas (câmara de ionização, Fricke gel);
- Comparar o desempenho dos simuladores confeccionados em diferentes equipamentos e gerações de tomógrafos;
- Efetuar a reconstrução da dose e a distribuição da dose a partir dos resultados obtidos.

3 FUNDAMENTOS FÍSICOS

3. 1 Produção de raios X

A produção de raios X consiste na conversão da energia cinética do elétron em radiação eletromagnética. A Figura 1 ilustra de maneira simplificada o tubo de raios X e seus principais componentes. Para a produção de raios X é necessário aplicar uma alta tensão entre dois eletrodos no vácuo (o cátodo que é carregado negativamente e é a fonte de elétrons, e o ânodo que é carregado positivamente e é o alvo dos elétrons), para acelerar os elétrons, que adquirem energia cinética⁸.

Figura 1: Ilustração dos componentes mínimos para a produção de raios X⁸.

No impacto com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida em outras formas de energia, em sua grande maioria em calor. O calor intenso é um dos grandes limitadores do número de fótons de raios X que podem ser produzidos em um determinado tempo sem danificar o alvo, com isso há a necessidade de alguns ânodos serem giratórios para dissipar este calor. Ocasionalmente (em torno de 0,5 % do tempo), um elétron chega próximo a uma carga positiva do núcleo no alvo e então forças de Coulomb atraem e desaceleram este elétron causando uma significativa perda de energia cinética e uma mudança em sua trajetória, com isso é produzido um fóton de raios X com energia igual à perda da energia cinética pelo elétron, este tipo de radiação é chamada de *bremsstrahlung*⁸ Figura 2.

Figura 2: Radiação bremsstrahlung surge das interações de energia dos elétrons com o núcleo do átomo do alvo⁸.

Outro tipo de radiação é quando a energia de um elétron incidente no alvo é maior que a energia de ligação de um elétron do átomo do alvo, então é possível que este elétron retire um elétron ionizando-o Figura 3. Como a camada não preenchida fica instável, outro elétron de uma camada com diferente energia de ligação preenche esta lacuna. De acordo com a transição deste elétron para um estado de menor energia, o excesso de energia deste pode ser liberado como fóton de radiação característica com um valor igual à diferença entre as energias de ligação, sendo este valor característico de cada elemento⁸.

Figura 3: Geração de raios X característico em um átomo do alvo na seguinte sequência: (1) O elétron incidente interage com a camada K do átomo. (2) Um elétron da camada K é removido deixando uma lacuna nesta camada. (3) Um elétron de outra camada preenche a vaga. (4) Um fóton característico é emitido com uma energia igual à diferença entre as energias de ligação das duas camadas⁸.

O espectro gerado por um tubo de raios X pode ser classificado em dois tipos: contínuo e característico. Quando os elétrons penetram no anodo há uma perda de velocidade acarretando na emissão de fótons de raios X com espectro contínuo de energia (ou comprimento de onda). A parte contínua do espectro de emissão é chamada de “bremsstrahlung” conforme ilustra a Figura 4²¹.

Figura 4: Espectro de raios X, com a radiação de *bremsstrahlung* e os picos característico com tensão de 100 kVp e filtração inerente⁸.

3. 2 Gerações dos equipamentos de tomografia computadorizada

A história da tomografia é caracterizada pelas características das diferentes gerações de tomógrafos³.

O primeiro protótipo de um tomógrafo computadorizado (TC) foi instalado em 1971 para estudo do crânio e em 1974 iniciou-se o uso de tomógrafos de corpo inteiro³.

Nos tomógrafos de primeira geração, o tubo de raios X realizava dois movimentos, o de translação e o de rotação, utilizando um feixe de raios X muito colimado e apenas um detector³.

A aquisição dos dados baseia-se em um movimento linear de translação de todo o conjunto (tubo de raios X e detector), após este movimento uma rotação é feita para iniciar uma nova projeção como mostrado na Figura 5. Eram necessárias 180 projeções para um único corte e o tempo de aquisição,

por projeção com um feixe muito colimado, era aproximadamente de 4 minutos³.

Figura 5: Geometria dos tomógrafos de primeira geração adaptados²².

Como o tempo de aquisição era muito longo, houve a necessidade de diminuir este tempo, surge então os tomógrafos de segunda geração. Nestes tomógrafos eram utilizados o mesmo sistema de translação/rotação dos tomógrafos de primeira geração, mas utilizavam vários detectores, reduzindo o número de passos da rotação, pois o feixe de raios X era em forma de leque com abertura de aproximadamente 10 graus, diminuindo o tempo para aproximadamente 18 segundos por fatia, como ilustrado na Figura 6³.

Figura 6: Geometria dos tomógrafos de segunda geração adaptados²².

Nos tomógrafos de terceira geração o movimento de translação foi eliminado. O número de detectores aumentou significativamente para mais de 800 detectores e o ângulo do feixe de raios X foi aumentado, formando um grande arco, suficiente para abranger toda a extensão do paciente. O conjunto de detectores e tubo de raios X giram 360 graus em torno do paciente, como ilustrado na Figura 7³.

A principal limitação desses tomógrafos era o tamanho dos cabos que forçavam o *gantry* a rotacionar no sentido horário e anti-horário ao adquirir cortes adjacentes, limitando o tempo de corte e reduzindo para aproximadamente 5 segundos³.

Figura 7: Geometria dos tomógrafos de terceira geração adaptados²².

Nos tomógrafos de quarta geração, os detectores ficam estacionários em volta de todo o *gantry* e apenas o tubo de raios X se movimenta. Com o desenvolvimento dos anéis de contato o tubo de raios X pode se movimentar em uma velocidade constante durante sucessivas aquisições³.

A projeção é formada pelos dados medidos em cada detector, em que o feixe de raios X abrange todo o paciente, como ilustrado na Figura 8. O tempo de corte desta geração é inferior a 5 segundos³.

Figura 8: Geometria dos tomógrafos de quarta geração adaptados²².

Os tomógrafos de quinta geração ou tomógrafos de feixe de elétrons, foram utilizados para imagens tomográficas cardíacas. Nesta geração, não há movimentos mecânicos. O feixe de elétrons produzido é rotacionado por focalização magnética³.

Com isso, neste projeto os elétrons são acelerados e podem ser focalizados em vários ângulos em forma de um arco de cerca de 216 graus. Nessa geração, os tomógrafos são capazes de varreduras com tempo de 50 ms, e podem produzir, em uma taxa rápida (*fast-frame-rate*), filmes da batida do coração³.

Figura 9: Geometria dos tomógrafos de quinta geração adaptados³.

Os tomógrafos helicoidais surgiram aproximadamente no final dos anos

A aquisição de dados é contínua, ou seja, enquanto o tubo de raios X gira em torno do paciente a mesa se desloca com velocidade constante, assim as fatias são adquiridas continuamente, como ilustrado na Figura 10. Nesta modalidade as acelerações e desacelerações do paciente na aquisição dos dados são eliminados³.

A imagem pode ser gerada a partir de qualquer segmento do volume, uma vez que a posição em que se encontra a mesa não está diretamente relacionada com a reconstrução da imagem. A velocidade da mesa está relacionada com a dose, pois está relacionada com o valor do pitch. Os valores de pitch (fator de passo) são menores em velocidades baixas e maiores em velocidades altas³.

Figura 10: Geometria dos tomógrafos de helicoidais adaptados²².

Tomógrafos computadorizados, com múltiplas fileiras de detectores (TCMD), são capazes de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação mais elevadas. Os primeiros tomógrafos considerados com múltiplas fileiras de detectores foram instalados em 1998 por quatro fabricantes: General Eletric (GE), Siemens, Toshiba e Peter (atualmente ligada à Philips)²³.

Nos tomógrafos helicoidais, com fileiras de detectores, são utilizados múltiplos detectores muito próximos entre si (em forma de matriz), segundo a direção do eixo do Z (perpendicular ao plano axial) e permitem efetuar diversos cortes simultâneos, numa única rotação³.

Atualmente, os tomógrafos helicoidais com fileiras de detectores existentes empregam uma geometria semelhante aos equipamentos de TC de terceira geração, em que o arco de detectores e o tubo de raios X giram simultaneamente²⁴.

Recentemente surgiram os tomógrafos com dupla fonte (*dual-source*), que possuem dois tubos de raios X e um conjunto de detectores adicionais ao projeto de fileiras de detectores, ou um conjunto de chaveamento para alternar a tensão em um único tubo de raios X. Este tipo de equipamento utiliza os tubos de raios X em diferentes níveis de energia, possibilitando adquirir dois conjuntos distintos de dados, com informações diferentes, a partir de um único exame. Deste modo é possível distinguir as diferentes anatomias e visualizar a diferenciação e caracterização dos tecidos que estas possuem.

3. 3 Detectores

Os equipamentos de fileiras de detectores referem-se ao uso de múltiplos detectores ao longo do eixo z (perpendicular com o plano axial do TC). Alguns tomógrafos computadorizados que empregam essa tecnologia utilizam as mesmas geometrias dos tomógrafos de terceira geração, Figura 11²⁵.

Figura 11: Diagrama geométrico dos detectores de tomografia computadorizada de fileira de detectores²⁵.

Normalmente, o número real de fileiras de detectores é superior ao número de fileiras de detectores ativos, permitindo ajustar a colimação ao

protocolo que se pretende efetuar. Este ajuste é permitido pelo fato de somar os sinais de detectores justapostos²⁵.

O projeto dos detectores é dividido em três tipos de matrizes: fixa, adaptativa e mista. Os detectores de matriz fixa, consistem em elementos de detectores iguais e de mesmo tamanho. Os detectores de matriz adaptativa consistem em detectores individuais, sendo divididos em diferentes tamanhos. Os detectores de matriz mista têm os detectores do centro com tamanhos diferentes²⁵, como demonstrado na Figura 12.

Figura 12: Diferentes configurações de detectores²⁵.

A vantagem do projeto de matriz adaptativa é melhorar a utilização da dose, pois não existe espaço entre os detectores. Entretanto, esta vantagem é limitada pela espessura dos detectores^{3,25}.

3. 4 Princípios de formação da imagem

O princípio de formação da imagem em tomografia computadorizada consiste na medição do fluxo de raios X pelos detectores em diferentes ângulos para formar a imagem, como ilustra a Figura 13. A medição do fluxo dos raios X é feita após a atenuação dos raios X pelo paciente. Considerando que a entrada dos raios X são monoenergéticos, a intensidade dos raios X medidos na entrada e na saída de um material homogêneo é representada pela Equação 1²⁶.

Figura 13. Esquema ilustrativo da formação de imagens em um sistema tomográfico²⁶.

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x} \quad (1)$$

Onde I_0 é a intensidade de raios X na entrada do objeto, I é a intensidade de raios X na saída do objeto, Δx é a espessura do objeto e μ é o coeficiente de atenuação linear²⁶.

Devido à não homogeneidade dos pacientes, as características da atenuação total podem ser calculadas dividindo o objeto em pequenos elementos como mostrado na Figura 14. Quando o tamanho dos elementos é muito pequeno, cada elemento pode ser considerado como um objeto uniforme, com isso a Equação 1 é válida para cada elemento. Observando o fato de que a saída do fluxo de raios X de um elemento é o fluxo de entrada de raios X do próximo objeto, a Equação 1 pode ser utilizada repetidas vezes como demonstrado na Equação 2.

Figura 14: Ilustração da atenuação de um feixe de raios X monoenergético em um material homogêneo (imagem da esquerda) e um material heterogêneo (imagem da direita)²⁶.

$$I = I_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} e^{-\mu_3 \Delta x} e^{-\mu_4 \Delta x} \dots e^{-\mu_n \Delta x} = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x} \quad (2)$$

Após a coleta das medições de transmissão dos raios X, o sistema de processamento inicia o processo de reconstrução das imagens a partir de algoritmos, nos quais transforma estes dados em imagens digitais. Existem vários tipos de algoritmos de reconstrução, porém o mais utilizado é o de retroprojeção filtrada. Após uma reconstrução TC, cada pixel da imagem é representado por um número, conhecido como número TC. A escala Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação (μ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas que são percorridas pelo feixe de raios X, de acordo com a Equação 3²⁶.

$$TC(x,y) = 1000 \frac{\mu_{(x,y)} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (3)$$

Onde o $\mu_{(x,y)}$ é o coeficiente de atenuação para um tecido qualquer e $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação da água. Os valores de números TC geralmente estão na faixa de -1000 a +1000, onde -1000 é o ar, 0 é a água e +1000 ossos compactos^{8,21}.

A variedade de tons de cinza que pode existir numa só imagem é muito superior à capacidade de discriminação do olho humano, assim é necessário fazer ajustes na imagem (após processamento) de acordo com as estruturas em estudo, utilizando os conceitos de:

Nível de janela - centro escolhido para a escala de cinza, cuja escolha depende das estruturas anatômicas representadas pelos tons médios de cinza nessa imagem²⁴.

Largura de janela - variedade de tons da escala de cinza que se encontram no intervalo em estudo²⁴.

3. 5 Dosimetria

Dosimetria é a medição da dose absorvida ou taxa de dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria²⁷.

3.5.1 – Dosímetro

Dosímetro é definido como qualquer instrumento capaz de detectar ou produzir uma leitura correspondente a dose absorvida depositada em seu volume sensível de maneira direta e indireta pela radiação ionizante.²⁷

Baseados em técnicas de espectrofotometria, termoluminescência, ressonância paramagnética eletrônica e ressonância magnética nuclear é possível detectar e medir as variações físicas e químicas, sofridas pelo material dosimétrico, em razão da radiação ionizante e relacioná-las com a dose absorvida¹⁴.

O problema dos dosímetros é a interpretação de sua leitura na grandeza desejada, como exposição, dose absorvida e kerma ^{27,28}.

Os dosímetros são divididos em físicos com as câmaras de ionização, ou químicos como o Fricke gel.

3.5.2– Propriedades dos dosímetros

Os dosímetros devem apresentar as propriedades que serão descritas nas próximas seções, porém nem todos apresentam todas propriedades, com isso, é necessário realizar uma caracterização do dosímetro selecionado e verificando sua possível aplicação: por exemplo, utilização de câmaras de ionização dedicadas a tomografia com volume sensível de 3 cm³ para dosimetria dos equipamentos de tomografia computadorizada^{27,29}.

3.5.2.1 – Precisão e Exatidão

Precisão é o quanto uma medida está correlacionada com a concordância de outras medidas nas mesmas condições, assim, quanto maior

a dispersão dos valores das medidas menor será a precisão²⁷. Quando se avalia a variação obtida em um curto intervalo de tempo pelo mesmo operador utilizando o mesmo equipamento denomina-se repetitividade, porém quando envolve uma variação do operador, detector, tempo, etc mantendo-se equivalentes as alterações denominam-se reprodutibilidade²⁸.

Exatidão avalia a proximidade do valor da medição, com o valor exato ou verdadeiro. A exatidão só pode ser comparada com um padrão²⁸. Os resultados da exatidão, nunca são perfeitos, com isso é sempre associada uma incerteza ao resultado^{27,30}.

3.5.2.2 – Incertezas associadas à dosimetria

Quando se relata o resultado da medição de uma grandeza física, é necessário que alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado seja apresentada de tal forma que, aqueles que o utilizam, possam avaliar sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos numa especificação ou norma. É, portanto, necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade de um resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza³¹.

Para estes resultados utilizou-se a incerteza expandida, que é a grandeza que define um intervalo em torno do resultado de uma medição, com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que possam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. As incertezas expandidas estão representadas por $(U_{95})^{31}$.

O fator de abrangência é o fator numérico utilizado com um multiplicador da incerteza padrão combinada de modo a obter uma incerteza expandida. O fator de abrangência é representado por $(k)^{31}$.

3.5.2.3 Linearidade da resposta dos detectores

Uma propriedade dos dosímetros muitas vezes almejada é a linearidade de resposta. Esta linearidade demonstra que existe uma relação linear entre o sinal do detector e a grandeza medida^{27,28}.

Mesmo que essa propriedade não seja alcançada, é importante ter uma relação matemática que corresponde entre a relação do sinal e a grandeza medida^{27,28}.

3.5.2.4 – Faixa Dinâmica

A faixa dinâmica de um detector é o intervalo de valores da grandeza medida no qual este produz uma resposta. Nos dosímetros existe uma saturação do sinal medido, no qual o sinal passa a variar muito pouco, a partir de um valor máximo indicando o limite superior da faixa dinâmica, ao passo que a quantidade mínima detectável define o limite inferior de detecção^{27,28,30}.

3.5.2.4.1 – Limite inferior

O limite inferior de dose está relacionado com a quantidade mínima detectável da radiação pelo dosímetro. Este limite pode ser devido aos ruídos dos sistemas, tanto pela radiação do fundo e/ou pelos ruídos instrumentais^{27,28}.

3.5.2.4.2 – Limite Superior

O limite superior de dose está relacionado com a saturação do sinal medido, podendo ser por uma limitação do volume sensível ou da capacidade de coleta do sinal²⁸.

O limite superior de dose é manifestado pela diminuição da sensibilidade de dose para um valor inaceitável. Conforme ilustrado na Figura 15, a sensibilidade pode ser reduzida para zero ou um valor negativo estimando duplamente a função dose-resposta^{27,28,30}.

Figura 15: Ilustração de uma função dose-resposta duplamente estimada, resultado da diminuição na sensibilidade de um dosímetro para altas doses²⁷.

3.5.2.5 Estabilidade

3.5.2.5.1 – Antes da irradiação

Um dosímetro deve manter-se estável com o tempo até ser utilizado.

Os dosímetros químicos, de estado sólido e fotográficos, por exemplo, estão mais suscetíveis a influências devido a efeitos da temperatura ambiental, presença de oxigênio, umidade relativa do ar ou luz, alterando a sensibilidade às doses de radiação²⁷.

3.5.2.5.2 – Depois da irradiação

Após a irradiação e antes da leitura das doses, dosímetros como os químicos, podem sofrer alterações nas leituras das doses, devido a influência à temperatura ambiental, presença de oxigênio, umidade relativa do ar ou luz²⁷.

3.5.2.6 – Dependência energética

Os dosímetros são calibrados em uma qualidade de feixe de radiação em função de um intervalo de energia.

A resposta de um sistema dosimétrico é expressa em função da energia do feixe de radiação^{27, 30}.

3.5.2.7 – Resolução espacial

Resolução espacial é a capacidade de distinguir dois sinais muito próximos em posição²⁸.

Os géis dosimétricos apresentam resolução espacial em três dimensões, limitados pela resolução do sistema de avaliação^{29,30}

3.5.2.8 – Utilização

Os dosímetros podem apresentar capacidade de reutilização como as câmaras de ionização, sem nenhuma ou com mínima alteração de sensibilidade no tempo de vida útil deste dosímetro. Outros, como os géis dosimétricos ou dosímetros de filme, não são reutilizados, medindo assim a dose uma única vez^{27,28,30}.

3.5.3 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada

Dose absorvida é a quantidade de energia que certo tipo de radiação ionizante transfere para um material causando mudanças²⁶.

A dose recebida em um exame de tomografia computadorizada é diferente dos exames de raios X convencionais, devido à distribuição nos tecidos. Os aspectos que caracterizam estas diferenças são: a TC emprega um feixe de raios X muito colimado, com isso o volume alvo do tecido irradiado é menor; o volume do alvo irradiado é exposto pelo feixe primário em quase todos os ângulos, distribuindo a dose mais uniformemente nos tecidos; necessidade de alta razão sinal-ruído para ter boa resolução de alto contraste elevando a dose, por ter técnicas com valores mais elevados (tensão e corrente)²⁶.

A dose entregue em exames de tomografia computadorizada, vai além da espessura nominal de corte devido principalmente a divergência do feixe de raios X, a penumbra do feixe de raios X e a radiação espalhada devido ao efeito Compton. O resultado do perfil de dose é ilustrado na Figura 16. O índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) é o primeiro conceito de medição de dose em tomografia computadorizada, como mostra a Equação 4²⁶.

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-x}^x D(z) dz \quad (4)$$

Onde n é o número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema, T é o valor nominal da espessura de corte e $D(z)$ é a dose em função a posição z .

Figura 16 – Representação do perfil de dose CTDI.

Os objetos simuladores dosimétricos para o cálculo do índice de dose têm cinco orifícios como mostra a Figura 17. O valor de $CTDI_i$ para cada orifício é calculado para os parâmetros utilizados, como na Equação 5³².

$$CTDI_i = \frac{R \cdot N_k \cdot f_c}{n} \cdot \left(\frac{L}{T} \right) \quad (5)$$

Onde R é a leitura da câmara de ionização, N_k é fator de calibração da câmara em unidades de kerma, na qualidade de feixe apropriada, f_c é o fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida no meio (acrílico), L é comprimento ativo da câmara de ionização, T é a espessura real de corte em mm e n é o número de cortes tomográficos para cada varredura do sistema³².

Figura 17: Ilustração do objeto simulador dosimétrico.

Depois de realizadas as medições nas cinco aberturas, é calculado o $CTDI_w$, que é o índice de dose para tomografia computadorizada ponderado, pela Equação 6.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c - \frac{2}{3}(\overline{CTDI_p}) \quad (6)$$

Onde $CTDI_c$ é o índice de dose no orifício central e $\overline{CTDI_p}$ é a média dos índices de dose nos orifícios periféricos, de acordo com a Equação 5.

Os níveis de referência para radiodiagnóstico em TC definidos pela Portaria 453/98³² é caracterizado pela dose média em múltiplos cortes (MSAD) definido pela Equação 7, que não devem ser ultrapassados.

$$MSAD = \left(\frac{T}{I}\right) \cdot CTDI_w \quad (7)$$

Onde T é a espessura nominal de corte tomográfico e I é o incremento entre cortes consecutivos.

Tabela 1 - Níveis de referência de dose para radiodiagnóstico em TC³².

Órgão	MSAD (mGy)
Crânio	50
Coluna Lombar	35
Abdômen	25

Para representar a dose de um protocolo específico, que envolve uma série de varreduras, é utilizado o índice de dose em tomografia computadorizada volumétrica ($CTDI_{vol}$). Isto é essencial para contar sobreposições ou espaços entre consecutivas rotações do feixe de raios X. O $CTDI_{vol}$ é calculado pela Equação 8, onde $CTDI_w$ é o índice de dose em

tomografia computadorizada ponderado e *pitch* (fator de passo) é o movimento da mesa por rotação na espessura de colimação^{25,26}.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (8)$$

Para melhor representar o total de energia entregue por um exame de tomografia computadorizada, a dose pode ser integrada ao longo do comprimento de varredura que é chamada de produto dose-comprimento (Dose length product –DLP), que é calculado pela Equação 9. A DLP não permite a medição direta de dose no paciente em cada órgão, pois este não especifica as diferentes regiões anatômicas do corpo do paciente^{3, 25}.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{Comprimento Varredura} \quad (9)$$

É importante também reconhecer que o potencial para um efeito biológico devido à radiação ionizante não depende apenas da dose de radiação, mas também da sensibilidade biológica de cada tecido ou estrutura. A dose efetiva (E) diferencia estas sensibilidades diferentes. A unidade para dose efetiva é Sieverts (Sv). Para o cálculo da dose efetiva utiliza-se Equação 10.

$$E = DLP \cdot K \quad (10)$$

Onde K é a variável que representa a sensibilidade do órgão específico. Na Tabela 2 são demonstrados os valores para K²⁵.

Tabela 2: Valores de k para o cálculo da dose efetiva para protocolos utilizados para pacientes adultos e pediátricos²⁵.

Região do Corpo	K (mSv•mGy ⁻¹ •cm ⁻¹)				
	0 Ano	1 Ano	5 Anos	10 Anos	Adulto
Cabeça e Pescoço	0,0130	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,0110	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,0170	0,0120	0,0110	0,0079	0,0059
Tórax	0,0390	0,0260	0,0180	0,0130	0,0140
Abdômen e Pélvis	0,0490	0,0300	0,0200	0,0150	0,0150
Tronco	0,0440	0,0280	0,0190	0,0140	0,0150

O cálculo da dose efetiva é válido nas condições apresentadas no Report 96²⁵ e nunca deve ser calculada para um paciente individualmente.

A estimativa das incertezas para o CTDI_w, e para o DLP para os objetos simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA) de cabeça e de abdômen dependem de muitos fatores, em vários cenários, conforme a descrição apresentada no TRS 457²⁹.

3.5.4 – Dosimetria pelo Cálculo do Perfil de Dose

A dose entregue ao paciente é melhor representada com o cálculo do perfil de dose. Para realizar as medições é utilizada uma câmara de ionização do tipo Farmer com volume ativo de 0,6 cm³⁹.

Para realizar o perfil de dose em TC, semelhante ao da Figura 16, são utilizados três objetos simuladores dosimétricos sem movimentar a câmara de ionização, mas variando a posição de todo o conjunto ao longo do tubo de raios X⁹, como mostrado na Figura 18, que representa 6 passos de movimentação do conjunto.

Figura 18: Deslocamento da câmera de ionização ao longo do objeto simulador, para realizar o perfil de dose em tomografia computadorizada⁹.

3.6 Dosimetria Química

A dosimetria química consiste na determinação da dose absorvida a partir das medidas da variação das concentrações dos reagentes químicos na solução, induzidos pela radiação ionizante. Quando a radiação interage com um meio, esta pode ser convertida na produção de íons. Os íons podem favorecer reações com outras moléculas, produzindo radicais livres e íons secundários, que podem reagir e formar produtos químicos estáveis^{33, 34}.

A dosimetria química por Fricke teve início em 1927 com Hugo Fricke e Stern Morse³⁵, iniciaram um estudo sobre a ação química de uma solução de sulfato ferroso para realização de medidas de dose absorvida para raios X.

3.6.1 Dosímetro Fricke

A solução Fricke tem sido utilizada como dosímetro de referência para determinação da taxa de dose em campos gama e pode também ser utilizado como dosímetro de rotina.

A radiação gama, quando atinge os íons Fe^{2+} transforma-os em íons Fe^{3+} . As principais reações envolvidas são:

Cada átomo de hidrogênio forma um radical hidroperóxido, HO_2 , e cada um destes radicais oxidam três íons de Fe^{2+} , um através da reação (3) e dois através das reações (4), (5) e (1). Cada radical hidroxila oxida um íon de Fe^{2+} e cada molécula de peróxido de hidrogênio oxida dois íons de Fe^{2+} . Todas as reações, exceto a (5) são rápidas.

A presença de impurezas orgânicas causa variação significativa na resposta deste dosímetro, por este motivo é essencial utilizar compostos muito puros.

Desde sua primeira aplicação a dosimetria química com a solução de sulfato ferroso tem evoluído e, no ano de 1984, com a modificação de uma solução de sulfato ferroso, surgiu o dosímetro Fricke modificado, ou Fricke gel³⁶.

O intervalo de dose de utilização da solução Fricke convencional está entre 40 e 400 Gy. Pesquisadores encontraram como dose mínima detectável 0,6 e 1,0 Gy para a solução Fricke modificada com agarose e gelatina, respectivamente ^{1036, 37, 38, 39, 40, 41, 42}.

3.7 Espectrofotometria de absorção óptica

A espectrofotometria de absorção óptica é a quantidade de luz absorvida por uma solução resultando em informações quantitativas dos componentes desta solução. A diferença de energia entre estados eletrônicos dá-se na faixa de energia da radiação ultravioleta e visível assim é possível determinar os picos de absorção devido estas diferenças e quantificá-los.

O equipamento desta avaliação é o espectrofotômetro, ilustrado na Figura 19¹⁸.

Figura 19: Ilustração de um espectrofotômetro de absorção óptica.

3.8 Relaxação Magnética Nuclear

Mudanças na concentração de íons férricos podem ser detectadas pela técnica de ressonância magnética Nuclear (RMN) de prótons, porque a conversão de íons ferrosos em férricos em meio aquoso altera o tempo de relaxação RMN da solução. Os íons Fe^{2+} e Fe^{3+} são espécies paramagnéticas que podem reduzir drasticamente o tempo de relaxação do próton da água, quando presentes, mesmo em pequenas concentrações. Os tempos de relaxação T_1 e T_2 do núcleo do hidrogênio em solução aquosa são determinados pela intensidade e espectro de frequência do campo magnético dependente do tempo afetado por cada núcleo⁴³. Esses campos locais flutuantes são modulados pelo movimento molecular randômico dentro do fluido. A fonte dominante de interações magnéticas na água pura é o acoplamento dipolo - dipolo entre os núcleos de H na mesma molécula ou entre moléculas vizinhas. O forte efeito dos íons de metais de transição nas taxas de relaxação é devido, principalmente, ao largo campo local produzido pelos spins dos elétrons desemparelhados que dão origem ao seu paramagnetismo. O momento magnético do elétron é 658 vezes maior que o do próton, tal que as interações de relaxação dominantes ocorrem quando os prótons estão próximos dos íons dissolvidos. Mesmo para concentrações menores que 1mM, a taxa de relaxação é dominada pelas espécies paramagnéticas.

A habilidade para aumentar as taxas de relaxação RMN é específica para cada íon ou radical paramagnético. Ela depende do momento magnético das espécies e do raio iônico, uma vez que esses determinam a intensidade do campo magnético local afetado pelos spins dos prótons. Um terceiro importante fator é o tempo de relaxação do spin do elétron t_s , o qual descreve a escala de tempo do campo flutuante produzido pelo elétron desemparelhado. A teoria detalhada de relaxação de spin induzida por íons paramagnéticos em soluções aquosas foi desenvolvida por Solomon⁴⁴ and Bloembergen e Morgan⁴⁵.

3. 9 Dosimetria 3D das Radiações

A dosimetria 3D de feixes externos de radiação visa determinar precisamente a distribuição tridimensional da dose radiação depositada no volume de interesse em um dado meio.

Utilizando o dosímetro Fricke gel é possível calcular o perfil de dose através da avaliação da distribuição tridimensional da dose de radiação no meio por imageamento por ressonância magnética.

3.9.1 Dosimetria 3D pela Técnica de IRM.

Diferentes propriedades físicas, químicas e biológicas de materiais têm sido usadas para detectar a radiação. Qualquer propriedade mensurável, que mude em função da dose absorvida de radiação pode ser usada como base para um dosímetro. A ideia de utilizar a técnica de IRM foi primeiramente sugerida por Gore et al.³⁶. Eles propuseram um novo método de medida e registro da variação da distribuição da dose, utilizando uma solução com absorção equivalente ao tecido, capaz de alta resolução espacial e precisão para doses de radiação moderadas.

O conceito envolve o uso de um meio absorvedor cujas propriedades de RMN variem como resultado da interação com a radiação ionizante.

Os métodos e equipamentos de IRM desenvolvidos nos últimos anos para o diagnóstico médico por imagem podem ser utilizados para avaliar os simuladores (phantoms) irradiados e registrar a distribuição espacial da dose.

O dosímetro proposto foi baseado no método químico de Fricke³⁵, no qual a reação é a oxidação dos íons Fe^{2+} para Fe^{3+} , com o número de íons Fe^{3+} gerados sendo proporcionais à dose absorvida. Gore notou a conhecida diferença na contribuição à relaxação RMN da água pelos íons Fe^{2+} e Fe^{3+} , e usou essa propriedade. Todavia, um problema do uso de íons Fe^{3+} como marcador para dose de radiação, é que eles são pequenos e altamente móveis. Isso significa que a determinação da dose absorvida é afetada pelo processo de difusão.

Em 1994, Maryansky et al.⁴⁶ introduziram a ideia do “*Polymer Gel Dosemeter*”. Nesse sistema, a radiação ionizante induz a polimerização de radicais livres de uma solução de monômeros, mantidos em uma matriz gelatinosa. O polímero recém formado tem as características T_2 alteradas, que podem ser usadas como base para mapeamento de dose usando a técnica de IRM. A estrutura do gel é tal que as regiões polimerizadas são inerentemente fixas e o problema da difusão não existe.

Esse conceito geral pode ser implementado na prática de diferentes modos, empregando diferentes propriedades de RMN sensíveis à radiação dos diferentes materiais.

Os mais simples empregam dosímetros químicos, como a solução de sulfato ferroso – solução Fricke gel, para a determinação da dose e da distribuição da dose, tendo sido desenvolvidos simuladores de diferentes materiais e formas⁴⁶.

3.10 Objetos simuladores

Objeto simulador (*phantom*) é um dispositivo com material equivalente ao tecido, utilizado para simular as interações da radiação ionizante no corpo. Estes objetos simuladores são utilizados em testes de controle de qualidade de equipamentos, comissionamento de equipamentos de radioterapia, medicina nuclear, radiodiagnóstico, proteção radiológica etc^{25,47}.

4 METODOLOGIA

4.1 – Equipamentos de tomografia computadorizada

Para o desenvolvimento deste estudo foram utilizados dois equipamentos pertencentes à Irmandade Santa Casa de Misericórdia de São Paulo e um pertencente ao Hospital Santa Paula. Nesses equipamentos foram realizados os testes de repetitividade e reprodutibilidade das doses.

- Equipamento de tomografia Philips Brilliance 64.
- Equipamento de tomografia Philips Brilliance 16.
- Equipamento de tomografia Philips Brilliance 6.

4.2 – Câmaras de ionização

Foram utilizados os seguintes conjuntos de eletrômetros e câmaras de ionização:

1. Kit Radcal 9015:

- Câmara de ionização 3 CT
- Marca: Radcal
- Modelo: 3CT
- Certificado de calibração LMRI – DEN/UFPE 0391RX/0713

2. Kit Radcal AccuPro:

- Câmara de ionização 3 CT
- Marca: Radcal
- Modelo: 3CT
- Certificado de calibração LMRI – DEN/UFPE 0415RX/1013

A escolha destes equipamentos se deve ao fato de apresentarem incerteza expandida de dose absorvida de $\pm 2.5 \%$, com nível de confiança de 95 %.

No anexo A estão apresentados os certificados de calibração das câmaras de ionização com os eletrômetros utilizadas.

4.3 Reagentes

1. Sulfato ferroso de amônia $[\text{Fe}(\text{NH}_4)_2(\text{SO}_4)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}]$; Merck
2. Alaranjado de xlenol $[\text{C}_{31}\text{H}_{28}\text{Na}_4\text{O}_{13}\text{S}]$; Merck
3. Ácido sulfúrico, H_2SO_4 ; Merck, Pureza 95 – 97%
4. Cloreto de sódio, NaCl ; Merck, Pureza mínima 99,5%
5. Água tri-destilada⁴⁸
6. Gelatina suína 270 *Bloom* (alimentícia); Gelita Brasil.

4.4 Vidrarias

Para a preparação do Fricke gel utilizaram-se as vidrarias:

- Béquer 200, 400 e 2000ml;
- Balão volumétrico 50, 100 e 200ml;
- Pipeta;
- Proveta;
- Bastão de vidro;

4.5 Equipamentos

4.5.1 Preparação do Fricke Gel

- Purificador de água
 - Marca: **ELGA**
 - Modelo: **PURELAB Option-Q DV 25**;
- Tri-Destilador
 - Marca: **ELGA**
- Balança eletrônica de alta precisão

- Marca: **METTLER**
 - Modelo: **AB204-S**
- Agitador Magnético
 - Marca: **FISATOM**
 - Modelo: **753A**
- Refrigerador
 - Marca: **CONSUL**
 - Modelo: **CRT08CBBNA**
- Estufa de secagem e esterilização
 - Marca: **FANEM**
 - Modelo: **315 SE**

4.5.2 Cubetas espectrofotométricas padrão

- Cubetas
 - Marca: Sarstedt
 - Modelo: 67.738
 - Dimensões: 10 x 10 x 45 mm
 - Volume: 4 mL
 - Face óptica de 10 mm

A Figura 20 demonstra a cubeta padrão.

Figura 20: Cubeta padrão marca Sarstedt.

4.5.3 Medições no espectrômetro de absorção

- Espectrofotômetro 1
 - Marca: **SHIMADZU**

- Modelo: **UV-2101PC**
- Espectrofotômetro 2
 - Marca: **AGILENT TECHNOLOGIES**
 - Modelo: **CARY SERIES UV-VIS-NIR**

Os parâmetros ajustados no espectrofotômetro estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3: Parâmetros ajustados no espectrofotômetro para leitura das cubetas contendo solução Fricke gel.

	Parâmetros
Aquisição	Espectros de absorção óptica
Intervalo de aquisição (nm)	190 – 900
Largura da fenda (nm)	2,0
Intervalo de amostragem (nm)	Automático
Linha de base	Ar
Material de referência	Ar
Modo de medição	Absorvância
Escala	Automática

4.5.4 Medições por ressonância magnética (RM)

- Ressonância magnética
 - Marca: **Philips**
 - Modelo: **Achieva**
 - Campo: **1,5 tesla**
 - Instituição: **Irmandade Santa Casa de Misericórdia de São Paulo**

Os parâmetros ajustados no equipamento de ressonância magnética estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Parâmetros de aquisição para as imagens de ressonância magnética.

	Parâmetros
Modo	Fast Spin Eco
Tempo de repetição (TR)	2000 ms
Tempo de inversão (TI)	1100 ms
Tempo de eco (TE)	5,5 ms
Espessura de corte	1,0 mm

4.5.5 Suporte para irradiação

Foi utilizado um suporte para cubetas para as irradiações nos equipamentos de tomografia computadorizada, de modo a mantê-las na mesma posição de irradiação. O suporte foi desenvolvido em nylon e está representado na Figura 21.

Figura 21: Suporte de nylon para posicionamento das cubetas na irradiação.

4.5.6 Softwares utilizados

1. Software Microsoft ® Excel versão 2013, para a realização dos cálculos necessários.
2. Software JIVEX ® para análise das imagens de RM em DICOM.
3. Software Microcal ORIGIN® versão 7.5, para aquisição dos gráficos.

4.6 Preparo e cuidados com o Fricke Gel

A solução dosimétrica de Fricke gel foi preparada no laboratório de Doses Altas (LDA) – Dosimetria Química e Absorção Óptica do IPEN, com gelatina 270 bloom.

Inicialmente, foi separado 75 % do volume total de água tri-destilada em pressão e temperatura ambiente e a gelatina foi hidratada com um pouco da água tri-destilada fria. É recomendada a utilização de um béquer com volume superior ao da gelatina devido à sua expansão.

Enquanto a gelatina absorve a água, o restante da água tri-destilada é aquecida a 45° C e é adicionada a gelatina hidratada neste líquido aquecido, verificando sempre a temperatura da solução e mantendo sob agitação até a dissolução total.

Enquanto a solução permanece em dissolução, são misturados o ácido sulfúrico, o cloreto de sódio, sulfato ferroso e o alaranjado de xilenol nos 25 % de água restante.

Após a total dissolução da gelatina, a solução foi resfriada a aproximadamente 40°C e foi misturada a solução preparada na gelatina dissolvida, mantendo em agitação até total homogeneização⁴⁹. Erro! Indicador não definido.

A concentração escolhida para a gelatina de 5 % mostrou ser a opção ótima para este tipo de dosimetria¹⁸.

Após a total homogeneização da solução de Fricke Gel, foram selecionadas as cubetas (Figura 20) e preenchidas com a solução. As cubetas foram seladas com filme policloreto de vinila (PVC) e foram mantidas refrigeradas e sob o abrigo da luz durante 12 horas.

A solução Fricke gel é preparada conforme descrito na Tabela 5.

Tabela 5: Concentração dos compostos para preparação da solução Fricke Gel

Composto	Concentração
Sulfato ferroso de amônia [Fe(NH ₄) ₂ (SO ₄) ₂ 6H ₂ O]	1 mM
Alaranjado de xilenol [C ₃₁ H ₂₈ Na ₄ O ₁₃ S]	0,1 mM
Ácido sulfúrico, H ₂ SO ₄	50 mM
Cloreto de sódio, NaCl	1 mM
Água tri-destilada	Depende do volume escolhido
Gelatina suína 270 <i>Bloom</i>	5 %

Todas as vidrarias foram esterilizadas e todos os compostos utilizados foram de maior pureza, para diminuir efeitos indesejáveis que aumentariam as incertezas nas medições.

4.7 Irradiação nos equipamentos de tomografia computadorizada

As amostras a serem irradiadas foram preparadas com no mínimo 12 horas de antecedência⁴⁹ e permaneceram durante todo este período ao abrigo da luz e sob refrigeração. As amostras permaneceram em ambiente fechado e refrigerado durante o trajeto do IPEN ao local do tomógrafo. Já na sala de exames foram mantidas ao abrigo da luz e mantidas à temperatura ambiente durante 30 minutos para atingir o equilíbrio térmico.

Foi ajustado o protocolo de crânio nos equipamentos de tomografia computadorizada.

4.7.1 Irradiação das câmaras de ionização

A câmara de ionização 3 CT da Radcal foi posicionada no centro do gantry e foram realizadas 3 irradiações, sendo anotados os valores de kerma (mGy) de cada irradiação, para avaliar a repetitividade da dose dos

equipamentos. Este procedimento foi repetido em todos os equipamentos de tomografia computadorizada avaliados.

4.7.2 Irradiação da solução nas cubetas

Após a avaliação dos equipamentos com as câmaras de ionização, as cubetas foram posicionadas no suporte desenvolvido, divididas em grupos com 3 unidades, mantendo cada grupo com as mesmas configurações de irradiação e quantidade de irradiações.

Em todos os testes foi selecionado um grupo denominado como BG, que são os grupos de controle, onde não foram realizadas irradiações.

As irradiações foram realizadas no ar e em equilíbrio eletrônico.

4.7.2.1 Obtenção da Curva de Resposta em Função da Dose

Para a curva determinada de resposta em função da dose foi selecionado o protocolo de crânio nos equipamentos de tomografia, conforme a Tabela 6.

Tabela 6: Modelo de aquisição para o protocolo de crânio dos equipamentos de tomografia de 6, 16 e 64 canais.

	6 canais	16 canais	64 canais
Tensão (kVp)	120	120	120
Corrente (mA)	400	300	400
Tempo (s)	0,75	1	0,75
mAs	300	300	300
Detectores	6	16	64
Espessura (mm)	4	1,5	0,625
Colimação (mm)	24	24	40
Pitch	-	-	-

O mesmo protocolo de aquisição foi utilizado, porém com diferentes quantidades de irradiações. As amostras foram divididas em 6 grupos de 3 cubetas cada. O primeiro grupo foi selecionado para o controle e não foram realizadas irradiações neste grupo. Os grupos de 2 a 10 foram irradiados conforme a Tabela 7.

Tabela 7: Quantidade de irradiações em cada grupo de amostra para os equipamentos de tomografia computadorizada utilizadas.

	6 Fileiras de Detectores	16 Fileiras de Detectores	64 Fileiras de Detectores
Grupo	Número de irradiações		
1	0	0	0
2	1	20	10
3	4	30	20
4	18	50	30
5	40	80	40
6	45	-	50
7	-	-	60
8	-	-	70
9	-	-	80
10	-	-	90
11	-	-	100

Na Tabela 8 são apresentadas as quantidades de irradiações para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 6 canais e a dose absorvida referente para cada grupo.

Tabela 8: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 6 canais.

6 Fileiras de Detectores		
Grupo	Número de irradiações	Dose absorvida (mGy)
1	0	0
2	1	11,69
3	4	46,79
4	18	210,42
5	40	467,6
6	45	526,05

Na Tabela 9 são apresentados os números de irradiações para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 16 canais e a dose absorvida referente para cada grupo.

Tabela 9: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 16 canais.

16 Fileiras de Detectores		
Grupo	Número de irradiações	Dose absorvida (mGy)
1	0	0,0
2	20	262,4
3	30	393,6
4	50	656,0
5	80	1049,6

Na Tabela 10 são apresentados os números de irradiações para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 64 canais e a dose absorvida referente para cada grupo.

Tabela 10: Número de irradiações e as doses absorvidas para cada grupo do equipamento de tomografia computadorizada de 64 canais.

64 Fileiras de Detectores		
Grupo	Número de irradiações	Dose absorvida (mGy)
1	0	0
2	10	180
3	20	360
4	30	540
5	40	720
6	50	900
7	60	1080
8	70	1260
9	80	1440
10	90	1620
11	100	1800

4.7.3 Perfil de dose utilizando as Câmaras de Ionização

A câmara de ionização 3 CT da Radcal foi posicionada no centro do gantry e no ar sendo conectada ao computador para aquisição simultânea das doses em uma aquisição helicoidal⁹.

Foi realizada uma aquisição helicoidal, irradiando toda a câmara de ionização conforme a Figura 18.

Os programas computacionais Excel e Origin foram utilizados para análise dos resultados.

4.7.4 Irradiação do simulador esférico

O simulador esférico foi posicionado no centro do gantry do equipamento de tomografia computadorizada e foram realizadas 150 repetições do protocolo de crânio do equipamento selecionado, conforme Figura 22.

Figura 22: Posicionamento do simulador esférico no centro do gantry do equipamento de tomografia computadorizada para realizar as irradiações.

4.8 Análise da absorção óptica

Trinta minutos após a irradiação as cubetas foram inseridas no espectrômetro de absorção óptica para as medições de absorvância.

O equipamento foi ajustado com os parâmetros conforme mostrado na Tabela 3.

Foram realizadas as medições de todas as cubetas e, após as leituras, os resultados foram salvos em formato .csv (compatível com os programas Origin e Excel), sendo realizados as análises e os gráficos dos resultados.

4.9 Imageamento por Ressonância Magnética

Para o imageamento por RM foi utilizado o equipamento Achieva 1,5 T com a bobina de crânio de 16 canais, com a sequência de pulso descrita na Tabela 11.

Tabela 11: Parâmetros de aquisição da Imagem por Ressonância Magnética

Sequência	Spin –Eco
Ponderação	T1
Tempo de Repetição (TR)	600 ms
Tempo de Eco (TE)	15 ms
Matriz	256 x 256
Espessura de corte (mm)	1,0
Orientação	Axial, Coronal e Sagital

Para avaliação das cubetas foi utilizada a orientação coronal.

No imageamento do simulador esférico foi realizada a aquisição nas três orientações (axial, coronal e sagital).

Os valores das intensidades do sinal foram obtidos pelos softwares Jivex, Osirix e ImageJ.

5 RESULTADOS

5.1 Espectro de absorção óptica

Os espectros de absorção óptica foram adquiridos para o conjunto da solução nas cubetas não irradiadas e irradiadas com doses absorvidas entre 11,69 e 526,05 mGy em um equipamento de tomografia, como demonstrado na Figura 23.

Figura 23: Espectro de absorção óptica para a solução Fricke gel, identificando as bandas de 441 nm e 585 nm.

As duas bandas de absorção características da solução Fricke Gel 270 *Bloom* são observadas em 441 nm e 585 nm correspondente aos íons de Fe^{+2} e Fe^{+3} respectivamente.

Pode ser verificado que com o aumento da exposição à radiação os íons Fe^{+2} sofrem oxidação e a quantidade de Fe^{+3} aumenta, como demonstrado na Figura 24.

A concentração dos íons Fe^{+2} diminuem com o aumento da exposição devido a oxidação destes para o Fe^{+3} , como demonstrado na Figura 25.

Os pontos para os valores de dose de 11,69, 46,76, 58,45 e 93,52 mGy estão abaixo da sensibilidade do Fricke gel, com isso podemos considerar estes pontos semelhantes conforme visualizado na Figura 24 e 25. A diferença de sinal entre as soluções não irradiadas e as irradiadas é proporcional a dose absorvida pelas amostras.

Figura 24: Aumento gradativo da absorvância para o comprimento de onda de 585 nm em função da dose.

Figura 25: Diminuição da absorvância para o comprimento de onda de 441 nm em função da dose.

Esses resultados demonstram que a solução Fricke gel é adequada na análise espectrométrica para determinação da dose absorvida utilizando equipamentos de tomografia computadorizada.

Foi realizada inicialmente a absorção óptica, para verificar a sensibilidade da solução Fricke gel para a energia dos equipamentos de

tomografia computadorizada, pois esta é a técnica mais acessível, pelo grupo de pesquisa do IPEN conforme descrito na seção 1, na análise deste tipo de dosímetro.

5.2 Repetitividade da Solução

O teste de repetitividade da resposta da solução foi realizado para 6 amostras de um mesmo lote da solução de Fricke gel nas mesmas condições experimentais.

A concordância da repetitividade das amostras da solução de Fricke gel não irradiadas é melhor que 98 %. Na Figura 26 é demonstrada a repetitividade para absorvância relativa para as soluções não irradiadas do mesmo lote.

Figura 26: Resposta relativa da solução Fricke gel para 6 cubetas não irradiadas.

Para a melhor repetitividade da solução está deve ser realizada com muito rigor para não haver contaminação da amostra, que aumentaria o valor da repetitividade da solução.

5.3 Repetitividade do Kerma dos Equipamentos de Tomografia

Na Tabela 12 são apresentados os valores de kerma no ar medidos para o protocolo de crânio selecionado nos diferentes equipamentos de tomografia

computadorizada. Foram realizadas 3 medições para verificar a repetitividade do kerma no ar para o equipamento de tomografia computadorizada.

Foi observado um desvio padrão de $\pm 0,01$ e repetitividade máxima de $\pm 0,17\%$ de dispersão, demonstrando que estes equipamentos são adequados para a realização dos experimentos devido à alta repetitividade.

Tabela 12: Resultados do kerma no ar para os protocolos de crânio dos três equipamentos de tomografia (6, 16 e 64 canais)

	6 Canais	16 Canais	64 Canais
Medição	Kerma (mGy)		
1	11,69	13,11	18,01
2	11,68	13,12	17,99
3	11,70	13,13	18,00
Média (mGy)	11,69	13,12	18,00
Desvio Padrão (mGy)	0,01	0,01	0,01
Repetitividade (%)	0,17	0,15	0,11

5.4 Curva de Resposta em Função da Dose

Na Figura 27 são apresentadas as curvas de resposta em função da dose para a banda de comprimento de onda de 585 nm, relativa à oxidação dos íons Fe^{+2} para o Fe^{+3} , para a solução de Fricke Gel para doses entre 0,0 (BG) e 526,05 mGy para o equipamento de 6 fileiras de detectores.

Foi observado o aumento a absorção óptica devido à oxidação dos íons Fe^{+2} em Fe^{+3} .

Os quatro primeiros pontos estão abaixo do limite mínimo de detecção, como podemos observar na Figura 27.

Figura 27: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm para o equipamento de 6 canais.

Na Figura 28 são apresentadas as curvas de resposta em função da dose para o equipamento de 16 canais para a banda de comprimento de onda de 585 nm, relativa à oxidação dos íons Fe^{+2} para o Fe^{+3} , para a solução de Fricke Gel para doses entre 0,0 (BG) a 1049,6 mGy.

Figura 28: Curva resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm para o equipamento de 16 canais.

Foi observado o aumento da absorção óptica devido à oxidação dos íons Fe^{+2} em Fe^{+3} .

Na Figura 29 é apresentada a curva de resposta em função da dose para o equipamento de 64 canais para a banda de comprimento de onda de 585 nm, relativa à oxidação dos íons Fe^{+2} para o Fe^{+3} , para a solução de Fricke Gel com concentração de 5 % para doses entre 0,0 (BG) a 1800,0 mGy.

Figura 29: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 585 nm para o equipamento de 64 canais.

É observado o aumento a absorção óptica devido à oxidação dos íons Fe^{+2} em Fe^{+3} .

Pode ser observado nas Figura 27, 28 e 29 que para o comprimento de onda de 585 nm as curvas apresentam comportamento crescente, pois há um aumento do número de íons Fe^{+3} devido a oxidação dos íons de Fe^{+2} .

Os ajustes lineares para os três equipamentos apresentaram R^2 superior a 0,97, indicando um ajuste linear coerente, apresentado na Tabela 13.

Tabela 13: Resultado dos R^2 para os ajustes lineares dos equipamentos avaliados.

Ajuste Linear - R^2		
Equipamento de 6 canais	Equipamento de 16 canais	Equipamento de 64 canais
0,98	0,97	0,98

Na Figura 30 é apresentada a curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm, para o equipamento de 6 canais com o mesmo protocolo e quantidade de irradiações demonstrado na Tabela 8. Pode ser observado que com o aumento da dose, a quantidade de íons Fe^{+2} diminui devido à oxidação do Fe^{+2} em Fe^{+3} .

Figura 30: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm para o equipamento de 6 canais.

Figura 31: Curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm para o equipamento de 16 canais.

Na Figura 31 é apresentada a curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm, para o equipamento de 16 canais com o mesmo protocolo e quantidade de irradiações demonstrado na Tabela 9.

Na Figura 32 é apresentada a curva de resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm, para o equipamento de 64 canais com o mesmo protocolo e quantidade de irradiações demonstrado na Tabela 10.

Figura 32: Curva resposta em função da dose para o comprimento de onda de 441 nm para o equipamento de 64 canais.

Pode ser observado nas Figura 30, 31 e 32 que para o comprimento de onda de 441 nm as curvas apresentam comportamento decrescente, pois há uma redução do número de íons Fe^{+2} devido a oxidação em Fe^{+3} .

5.5 Limite inferior de detecção por absorção óptica

O Limite inferior de detecção para as soluções de Fricke gel preparada com 5% de gelatina 270 *Bloen*, foi determinado experimentalmente por meio da irradiação das soluções com diferentes doses.

A solução apresentou um limite mínimo detectável de 460 ± 20 mGy, assim valores de dose abaixo deste valor, não devem ser consideradas.

5.6 Resposta do Fricke gel com imageamento por ressonância magnética

Na Figura 33 é apresentada a imagem obtida por imageamento por Ressonância Magnética (IRM) em escala de cinza da solução de Fricke Gel para o equipamento de tomografia de 64 canais. Cada conjunto de 3 cubetas foi irradiado conforme a Tabela 10 e foi separado um grupo de controle denominado BG, afim de ajustar cada intensidade média dos pixels à dose absorvida.

Figura 33: Imagem das cubetas, irradiadas com diferentes kermas, obtida pela técnica de Ressonância Magnética na vista coronal

A partir das médias das intensidades, foi obtida a curva de intensidade do sinal em função da dose absorvida.

Figura 34: Resposta da intensidade média do sinal em função do kerma e o ajuste linear.

Pode ser observado na Figura 34 que a intensidade de pixel para as imagens de ressonância magnética é proporcional à dose absorvida nas amostras.

O ajuste linear apresentou um R^2 superior a 0,96, indicando um ajuste linear coerente.

O limite mínimo de detecção utilizando o IRM da solução Fricke gel, é de 540 ± 23 mGy, determinado experimentalmente conforme a curva de intensidade média do sinal pelo Kerma.

A equação do ajuste linear da curva da intensidade das médias dos valores de pixel em relação à dose absorvida esta demonstrada na Equação 11.

$$\text{Média dos valores de pixel} = 1312,78 + 0,27 \cdot \text{Dose} \quad (11)$$

O ajuste da curva da Figura 34 será utilizado como referência para a análise da imagem do simulador esférico irradiado.

5.7 Resposta do Fricke gel com imageamento 3D por ressonância magnética

Para a irradiação do simulador foi utilizado o protocolo descrito na Tabela 6, para o Brilliance 64 e foi repetido 150 vezes o protocolo na mesma região, sem deslocamento da mesa.

Os parâmetros da Ressonância Magnética utilizados estão descritos na Tabela 4.

Nas Figura 35 a 39 estão apresentadas as imagens do simulador preenchido com a solução Fricke gel de 5 % concentração da gelatina 270 *Bloom*. O simulador foi irradiado com CTDI de 5745 mGy no equipamento de tomografia computadorizada.

Pode ser verificada a faixa de irradiação bem delimitada nas projeções sagital e coronal, assim foi possível determinar a colimação total utilizada pelo equipamento e traçar o perfil de dose.

Figura 35: Imagem do simulador produzido com solução Fricke gel, na orientação coronal, com a faixa de irradiação bem delimitada e com a colimação total calculada.

Figura 36: Imagem do simulador produzido com solução Fricke gel, na orientação coronal, com a faixa de irradiação bem delimitada e com o perfil de dose traçado.

Figura 37: Zoom do gráfico da Figura 35, demonstrando em detalhes o perfil de dose para esta aquisição.

Figura 38: Projeção coronal do simulador produzido com a solução Fricke gel.

A colimação total do equipamento foi obtida medindo a faixa irradiada demonstrada na Figura 35. A colimação total foi de 41,8 mm.

Figura 39: Projeção sagital do simulador com a medição da colimação total do equipamento em escala de cor.

5.8 Caracterização da dose absorvida no simulador

Para a caracterização das doses absorvidas no simulador esférico utilizou-se a Equação 11. Foram utilizados os softwares Osirix para a representação das doses em escala de cor.

Figura 40: Representação do simulador esférico na orientação sagital obtida pela técnica de imageamento por ressonância magnética, com as doses representadas em escala de cor.

Pode ser observado que as escalas de cores estão de acordo com a irradiação prevista no equipamento de tomografia computadorizada.

5.9 Caracterização do perfil de dose utilizando a câmara de ionização

O perfil de dose no ar foi caracterizado para o equipamento de 64 fileiras de detectores (canais) utilizando o conjunto de câmaras de ionização conectada ao computador em uma aquisição helicoidal.

Foram realizadas aquisições no ar utilizando o modo helicoidal, conforme descrito no Report 111⁹.

Figura 41: Perfil de dose do equipamento de tomografia computadorizada de 64 canais.

A partir dos resultados do perfil de dose foi possível determinar a colimação total do equipamento pela largura à meia altura, os resultados estão apresentados na Tabela 14.

Tabela 14: Comparação das colimações utilizando diferentes procedimentos.

Colimação Nominal	Ressonância Magnética	Técnica por Câmara de Ionização
64 x 0,625 = 40 mm	41,8 mm	43 mm
Variação com a nominal	4,30 %	6,9 %

A diferença da colimação nominal para as técnicas utilizando a Ressonância Magnética e a Câmara de Ionização demonstraram variações inferiores à ± 7 %.

6 CONCLUSÕES

- A repetitividade do equipamento de tomografia computadorizada é menor que $\pm 0,2 \%$, indicando uma baixa interferência nos resultados da reprodutibilidade da solução Fricke Gel.
- O Fricke gel pode ser utilizado como dosímetro e apresenta:
 - Repetitividade de resposta espectrofotométrica da gelatina 270 *Bloom* menor que $\pm 2 \%$;
 - Limite inferior de utilização de aproximadamente 460 mGy;
 - Preparo fácil, podendo ser realizado em menos de 3 horas, porém necessita de um laboratório com vidrarias e equipamentos próprios.
 - Custo baixo para preparação do Fricke gel.
 - Necessita sempre de uma calibração, dependendo da concentração, dos equipamentos de leitura e tempo de irradiação.
 - O tempo para ser realizada a leitura no equipamento de ressonância magnética deve ser inferior à 30 minutos, assim necessita de um agendamento preciso dos equipamentos a serem utilizados.
 - O dosímetro Fricke gel após ser utilizado pode ser descartado sem preparo específico por ser biodegradável.
- Os resultados mostraram que a solução Fricke Gel utilizando a absorção óptica pode ser utilizada na dosimetria em tomografia computadorizada, tanto para absorção no comprimento de onda do Fe^{+3} (585 nm) e Fe^{+2} (441 nm).
- O Fricke gel com concentração de 5 % de gelatina 270 *bloom* demonstrou-se viável para imageamento nas cubetas padrões, demonstrando linearidade da intensidade do sinal e da dose.
- O imageamento por Ressonância Magnética demonstrou-se eficaz para determinar o perfil de dose, colimação e distribuição da dose no

simulador utilizado e preenchido com a solução de Fricke gel com 5 % de gelatina 270 *bloon*.

- Devido ao limite inferior do Fricke gel, foi necessário irradiar as amostras várias vezes, aumentando o tempo de irradiação nos equipamentos de tomografia ocasionado pelo aquecimento do tubo de Raios X.
- Os resultados demonstraram que o Fricke gel pode ser utilizado na dosimetria com imageamento por Ressonância Magnética.
- Foi encontrada alguma dificuldade para as irradiações nos equipamentos de tomografia computadorizada e o imageamento no equipamento de ressonância magnética devido à rotina destes equipamentos nos hospitais onde realizou-se os experimentos.
- Os resultados obtidos com a dosimetria por imageamento por ressonância magnética demonstraram viável para a dosimetria de equipamentos com colimação superior ao comprimento útil das câmaras de ionização 3CT, que são a metodologia padrão para este tipo de equipamento.

ANEXO A

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DAS CAMARAS DE IONIZAÇÃO

DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR - UFPE**LABORATÓRIO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**

Av. Professor Luiz Freire, 1000 Cep: 50740-540 - Recife - PE

Fone: (81) 2126-8708 Fax: (81) 3271-4256

metrologia@ufpe.br**LABORATÓRIO DE METROLOGIA
DAS RADIAÇÕES IONIZANTES
LMRI - DEN / UFPE****CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO****Nº 0391RX/0713**A CALIBRAÇÃO DO INSTRUMENTO SÓ É VÁLIDA NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS NESTE CERTIFICADO

1. Instituição

Razão Social : Pro-Sigma Serviços de Proteção Radiológica e Física Médica
Endereço : Rua Washington Luís, 9 - sala 402
Bairro : Centro
Cidade : Rio de Janeiro
Estado : RJ
CEP : 20.230-900
C.N.P.J. : 06.075.854/0001-13

2. Especificações do instrumento

Tipo : Câmara de Ionização - RQT
Patrimônio: Não Informado
Fabricante: Radcal Corporation
Modelo : 9015 Série : 91-0091
Detector : Câmara de Ionização
Modelo : 10X5-3CT Série : 8343
Conversor Digitalizador: Radcal Corporation
Modelo : 9060 Série : 99-3544

3. Data de calibração

1 de agosto de 2013

4. Condições de calibração**4.1 Condições Ambientais durante a Calibração**

Temperatura : 21,0 °C
Pressão : 101,62 kPa
Umidade relativa do ar : 41,5 %

4.2 Condições Ambientais de Referência

Temperatura : 20 °C
Pressão : 101,325 kPa
Umidade relativa do ar : 50 %

4.3 Tensão de Operação: Não Informada

4.4 Tipo de Radiação

Radiação X produzida pelo equipamento Pantak modelo Bipolar Series 2 HF320 com filtros adicionais de alumínio que fornecem a qualidade de feixe de Radiodiagnóstico segundo a IEC 61267.

4.5 Geometria de calibração

Eixo longitudinal da câmara de ionização perpendicular ao feixe de raios-X.

4.6 Ponto de referência

O Centro geométrico do volume sensível da câmara de ionização foi posicionado a 100 cm do foco do tubo de raios-X.

4.7 Método de Calibração

Método por substituição.

5. Resultados da calibração

Os resultados das medidas referem-se à média aritmética de cinco leituras efetuadas com tempo de exposição de 1 minuto.

Qualidade	Tensão (kV)	Taxa de Kerma no ar (mGy/min)	Indicação do Instrumento (mGy)	Fator de Calibração ² (K ₀)	Incerteza total ¹ (%)
LMRI - RQT 8	100	23,20	23,97	0,989	2,5
LMRI - RQT 9	120	30,33	31,28	0,988	2,5

¹ Definida como duas vezes o valor da incerteza combinada calculada com base no ISO GUM – Guia para expressão da incerteza da medição, 2ª edição brasileira, editado pelo INMETRO (1998).

² O fator de calibração leva em consideração a correção das leituras com a câmara monitora.

6. Informações adicionais

As leituras devem ser corrigidas pelo fator de correção para a temperatura e pressão que é dado pela seguinte relação:

$$f_{T,P} = \frac{273,15 + T}{293,15} \cdot \frac{101,325}{P}$$

onde T é a temperatura ambiente, em graus centígrados (°C), e P é a pressão atmosférica, em quilopascal (kPa).

LMRI - DEN/UFPE

7. Rastreabilidade

A rastreabilidade da grandeza de calibração é estabelecida no uso de um Dosímetro Padrão tipo Câmara de Ionização Radcal Corporation, modelo RC3CT, série 8769 e por um eletrômetro PTW Freiburg modelo Unidos E, rastreável ao Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) através do certificado N° 5889.

8. Observações

Recomenda-se guardar o instrumento em ambiente de baixa umidade sempre que não estiver em uso.

9. Recalibração do sistema de medida

Este laboratório recomenda a recalibração em agosto de 2014.

Certificado emitido em 1 de agosto de 2013.

Vinícius Saito M. de Barros
(Responsável Técnico)

Helen Jamil Khoury
(Responsável pelo Laboratório)

DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR – UFPE**LABORATÓRIO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**

Av. Professor Luiz Freire, 1000 Cep: 50740-540 - Recife - PE

Fone: (81) 2126-8708 Fax: (81) 3271-4256

metrologia@ufpe.br**LABORATÓRIO DE METROLOGIA
DAS RADIAÇÕES IONIZANTES
LMRI - DEN / UFPE****CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO****Nº 0415RX/1013****A CALIBRAÇÃO DO INSTRUMENTO SÓ É VÁLIDA NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS NESTE CERTIFICADO**

LMRI - DEN/UFPE

1. Instituição

Razão Social : GMP Consultoria em Radioproteção e Física Médica e Assessoria Ltda.
Endereço : Rua Padre Machado, 455 - Cj. 41
Bairro : Bosque da Saúde
Cidade : São Paulo
Estado : SP
CEP : 04.127-000
C.N.P.J. : 13.570.157/0001-02

2. Especificações do instrumento

Tipo : Câmara de Ionização - RQT
Patrimônio: Não Informado
Fabricante: Radcal Corporation
Modelo : Accu-Pro / 9096 Série : 96-0069
Detector : Câmara de Ionização
Modelo : 10X6-3CT Série : 05-0356
Conversor : Radcal Corporation
Modelo : 9660 Série : 01-1634

3. Data de calibração

17 de outubro de 2013

4. Condições de calibração**4.1 Condições Ambientais durante a Calibração**

Temperatura : 21,3 °C
Pressão : 101,28 kPa
Umidade relativa do ar : 50 %

4.2 Condições Ambientais de Referência

Temperatura : 20 °C
Pressão : 101,325 kPa
Umidade relativa do ar : 50 %

4.3 Tensão de Operação: Não Informada

4.4 Tipo de Radiação

Radiação X produzida pelo equipamento Pantak modelo Bipolar Series 2 HF320 com filtros adicionais de alumínio que fornecem a qualidade de feixe de Radiodiagnóstico segundo a IEC 61267.

4.5 Geometria de calibração

Eixo longitudinal da câmara de ionização perpendicular ao feixe de radiação.

4.6 Ponto de referência

O Centro geométrico do volume sensível da câmara de ionização foi posicionado a 100 cm do foco do tubo de raios-X.

4.7 Método de Calibração

Método por substituição.

5. Resultados da calibração

Os resultados das medidas referem-se à média aritmética de cinco leituras efetuadas com tempo de exposição de 1 minuto.

Qualidade	Tensão (kV)	Taxa de Kerma no ar (mGy/min)	Indicação do Instrumento (mGy)	Fator de Calibração ² (K ₀)	Incerteza total ¹ (%)
LMRI - RQT 8	100	23,20	24,12	0,987	2,5
LMRI - RQT 9	120	30,33	31,38	0,988	2,5

¹ Definida como duas vezes o valor da incerteza combinada calculada com base no ISO GUM – Guia para expressão da incerteza da medição, 2ª edição brasileira, editado pelo INMETRO (1998).

² O fator de calibração leva em consideração a correção das leituras com a câmara monitora.

6. Informações adicionais

As leituras devem ser corrigidas pelo fator de correção para a temperatura e pressão que é dado pela seguinte relação:

$$f_{T,P} = \frac{273,15 + T}{293,15} \cdot \frac{101,325}{P}$$

onde T é a temperatura ambiente, em graus centígrados (°C), e P é a pressão atmosférica, em quilopascal (kPa).

7. Rastreabilidade

A rastreabilidade da grandeza de calibração é estabelecida no uso de um Dosímetro Padrão tipo Câmara de Ionização Radcal Corporation, modelo RC3CT, série 8769 e por um eletrômetro PTW Freiburg modelo Unidos E, rastreável ao Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) através do certificado N° 5889.

8. Observações

Recomenda-se guardar o instrumento em ambiente de baixa umidade sempre que não estiver em uso.

9. Recalibração do sistema de medida

Este laboratório recomenda a recalibração em outubro de 2014.

Certificado emitido em 24 de outubro de 2013.

Vinicius Saito M. de Barros
(Responsável Técnico)

Helen Jamil Khoury
(Responsável pelo Laboratório)

7 REFERÊNCIAS

- 1 GRAY, J. E.; ORTON, C. G. **Medical Physics: Some Recollections in Diagnostic X-ray Imaging and Therapeutic Radiology.** *Radiology*, v. 217, p. 619–625, 2000.
- 2 CARVALHO, A. C. P. **História da tomografia computadorizada.** *Ver Imagem*. v. 29 n. 2.p.61 -66, 2007.
- 3 KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals, System Technology**, Image Quality, Applications. 2nd ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing; 2005.
- 4 BARRETT, H.H.; HAWKINS, W. G.; JOY, M. L. **Historical note on computed tomography.** *Radiology* v.147, p. 172, 1983.
- 5 OLDENDORF, W. H. **Isolated flying spot detection of radiosensitivity discontinuities displaying the internal structural patterns of a complex object.** *IRE Trans Biomed Electronics BME*, v. 8, p. 68-72, 1961.
- 6 CORMACK, A. M. **Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications,** *J Appl Phys* v.34 p. 2722-2727, 1963.
- 7 BRISSE, H. J.; BRENOT, J.; PIERRAT, N.; GABORIAUD, G.; SAVIGNONI, A.; REYCKE, Y.; NEUENSCHWANDER, S.; AUBERT, B.; ROSENWALD, J. C. **The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms.** *Phys. Med. Biol*, n. 54, p. 1871-1892, 2009.
- 8 BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, A.; LEIDHOLDT, E.M.; BOONE, J.M.. **The Essential Physics of Medical Imaging.** 2Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- 9 AMERICAN ASSOCIATION PHYSICISTS IN MEDICINE. **Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography.** Report da AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry, 2010.
- 10 Gore J. C., Kang Y. S. and Schulz R. J. **Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging** *Phys. Med. Biol.* 29 (10) 1189-97, 1984

- 11 PODGORSK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, . cap. 1, basic radiation physics. P. 1 – 43.
- 12 COSTA, Z. M. **Desenvolvimento de Sistemas de DI-Alanina Para Dosimetria da Radiação Gama e de Elétrons**. 1994. 103 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 13 GALANTE, O. L. **Padronização de Método de Dosimetria de Doses Altas pela Técnica de Ressonância Paramagnética Eletrônica**. 2000. 81 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 14 GALANTE, A. M. S.. **Pesquisa, Desenvolvimento e Caracterização de Materiais Dosimétricos para Monitoramento em Processos de Irradiação com Doses Altas**. 2003. 131 f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 15 MIZUNO, E. Y. **Desenvolvimento e Caracterização de um Gel de Alanina para Aplicação na Medida da Distribuição da Dose de Radiação Usando a Técnica de Espectrofotometria**. 2007. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 16 SILVA, C. F. **Avaliação Dosimétrica da Resposta Espectrofotométrica da Solução Gel de Alanina para Radiação Gama, de Fótons, de Elétrons e de Nêutrons Térmicos**. 2009. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 17 MANGUEIRA, T. F.. **Avaliação Dosimétrica da Solução Fricke Gel Usando a Técnica de Espectrofotometria para Aplicação na Dosimetria de Elétrons e de Nêutrons**. 2009. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.

- 18 CAVINATO, C. C. **Padronização do Método de Dosimetria Química Empregando Materiais Dosimétricos na Forma de Gel e Desenvolvimento de Objetos Simuladores Padrões Preenchidos com Gel.** 2009. 0 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 19 CAVINATO, C. C. **Dosimetria Tridimensional Aplicada a Tratamentos Radioterápicos e Radiocirurgia Utilizando Dosímetro Fricke Gel.** 2013. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) - Universidade de São Paulo, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Orientador: Leticia Lucente Campos Rodrigues.
- 20 GALANTE, A.M.S; CERVANTES, H.J; CANIVATO, C.C; CAMPOS, L.L.; RABBANI; S.R. **MRI Study of radiation effect on Fricke gel solutions.** Radiation Measurements, 43 (2008) 550-553.
- 21 AHMED, S.N. **Physics and Engineering of Radiation Detection.** 1ed. San Diego: Elsevier; 2007.
- 22 MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Hipermídia – Técnico em Radiologia.** Disponível em: < <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/tomografia-computadorizada/tecnologias-e-funcionamento-dos-equipamentos-too/historia-da-tomografia-computadorizada#gerações-dos-tomógrafos>> Acesso em 16 setembro 2014.
- 23 IMPACT. **Technology Update: Multi-Slice CT Scanners,** 2ed. n.1, 2002.
- 24 MEDEIROS, J. **Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada.** 2009 Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Coimbra.
- 25 AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT.** On-line Report, 2008. (AAPM Report 96). Disponível em: < http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf>. Acesso em: 16 set 2014.
- 26 HSIEH J. **Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances.** Washington: SPIE: 2003.

- 27 ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York, NY: John Wiley & Sons, 1986. Cap. 11, dosimetry fundamentals p. 264 – 291.
- 28 OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. Oficina de textos. 2010.
- 29 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International code of Practice**. Technical Reports series no. **457**. Vienna, 2007.
- 30 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard guide for selection and application of dosimetry systems for radiation processing of food**. July, 29, 1988. (ASTM E 1261)
- 31 NERISSIAN, D. Y. **Determinação Das Dimensões Do Ponto Focal De Tubos De Raios X Utilizando Um Sensor CCD e o Método Das Funções De Transferências**. 2004. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 32 MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde**. Diário Oficial da União. Brasília, de 02 de junho de 1998. (Portaria MS 453/98).
- 33 PALM, A.; MATTSON, O. **Influence of Sulphuric Acid Contaminants on Fricke Dosimetry**. Phys. Med. Biol. 45, N 111 – 114, (2000).
- 34 GAY, C.; COLLINS, J.; GEBICKI, M. **Determination of Iron in Solutions with Ferric-Xylenol Orange Complex**. Anal. Bioch. 273, 143 – 148, 1999.
- 35 FRICKE, M.; MORSE, S. **The Chemical Action of Roentgen Rays on Dilute Ferrous Sulphate Solutions a Measure of Dose**. Am. J. Roentgnology Radium Ther. and Nucl. Medicine 18, 430 – 432, 1927.
- 36 GORE J. C., KANG Y. S. AND SCHULZ R. J. **Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging** Phys. Med. Biol. 29 (10) 1189-97, 1984
- 37 BERO M. A., GILBOY W. B. AND GLOVER P. M. **Radiochromic gel dosimeter for three-dimensional dosimetry** Radiat. Phys. Chem. 61 433-35, 2001
- 38 HENDEE W. R. **New imaging techniques Oncologic Imaging** 2 ed D.G. Bragg, P. Rubin and H. Hricak (W. B. Saunders, Philadelphia) 2002

- 39 CHU W. C. **Radiation dosimetry using Fricke-infused gels and magnetic resonance imaging** Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B) 25 (1) 1-11, 2001.
- 40 JOLESZ F. A. AND BLUMENFELD S. M. **Interventional use of magnetic resonance imaging** Magn. Reson. Q. 10 (2) 85-96, 1994
- 41 AUDET C. AND SCHREINER L. J. **Multiple-site fast exchange model for spin-lattice relaxation in the Fricke-gelatin dosimeter** Med. Phys. 24 (2) 201-9, 1997
- 42 BERO M. A., GILBOY W. B., GLOVER P. M.; EL-MASRI H. M. **Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements** Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B 166 -167. 820-5, 2000.
- 43 ABRAGAN, A. **The Principles of Nuclear Magnetism.** (London: oxford University Press). 1961.
- 44 SOLOMON, I. **Nuclear Magnetism.** Phys. Rev. 99, 559 – 569, 1955.
- 45 BLOEMBERGEN, N.; MORGAN, L. O. J. **Chem.** Phys. 34, 842 – 850, 1961.
- 46 MAYANSKI M. J., SCHULZ R. J., IBBOTT G. S., GATENBY J. C., XIE J., HORTON D.; GORE J. C. **Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter** Phys. Med. Biol. 39 1437-55, 1994.
- 47 SCAFF, L. **Física na Radioterapia. A base analógica de uma era digital.** Ed. Projeto Saber. São Paulo, 2010.
- 48 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Reagent water.** Mar, 1977. (ASTM D 1193-77).
- 49 OLSSON, L.E.; PETERSSON, S; AHLGREN, L; MATTSON, S. **Ferrous sulphate gels for determination of absorbed dose distributions using MRI technique: basic studies.** Phys. Med. Biol, vol. 34, n.1, p. 43-52, 1989.