

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

KEITY PRISCILE BARONI

**Avaliação Da Dose Ocupacional Em Exame De Uretrocistografia
Com Equipamento De Fluoroscopia**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2015**

KEITY PRISCILE BARONI

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL EM EXAME DE URETROCISTOGRAFIA
COM EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Física Médica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Anna Silvia Setti Penteado da Rocha

Curitiba
2015.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

B266a Baroni, Keity Priscile
2015 Avaliação da dose ocupacional em exame de uretrocistografia
com equipamento de fluoroscopia / Keity Priscile Baroni.-- 2015.
56 f. : il. ; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal
do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia
Biomédica, Curitiba, 2015
Bibliografia: p. 52-56

1. Fluoroscopia. 2. Radiologia médica. 3. Radiação -
Dosimetria. 4. Uretra - Doenças. 5. Engenharia biomédica -
Dissertações. I. Rocha, Anna Silvia Penteado Setti da, orient. II.
Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de
Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD: Ed. 22 -- 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ*Campus Curitiba***Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica****Título da Dissertação Nº 041****“Avaliação de dose ocupacional em exame de uretrocistografia com equipamento de fluoroscopia”**

por

Keity Priscile Baroni

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Física Médica.

LINHA DE PESQUISA: Física médica e Radiologia.

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.) – Área de Concentração: Física Médica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), *Campus Curitiba*, às 15h00min do dia 17 de setembro de 2015. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof^a. Anna Silvia Penteado Setti da Rocha,
Dr^a.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Marcelo Antoniassi, Dr.
(UFPR)

Prof^a. Neysa Aparecida Tinoco Regattieri, Dr^a.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof^a. Leandra Ulbricht., Dr^a.
(Coordenadora do PPGEB)

Aos meus pais pelo amor, carinho e apoio a mim
dedicados;
Ao meu marido que compartilhou tão junto de
mim, todas as fases desse trabalho, e que com
seu apoio me incentivou nos momentos mais
difíceis, com muito carinho, dedico.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, que coloca em nossas vidas obstáculos que por vezes julgamos intransponíveis, mas que ao superá-los temos a satisfação de identificar o tamanho da força que Dele recebemos.

Ao meu marido pela paciência, parceria e cumplicidade.

À Professora Doutora Anna Silvia Setti Penteado da Rocha, pela confiança, compreensão, incentivo e orientação.

Ao físico João Gilberto Tilly Jr. pela colaboração, pelos equipamentos emprestados e disponibilidade de auxiliar no experimento.

À Professora Msc. Danielle Fillipov pelas ideias e pelo apoio com os dosímetros utilizados.

Ao pessoal do Laboratório de Física das Radiações Ionizantes da UTFPR, em especial a Akemi Yagui, pelo suporte com os equipamentos de leitura dos dosímetros.

A todos da minha família por fazerem parte da minha vida e pela compreensão nos momentos de dificuldades e ausência.

Aos meus amigos que sempre compreenderam a distância que muitas vezes a vida impõe.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desse trabalho.

RESUMO

Baroni, Keity P. Avaliação Da Dose Ocupacional Em Exame De Uretrocistografia Com Equipamento De Fluoroscopia. 2015. 117 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em engenharia Biomédica , Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

Ao longo da evolução dos equipamentos e exames radiológicos, a exposição dos pacientes e trabalhadores envolvidos tem aumentado em grande proporção. Esta exposição não deve ser subestimada, uma vez que acumulada ao longo dos anos pode trazer riscos para a saúde do indivíduo exposto. O objetivo deste trabalho foi verificar a taxa de exposição de trabalhadores à radiação ionizante. Foram realizadas simulações do exame de uretrocistografia utilizando-se de uma câmara de ionização, para verificar a taxa de exposição, colocando-se dosímetros termoluminescentes de em cada espalhador verificando a dose efetiva em locais específicos do corpo do indivíduo ocupacionalmente exposto durante o procedimento. A posição da mesa de exames foi variada durante a exposição para avaliar se esta tem influencia na dose recebida pelos trabalhadores. Os resultados revelaram uma grande diminuição da dose quando a posição da mesa está na horizontal. O aumento da distância dos espalhadores ao paciente teve uma diminuição significativa da taxa de exposição. A maioria dos resultados se apresentou abaixo dos limites preconizados, porém o dosímetro colocado na altura do tórax do espalhador posicionado mais próximo ao paciente excedeu este limite. Portanto, os procedimentos de trabalho devem ser sempre observados com o intuito de manter os limites dentro de um nível de segurança.

Palavras Chave: Fluoroscopia, Radioproteção, Dosimetria Ocupacional e Uretrocistografia.

ABSTRACT

Baroni, Keity P. Occupational Dose Evaluation In urethrocystography Exam With Fluoroscopy Equipment. 2015. 117 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em engenharia Biomédica , Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

Throughout the evolution of radiological equipment and tests, the exposure of patients and workers involved has increased to a great extent. This exhibition should not be underestimated, since accumulated over the years can bring risks to the health of the exposed individual. The objective of this study was to determine the rate of exposure of workers in an X-ray room. Examining urethrocystography simulations were performed using an ionization chamber, to verify the exposure rate, and thermoluminescent dosimeters in each cap to check the effective dose in specific locations of the individual's body occupationally exposed in the examen. The position of the examination table was varied during exposure to assess whether this has influence on the dose received by the workers. The results showed a large decrease in dose when the table position is horizontally. Increased distance spreaders of the patient had a significant decrease in exposure rate. The majority of results presented below recommended limits, but the dosimeter positioned at the height of the thorax on the spreader lens closest to the patient exceeded this limit. Therefore, work procedures should always be observed in order to keep within the limits of a security level.

Keywords: Fluoroscopy, Radiological Protection, occupational dosimetry and urethrocystography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Antigo equipamento de radiologia, que utilizava a técnica de fluoroscopia.....	20
Figura 2 – Desenho esquemático demonstrando a estrutura interna do intensificador de imagens.....	21
Figura 3 – Imagem do equipamento telecomandado com sistema de fluoroscopia.....	23
Figura 4 – Curvas das medidas do Kerma com a mesa horizontal e vertical, onde foram utilizados em A e C fluoroscopia contínua 63kV, 0.8mA com anti-isowatt e B e D fluoroscopia contínua 110kV, 3mA.....	25
Figura 5 – Curvas das medidas da taxa de dose demonstrando a radiação espalhada pela interação com o corpo do paciente e com o ar.....	26
Figura 6 – À esquerda Ilustração esquemática que demonstra a parte interna de um leitor de TLD e à direita a leitora do laboratório da UTFPR.....	28
Figura 7 – Câmara de Ionização posicionada para a verificação da dose no experimento.....	29
Figura 8 – Imagens ilustrativas do exame de uretrocistografia, demonstrando os posicionamentos em antero-posterior, axial, Obliquo e perfil.....	32
Figura 9 – Imagens ilustrativas do exame de uretrocistografia, demonstrando a bexiga, uretra e ureteres com contraste iodado em seu interior.....	33
Figura 10 – Arranjo do ensaio com a mesa na horizontal.....	35
Figura 11 – Arranjo do ensaio com a mesa na vertical.....	36
Figura 12 – Planta baixa da sala com marcação dos pontos de posicionamento dos espalhadores com a mesa na horizontal.....	37
Figura 13 – Foto da medida de dosimetria ocupacional com a mesa na posição horizontal.....	38
Figura 14 – Foto da medida de dosimetria ocupacional com a mesa na posição vertical.....	38
Figura 15 – Foto do posicionamento da câmara de ionização.....	39

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Comparação entre as quantidades de dose recebidas por profissional de acordo com seu posicionamento típico.....	41
Gráfico 2 – Valores de dose em μGy para a mesa na posição horizontal e vertical para o médico 1.....	42
Gráfico 3 – Valores de dose em μGy para a mesa na posição horizontal e vertical para o médico 2.....	43
Gráfico 4 – Valores de dose total em μGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização.....	43
Gráfico 6 – Valores de dose total em mGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização e dosímetros do médico 1.....	45
Gráfico 6 – Valores de dose total em mGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização e dosímetros do médico 1.....	46
Gráfico 7 – Dotplot das diferenças da amostra.....	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limiares para ocorrência de efeitos determinísticos em fluoroscopia.....	17
Tabela 2: Valores utilizados para a calibração dos dosímetros.....	39
Tabela 3: Valores obtidos na Câmara de Ionização com Mesa na posição Horizontal.....	40
Tabela 4: Valores obtidos na Câmara de Ionização com Mesa na posição Vertical.....	40
Tabela 5: Valores de Dose efetiva estimados para um ano.....	40
Tabela 6: Valores de Dose efetiva nos dosímetros.....	41
Tabela 7: Valores de Dose efetiva estimados para um ano.....	42
Tabela 8: Valores de Dose efetiva na escopia estimados com a câmara de ionização com a mesa horizontal.....	44
Tabela 9: Valores de Dose efetiva na escopia estimados com a câmara de ionização com a mesa vertical.....	44
Tabela 10: Valores de Dose efetiva na grafia estimados com a câmara de ionização com a mesa horizontal.....	44
Tabela 11: Valores de Dose efetiva na grafia, estimados com a câmara de ionização com a mesa vertical.....	45
Tabela 12: Valores de Dose efetiva na grafia, comparados entre os dosímetros e a câmara de ionização com a mesa vertical e horizontal.....	45
Tabela 13 - Teste De Wilcoxon – Pareado.....	47

SUMÁRIO

	Pág.
1 INTRODUÇÃO.....	12
1.1 OBJETIVOS.....	13
1.1.1. Objetivo geral.....	13
1.1.2. Objetivos específicos	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	14
2.1 A FLUOROSCOPIA	18
2.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM FLUOROSCOPIA	23
2.3 DOSIMETRIA.....	26
2.4 GRANDEZAS E UNIDADES	28
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1 ENSAIO	33
3.2 EXPERIMENTO DE DOSIMETRIA OCUPACIONAL.....	35
4 RESULTADOS	39
4.1 EXPERIMENTO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	39
4.2 EXPERIMENTO COM OS DOSÍMETROS MCP	41
4.3 EXPERIMENTO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	42
5 DISCUSSÃO.....	47
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	51
REFERÊNCIAS.....	52

1 INTRODUÇÃO

Pouco tempo após a descoberta dos raios X, por Wilhelm Conrad Röntgen, em 8 de novembro de 1895, o equipamento de fluoroscopia foi inventado por Thomas Alva Edison, em 1896, e têm sido usado frequentemente em estudos radiológicos para avaliação do movimento do meio de contraste radiológico em cavidades, os chamados exames dinâmicos.

Hoje muito se evoluiu na construção destes equipamentos, com a utilização de intensificadores de imagem e monitores de televisão, que mostram em tempo real a imagem radiográfica. Isto tornou os equipamentos de Fluoroscopia indispensáveis em procedimentos radiológicos e cirúrgicos minimamente invasivos, chamados de intervencionistas, como urológicos, vasculares, ortopédicos, dentre outras diversas especialidades. (SILVA *et al*, 2008)

Conforme Martins (2011) uma das diferenças entre a radiografia convencional e a fluoroscopia é que a primeira utiliza uma maior intensidade de radiação, que é medida pela corrente em mili Amperes (mA). Na fluoroscopia esta corrente é reduzida, pois o equipamento possui um sistema de intensificação de imagem que multiplica o sinal recebido pelos fótons de raios X. Porém a fluoroscopia é responsável por maior dose de radiação e tempo de duração dos procedimentos no qual é utilizado, alguns podem chegar a durar até dezenas de minutos.

Os métodos intervencionistas e os exames radiológicos contrastados são comumente responsáveis pelo registro de dose ocupacional, devido à frequência com que a equipe médica deve permanecer na sala de exames, seja para o acompanhamento, contenção, injeção do contraste, ou para a realização do procedimento cirúrgico (BONTRAGER, 2010; ICRP, 2000).

Diversos órgãos nacionais e internacionais (BRASIL, 1998; ICRP, 2000, Comunidade Europeia, 2001) apontam para a real necessidade e indicação da execução de exames radiológicos, que devido ao aumento dos avanços tecnológicos nesta área, vem sendo utilizados inconsequentemente, em detrimento de um exame clínico e uma anamnese adequados. Em muitas instituições hospitalares o uso de exames radiológicos faz parte de um protocolo e muitas vezes poderia ser dispensado. Este fato pode levar o doente a um acúmulo de dose, no que se refere ao efeito estocástico, além da exposição de trabalhadores a uma dose que poderia ser evitada, aumentando-se os custos com diagnóstico através de

exames complementares, e muitas vezes não essenciais para o acompanhamento da evolução da patologia.

A utilização correta da fluoroscopia e o questionamento de rotinas de diagnóstico são fundamentais e devem ser discutidos entre uma equipe multidisciplinas composta por físico, tecnólogo e médico radiologista.

Devido a este longo tempo de exposição, e a preocupação em relação a quantidade de dose durante os processos, a motivação deste trabalho está em avaliar a taxa dose de radiação na entrada da pele, em indivíduos ocupacionalmente expostos, com o intuito de realizar adequadaemnte, enfatizando sobre a importância de se evitar a exposição ocupacional.

O trabalho será voltado para o exame contrastado de uretrocistografia no Hospital de Clinicas, em Curitiba, PR, onde os médicos utilizam a fluoroscopia digital e processamento de imagens convencional.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1. Objetivo geral

Avaliar a dose de radiação recebida pelos profissionais envolvidos em exame contrastado de uretrocistografia utilizando equipamento de fluoroscopia.

1.1.2. Objetivos específicos

- Observar a rotina e frequência de realização de exames na sala de exames contrastados.
- Verificar os parâmetros técnicos utilizados na rotina de realização de exames de uretrocistografia.
- Desenvolver simuladores para representação dos indivíduos ocupacionalmente expostos.
- Avaliar a dose efetiva recebida nas superfícies da tireoide, cristalino, tórax e extremidades.
- Constatar as melhores maneiras de acompanhar o exame dentro da sala de modo mais seguro conforme os procedimentos de radioproteção.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A utilização das radiações ionizantes para o diagnóstico e terapia é uma prática comum e seus benefícios são inquestionáveis. Porém, mesmo havendo justificativa para a realização do procedimento e comprovando seu real benefício em detrimento ao risco ao paciente, as normas de proteção radiológica devem ser utilizadas rigorosamente, como preconiza a Comissão Internacional em Proteção Radiológica (ICRP). Desta forma o paciente deve receber a menor dose possível, de acordo com o princípio ALARA (as low as reasonably achievable), para que se diminua a probabilidade de ocorrência de efeitos biológicos devido à exposição à radiação.

Poucos estudos são encontrados a respeito da dose ocupacional em exames contrastados com utilização de tecnologias combinadas, de fluoroscopia para guiar o procedimento associados à radiografia convencional. A maioria dos trabalhos aborda procedimentos de radiologia intervencionista por fluoroscopia, pois esta representa uma alta dose ocupacional por ser responsável por longos tempos de fluoroscopia.

De qualquer forma, para fins de proteção radiológica, os efeitos estocásticos devem ser considerados e, mesmo com a incidência de uma baixa dose efetiva de radiação, devem ter seus índices acompanhados, tendo em vista a grande frequência de realização com que ocorrem estes procedimentos. (Scremin, 2006)

Os exames que utilizam a fluoroscopia são responsáveis pelas maiores exposições ocupacionais. O ICRP em 2010 aponta que as exposições ocupacionais nestes exames estão relacionadas à ocorrência de efeitos determinísticos, afetando principalmente órgãos como a tireoide e o cristalino. O ICRP ainda recomenda o uso de vestimentas plumbíferas, além de evitar as áreas onde ocorrem as maiores taxas de dose da radiação secundária, próximo ao tubo e ao paciente.

O uso intensivo dos raios X em modo contínuo ou pulsado leva a equipe médica a receber altas doses que podem comprometer sua saúde, com agravos como cataratas ou câncer. (FERRAZ & MÜHLEN, 2011).

Lins L. *et al* (2008) através de um estudo com ratos expostos à uma baixa dose de radiação, 0,3 gray (Gy), obtida com 70kV e 10mA e 30 segundos emitidos por um equipamento odontológico, verificou uma grande incidência de hemorragia cerebral e danos neurológicos. No estudo, 27% dos embriões das cobaias

apresentaram hemorragia cerebral moderada e 73% hemorragia cerebral severa, além de danos ao tecido nervoso.

Arbique (2006), aponta para o paciente uma dose de 0,35 mSv/imagem e na fluoroscopia 0.039 mSv/s. A dose em gônadas representa 50% da dose efetiva de entrada e este caracteriza o maior risco para o paciente.

Sousa e Lança (2013), obtiveram em seu estudo sobre dosimetria ocupacional uma dose efetiva anual por técnico de radiologia de 0,28 mSv para a radiologia convencional, 1,30 mili-sievert (mSv) para os exames contrastados e 3,08 mSv para a radiologia intervencionista, sobre o avental, e 0,513 mSv sob o avental.

Silva LP *et al.* (2008) avaliou a exposição dos médicos em cardiologia intervencionista e verificou que a dose equivalente dos profissionais que usavam protetor de tireoide foi de 0,3 mSv e sem protetor 2,9 mSv. A dose equivalente no tórax por fora do avental chegou a 2,4 mSv, em mãos 2,5 mSv, no cristalino 0,9 mSv. Este artigo demonstra com ênfase a grande importância da utilização do avental de chumbo, que mostrou a redução da dose em 10%.

Num estudo de Pinto *et al.* (2008), verificou-se uma dose efetiva anual média de 0,19 mSv a 0,39 mSv para os médicos nos setores de radiologia convencional e intervencionista respectivamente. Neste mesmo estudo a dose efetiva em extremidades para o médico da radiologia intervencionista chegou a 76,43 mSv.

Oliveira *et al.* (2003), relata que os funcionários do setor de hemodinâmica são expostos a maior dose média mensal, de 0,32 mSv, e do setor de radiodiagnóstico estão em segundo lugar, tendo uma dose média de 0,12 mSv. Os funcionários do centro cirúrgico apresentaram a maior dose média mensal de 0,13 mSv durante os procedimentos de ortopedia.

Silva (2011), verificou as doses médias na equipe de cardiologia e radiologia intervencionista em um hospital universitário, onde num período de três anos os profissionais receberam, em média 0,27 mSv e 0,10 mSv respectivamente no corpo inteiro abaixo do avental e 1,54 mSv e 1,32 mSv respectivamente na altura do ombro, acima do avental.

Alonso (2005), verificou as doses médias anuais de médicos de uma equipe de hemodinâmica de um hospital universitário durante cinco anos. Neste período os seis médicos receberam 17,1 mSv, 38,2 mSv, 35,4 mSv, 43,3 mSv, 37,2 mSv, 79,3 mSv e 11,4 mSv. Neste caso, dos seis profissionais cujas doses foram avaliadas,

todos ultrapassaram o limite de 20 mSv como média anual, preconizado pelas normas nacionais. Mesmo os que apresentaram valores a baixo de 20 mSv, tiveram em um ano uma dose média maior que 50 mSv, que também excede o limite estabelecido na Portaria 453 (BRASIL, 1998).

De acordo com Leyton *et al.* (2014), estima-se que 42% dos indivíduos expostos a 100 mSv terão um câncer, independentemente da exposição à radiação, e 1 terá um câncer induzido pela radiação. Este risco em crianças pode ser três a quatro vezes maior e em populações com mais de 80 anos pode ser 50% menor, comparado com um grupo de pacientes adultos, além disso, é 38% maior em mulheres que em homens.

Exames contrastados em geral representam uma dose ocupacional maior quando comparado a exames convencionais radiográficos. Um estudo voltado para os técnicos de radiologia chegou à valores de $7,017 \times 10^{-4}$ mSv/h e a um valor de dose efetiva anual estimado em 1,30 mSv, enquanto exames radiográficos convencionais representam 0,284 mSv/ ano, ou seja 20% do valor dos exames contrastados (SOUSA, 2013).

O estudo de Travassos *et al.*, em 2009, sobre procedimentos pediátricos demonstra uma grande variação entre as rotinas de exames devido às diferenças entre os casos dos pacientes. Isto pode representar de 6 até 18 exposições e de 82 a 1240 segundos de tempo de fluoroscopia. Para os pacientes as doses de entrada na pele podem variar de 11,2 a 298,3 mGy.

O CNEN, em 2011, na norma CNEN-NN-3.01, estabelece como nível de registro uma dose efetiva maior que 0,2 mSv mensal por trabalhador. O nível de investigação estabelecido é de 1 mSv mensal ou 6 mSv anual para monitoração individual. No que se refere à dose equivalente, a Resolução CNEN nº 119/2011, D.O.U. 01.12.2011 alterou o nível de investigação, sendo que para pele, mãos e pés é de 150 mSv por ano ou 20 mSv em qualquer mês. Para o cristalino, o nível de investigação é de 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês.

A legislação brasileira preconiza uma dose efetiva anual de 20 mSv por ano, na média de cinco anos consecutivos, não podendo ultrapassar 50 mSv em qualquer ano. A dose equivalente anual não deve exceder 500 mSv para extremidades e 150 mSv para o cristalino. O nível de registro estabelecido para monitoração mensal do tronco é de 0,10 mSv. A mesma Portaria recomenda a utilização dos dosímetros

para a monitoração de dose individual na altura do tórax sobre um avental de não menos que 0,25 mm de chumbo com protetor de tireoide para proteger a integridade da saúde dos trabalhadores, além da limitação da dose e otimização dos procedimentos radiológicos (BRASIL, 1998).

As instituições internacionais recomendam a utilização de dosímetros estrategicamente localizados nas áreas de interesse dos indivíduos mais expostos. Deve-se colocar um abaixo do avental plumbífero à altura do tórax, direcionado para a fonte de radiação; na altura da tireoide sobre o avental; e um terceiro próximo ao cristalino ou na região das mãos. Neste estudo são abordadas estas regiões indicadas. (ICRP, 2010)

Ambas exigem que a autoridade sanitária verifique se a instalação radiológica oferece vestimentas de proteção individual adequadas para os profissionais ocupacionalmente expostos, aos pacientes e aos acompanhantes.

Para o ICRP (2010) a cistografia e a uretrografia podem representar uma dose média no paciente de 1 a 2 mSv, um produto dose-área de 10 Gy cm² e 6 Gy cm², respectivamente, e dose efetiva de 1,8 mSv e 1.1 mSv respectivamente. Neste estudo são abordados os dois exames, da bexiga e da uretra, juntamente, conforma é realizada a rotina no hospital.

Em procedimentos urológicos a dose eficaz média para o médico pode chegar até 12,7 µSv com carga horária média típica de 5 procedimentos por semana, isso pode implicar uma dose eficaz de 3 mSv por ano. Esta carga de trabalho pode levar a 8-25 mGy anuais, quando se considera 30 a 100 Gy por processo, nas mãos e na região da cabeça e do pescoço 5 a 10 mGy ao ano, considerando 20 a 40 Gy por procedimento, conforme o ICRP (2010).

Um tempo de fluoroscopia média de 25 min, a dose média de radiação recebida pode chegar para o médico radiologista a 0,1 mSv por procedimento, para a enfermeira e o tecnólogo que acompanham o exame chega a 0,04 mSv. Numa carga de trabalho anual prevista de 250 casos, a dose recebida em extremidades é de cerca de 40 mSv, no cristalino de 25mSv e para o corpo inteiro é de 3mSv, bastante abaixo do limite anual, sendo que por exemplo o limite de dose é de 500 mSv para extremidades (ICRP, 2007b).

Os procedimentos urológicos geralmente estão abaixo dos limites indicados pela ICRP, quando os princípios de proteção radiológica são seguidos, porém

quando ocorre o contrário, o acúmulo de diversas exposições pode causar lesões. Quando membros da equipe médica estão presentes na sala de exames são expostos a elevados níveis de radiação. Esta exposição depende do tempo, blindagem e carga de trabalho e pode ser reduzida aplicando protetores de radiação, como a cortina de fluoroscopia e avental plumbífero.

Alguns efeitos que a fluoroscopia pode causar quando utilizada em um longo tempo de exposição estão relacionados na tabela 1. Embora estes efeitos sejam raros dentro dos setores de radiodiagnóstico, seus limiares devem ser observados para fins de comparação com as doses utilizadas.

Tabela 1. Limiares para ocorrência de efeitos determinísticos em fluoroscopia, adaptado de ICRP 85

Efeito	Limiar aproximado de dose [Gy]	Tempo de aparição do efeito	Minutos de fluoroscopia para uma taxa de alta dose de 200 mGy/min.
Eritema imediato transiente	2	2-24 horas	10
Depilação temporária	3	Aproximadamente 3 semanas	15
Depilação permanente	7	Aproximadamente 3 semanas	35
Escamação seca	14	Aproximadamente 4 semanas	70
Escamação úmida	18	Aproximadamente 4 semanas	90
Ulceração secundária	24	> 6 semanas	120
Necrose dérmica	> 12	> 52 semanas	75

2.1 A FLUOROSCOPIA

O conceito de fluoroscopia, também conhecida como radioscopia, origina-se desde a descoberta dos raios X, em 08 de novembro de 1895, quando Wilhelm Conrad Röntgen visibilizou a fluorescência de uma tela de platinocianuro de bário sob a exposição à radiação. Poucos meses depois, Thomas Alva Edison utilizou telas de tungstato de cálcio, que também são fluorescentes, para construir o primeiro fluoroscópio. (SILVA, 2008).

Lakowicz (2009), define fluorescência como a capacidade de um material emitir luz ao ser exposto a radiações, como os raios catódicos, raios X ou Raios Ultra-violeta. Este fenômeno ocorre quando um elétron, após ser excitado para um nível quântico de maior energia, relaxa e retorna ao seu estado fundamental, liberando esta energia na forma de um fóton de luz.

Enquanto o equipamento está emitindo radiação, proporcionalmente formam-se imagens da parte exposta, que pode ser visibilizada em tempo real. Desta forma podem ser feitas gravações de vídeo e tomadas de imagens estáticas de um determinado momento importante, facilitando o diagnóstico pela visibilização de diversos órgão no corpo humano, guiando implantes e cateteres ou, até mesmo, intervenções cirúrgicas minimamente invasivas. (NOBREGA, 2006)



Figura 1 – Antigo equipamento de radiologia, que utilizava a técnica de fluoroscopia.
Fonte: Cejas, 2011.

Nobrega (2006), conta que no início o observador ficava à frente da tela fluorescente e qualquer movimentação aparecia em tempo real. Este posicionamento acarretava em uma altíssima exposição, pois o feixe primário atingia diretamente o profissional e vários órgãos bastante radiosensíveis, como cristalino e tireoide, como visto na figura 1.

A evolução da estrutura dos equipamentos levou a implantação de uma câmera que captura esta imagem e a mostra em um monitor de televisão. As

imagens dinâmicas podem ser observadas nestes monitores para acompanhamento e gravadas para posterior avaliação. Imagens estáticas podem ser obtidas de forma analógica, quando captadas por um filme radiológico ou digital quando captados por placas de imagens. Esta função depende de cada equipamento utilizado. (BUSHONG, 2010)

O equipamento de fluoroscopia possui um tubo, que gera um feixe de raios X, com um poder de penetração que varia conforme a diferença de potencial (kVp) entre os polos positivo e negativo aplicada. A corrente aplicada ao filamento do tubo (polo negativo) determina a quantidade de elétrons que atingirão o alvo (polo positivo) a produzirão os feixes de raios X. Nestes parâmetros nada se difere do equipamento convencional, porém um importante componente que distingue o fluoroscópio é intensificador de imagem, uma estrutura eletrônica que converte em luz os feixes de raios X recebidos, aumentando a intensidade de sinal dos mesmos (BONTRAGER & LAMPIGNANO, 2010).

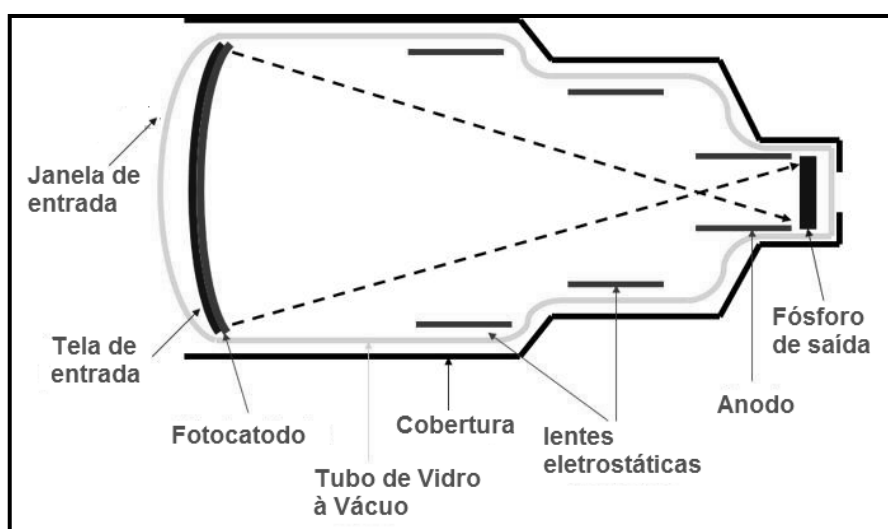


Figura 2 – Desenho esquemático demonstrando a estrutura interna do intensificador de imagens.
Fonte: Adaptado de www.orau.org.

Como demonstra o esquema da figura 2, O tubo intensificador é constituído de um invólucro de vidro. Os feixes que atingem a placa tem sua energia convertida em luz. Esta luz atinge o fotocátodo, de césio e antimônio, que emite elétrons a partir da sensibilização, onde o sinal pode ser multiplicado em até 75 vezes. Estes são dirigidos ao anodo, que é constituído de sulfeto de zinco cádmio e é chamado de fósforo de saída, devido a uma diferença de potencial aplicada de 25 kV. A intensificação da energia gera uma luz de alta intensidade, onde o ganho de brilho

pode chegar em até 30 mil vezes. Finalmente o sinal é convertido em luz novamente, na tela de saída, que está acoplado a uma câmera, que transmite a imagem para o monitor de, onde o exame pode ser acompanhado instantaneamente.. (MARTINS, 2008; BUSHONG, 2010)

Conforme Bushong (2010), a imagem formada pelo feixe de raios X é convertida em luz visível de alta intensidade, aumentando a acuidade visual devido ao brilho ser captado na região dos cones do olho humano.

A ampliação da imagem pode ser feita diretamente pelo tubo da fluoroscopia e está relacionada com o ponto focal dos elétrons acelerados. O tubo multicampo trabalha com três fósforos de entrada de tamanhos diferentes. Quanto menor o tamanho da entrada, mais próximo é o ponto focal e maior a imagem é demonstrada. Para compensar a magnificação o equipamento aumenta a corrente, aumentando a dose no paciente, porém aumentando a resolução espacial e de contraste da imagem na fluoroscopia.

Outros recursos podem ser utilizados, como o ajuste do brilho pela tela do monitor, a possibilidade de se ter vários monitores para que mais observadores possam acompanhar, a gravação da imagem para posterior manipulação, além do modo pulsado, no qual o feixe de raios X pulsa periodicamente a cada segundo para evitar exposição desnecessária. O controle de brilho é uma característica importante na fluoroscopia e que pode ser manipulado para deixar mais confortável para a visão humana, o que favorece o diagnóstico. Para obter o máximo de detalhes na imagem é necessário aumentar o nível de brilho. O controle deve ser feito por meio dos fatores de tensão e corrente e dependem da estrutura examinada e anatomia do paciente. Geralmente deve-se utilizar uma alta tensão e baixa corrente para minimizar a dose. (BUSHONG, 2010; BONTRAGER, 2010; NOBREGA, 2006)

Alguns tipos de equipamentos, como os arcos em C o tubo fica em baixo da mesa, outros, como os equipamentos telecomandados, o tubo encontra-se acima da mesa e o receptor de imagem em baixo. Estes equipamentos denominam-se telecomandados, pois podem ser manipulados pelo lado de fora da sala, em uma mesa de comando. Estes possuem um controle da mesa e do tubo, permitindo que ela tenha uma grande amplitude de movimentos que podem ser controlados por uma sala geralmente separada por uma parede com vidro plumbífero para que todos os movimentos sejam observados. O console de um equipamento de fluoroscopia

digital é muito mais complexo. Possui mais funções e geralmente são utilizados dois monitores, um para acessar informações do paciente e outro para a manipulação da imagem (BUSHONG, 2010; NOBREGA, 2006). Neste trabalho será utilizado um equipamento de radiologia telecomandado com sistema de fluoroscopia, utilizado para a realização de exames contrastados, como pode ser verificado na figura 3.

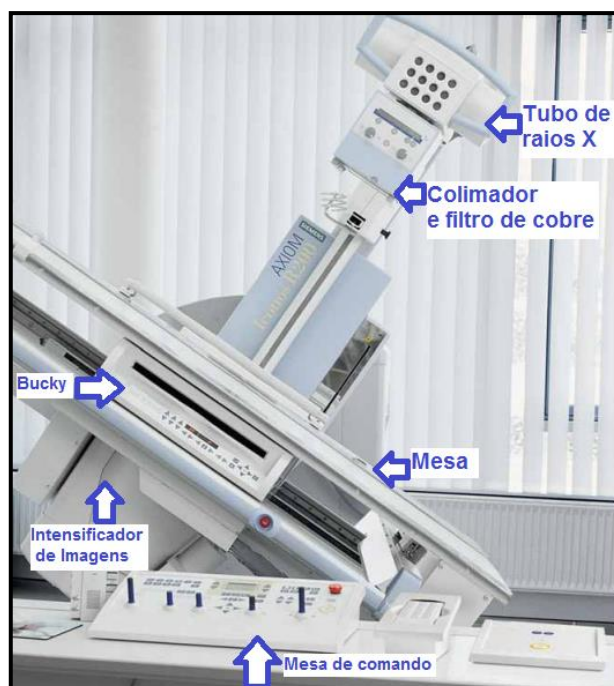


Figura 3 – Imagem do equipamento telecomandado com sistema de fluoroscopia.
Fonte : Adaptado do catálogo da Siemens, em <http://www.siemens.com.br>.

Durante a exposição na fluoroscopia utiliza-se normalmente uma corrente de baixíssima intensidade, aproximadamente menos de 5 mAs, porém, devido ao longo tempo de exposição este é um dos exames no qual a dose no paciente é maior quando comparada à uma radiografia convencional. O controle da tensão pode ser feito de maneira automática por um sistema de controle automático de exposição (CAE), e depende da estrutura que está sendo exposta, mas para ambos existe a possibilidade de alteração e controle por parte do operador. (BUSHONG, 2010; CARROLL, 2007)

As imagens fluoroscópicas são adquiridas na forma de pulso progressivo, ou seja, várias imagens durante um determinado espaço de tempo aparecendo em sequência no monitor. O tempo para se adquirir estas imagens são de 100ms, antecidos de 1 ms de tempo de apuração e precedidos de 1 ms de tempo de extinção. Esta forma de aquisição é uma maneira de reduzir a dose no paciente e

preservar o tubo, que poderia desgastar-se por aquecimento. (BUSHONG, 2010).

Costa et al (2009), afirmam que a colocação de filtros de cobre ou de alumínio, ou até mesmo quando associados, aumentam a qualidade das imagens, e permite considerável redução na dose de radiação. Este tipo de equipamento possui internamente, à saída do tubo, alguns filtros de cobre e a possibilidade de seleção de sua espessura (de 1 a 3 mm), para que haja redução de dose e melhora da qualidade do feixe de raios X.

A captura da imagem digital na fluoroscopia é feita por meio de um dispositivo de carga acoplada (DCA, ou sigla CCD, em inglês *charge-coupled device*), que é um semicondutor composto por uma placa de silício com micro fileiras de pixels, formando uma matriz de tamanho 2048x2048. Quando o silício é iluminado, gera um sinal elétrico para os pixels, formando a imagem. Estes dispositivos tem uma resposta linear e são bastante sensíveis à luz, desta maneira tem menor ruído do que a câmera utilizada na fluoroscopia convencional. Isto resulta numa alta razão sinal ruído, melhor alcance dinâmico e boa resolução de contraste.

Bushong (2010) e Nobrega (2006) enumeram as vantagens do DCA, como a alta resolução espacial, a baixa dose no paciente, a vida ilimitada, a resposta linear, a redução de dose no paciente, etc, Nos equipamentos mais modernos pode ser substituído por um receptor de imagem de placa plana (RITP), de iodeto de céσιο ou silício amorfo. Estes são também associados aos monitores de tela plana (*Flat pannel*) tem a vantagem de serem mais leves, possuem mais brilho e acomodam melhor a visão. Estes dispositivos vem sendo largamente utilizados em fluoroscopia de imagem intervencionista.

2.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM FLUOROSCOPIA

Para Carroll (2007) o uso de intensificadores de imagem é responsável por uma grande parte da dose recebida no radiodiagnóstico. A redução de dose pode ser feita de várias maneiras, mas uma das mais eficazes é a redução do tempo de emissão do feixe.

Os três princípios de proteção radiológica, tempo, distancia e blindagem, defendidos pela portaria 453/98, devem ser sempre utilizados: O tempo no qual um indivíduo fica exposto é proporcional à quantidade de radiação recebida, assim, o trabalhador deve permanecer o menor tempo possível em sala, porém durante

alguns exames é necessária a presença de alguns profissionais para contenção, acompanhamento ou realização de procedimentos imediatos ao exame.

Para o ICRP (2007), os tempos prolongados de fluoroscopia podem causar o aparecimento de lesões na pele. Um tempo maior que 90 minutos em modo fluoroscopia (0,03 Gy/min) pode levar a epilação temporária.

De acordo com Travassos *et al.* (2009) e La Salvia *et al.* (2011), o tempo de fluoroscopia é muito variável durante o exame, pois depende da qualidade do equipamento radiológico, do grau de conhecimento e habilidade do radiologista, da experiência do técnico em radiologia, da dificuldade do exame, da cooperação do paciente, da região, do tamanho e da patologia que esta sendo examinada. A dose recebida pelo paciente e espalhada, além dos fatores citados acima, é dependente também das técnicas radiográficas empregadas e do tamanho do paciente. Neste caso os outros dois princípios devem ser rigorosamente empregados.

Manter distancia da fonte de radiação é um método eficaz. Quando falamos da fonte de radiação a dose se reduz ao quadrado da distância. Porém quando falamos em fluoroscopia o paciente torna-se uma fonte, devido à radiação espalhada pelo seu corpo e esta regra já não é válida. Sousa e Soares (2008) afirmam que quando os biombos não são utilizados, dois passos de distância da mesa de exame pode reduzir pela metade a radiação secundária. A figura 4 representa a curva do KERMA (acrônimo de *kinetic energy released per unit mass*) ao redor do equipemnto, onde se observa que a uma altura de aproximadamente 125 cm acima do chão é onde ocorre o pico de energia depositada, devido ao espalhamento causado pelo corpo do paciente.

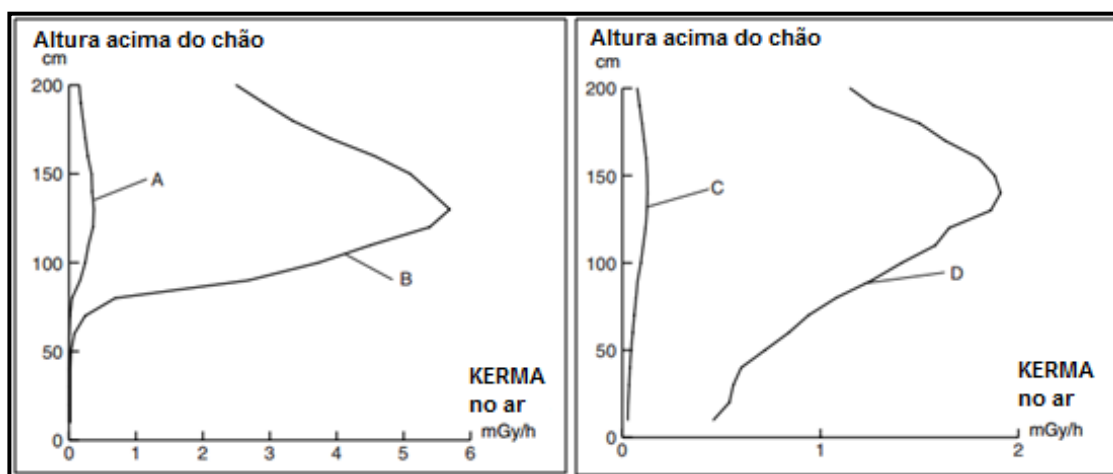


Figura 4 – Curvas das medidas do Kerma com a mesa horizontal e vertical, onde foram utilizados em A e C fluoroscopia contínua 63kV, 0.8mA com anti-isowatt e B e D fluoroscopia contínua 110kV, 3mA
Fonte: Adaptado do Manual Siemens AXIOM Iconos R200

A figura 5 ilustra as curvas de taxa de dose da radiação secundária que ocorre devido a interação da radiação com o corpo do paciente e o ar. Pode-se verificar que o cristalino e a tireoide são áreas bastante atingidas. Isto ocorre devido ao posicionamento do tubo, que no caso foi colocado acima do paciente. Em equipamentos utilizados na hemodinâmica ou em centros cirúrgicos esta posição pode ser invertida. Conforme Bontrager & Lampigano (2010) e Nobrega (2006), com o tubo abaixo do paciente garante a diminuição da radiação espalhada e os órgãos radiosensíveis não seriam tão expostos, porém nos equipamentos de fluoroscopia telecomandados, tipicamente utilizados em exames contrastados, esta não é uma opção existente.

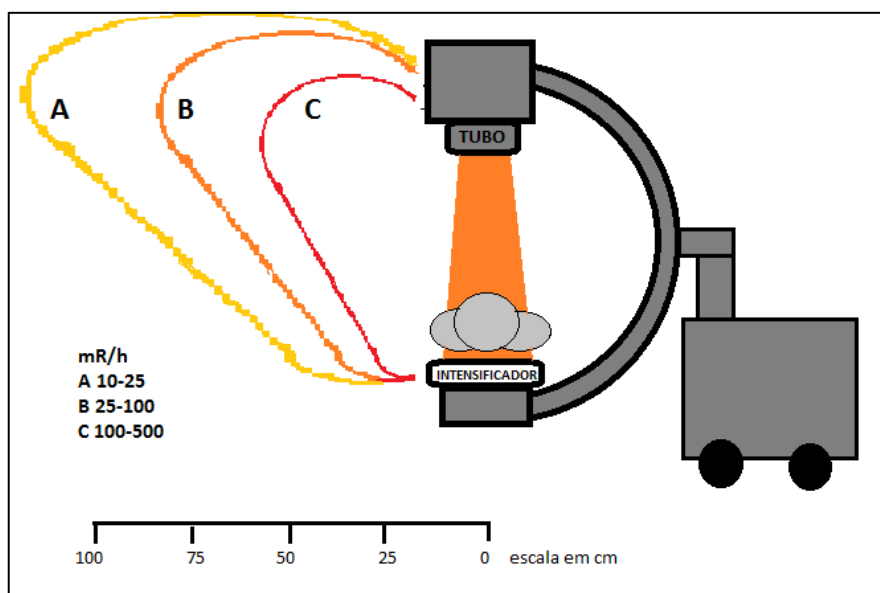


Figura 5 – Curvas das medidas da taxa de dose demonstrando a radiação espalhada pela interação com o corpo do paciente e com o ar.

O uso de equipamentos telecomandados possibilita ao técnico realizar seu trabalho sem que esteja exposto à radiação ionizante, devido as manipulações pelo painel de comando, porém alguns casos exigem sua presença dentro da sala de exames durante o disparo. Neste momento o uso do vestimentas de chumbo é fundamental. O uso do modo de congelamento de imagem e fluoroscopia pulsada também podem ajudar à reduzir a dose ocupacional (TILLY JR., 2010).

Conforme a legislação, a blindagem é de uso obrigatório nos serviços de radiologia, visando a proteção dos profissionais que executam os exames. Neste caso, quando possível, o trabalhador deve posicionar-se atrás de uma barreira

protetora, como um biombo de chumbo ou uma parede baritada. Quando tiver que permanecer na sala de exames deve utilizar o avental plumbífero e o protetor de tireoide, com 0,5mm de equivalente de chumbo. (BRASIL, 1998; BRASIL, 2005)

Para Carroll (2007) alguns meios de reduzir a dose são o uso de bons intensificadores de imagem, com alta capacidade de conversão, alta sensibilidade de contraste e resolução espacial, além do uso da colimação e da filtração adicional de cobre que evitam a formação de radiação espalhada.

2.3 DOSIMETRIA

O uso de monitoração individual é obrigatório dentro das salas de exames, ele deve ser utilizado na altura do peito e fornece a dose efetiva ocupacional. Para o valor demonstrado, devemos considerar que o colete plumbífero atuou como barreira e o corpo por baixo do colete temos que aplicar um fator de 1/10 para estimar a dose efetiva (BRASIL, 1998). De acordo com a legislação nacional a dose efetiva do indivíduo ocupacionalmente exposto deve ser limitada em 20 mSv, média de cinco anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em um único ano. Outra garantia que assegura a saúde do trabalhador é a legislação trabalhista, que por meio das NR 7 e 9 exige a realização de exames periódicos que incluem o hemograma com contagem de plaquetas.

Os dosímetros termoluminescentes (TLD) são detectores de radiação utilizados para a verificação da dose ocupacional. Eles devem possuir características fundamentais, tais como: ser tecido equivalente; ser passível de calibração; adequado para o modo de aplicação e intensidade do feixe. Para captar a dose ocupacional o ideal é que o dosímetro funcione no modo integração, ou seja, acumular dose durante o mês todo para posterior leitura (TAUHATA, 2003).

A luminescência é a capacidade de emitir luz após uma prévia excitação (BATISTA, 2011). Os dosímetros TL possuem este nome porque fornecem uma resposta luminosa quando aquecidos, que é proporcional à exposição que houve à radiação. Quando aquecido, seus cristais restauram-se e voltam ao seu estado normal, podendo ser reutilizado.

Existem diversos tipos de dosímetros termoluminescentes, cada um com composições e aplicações diferentes. Os dosímetros são materiais cerâmicos, de fácil aplicação devido ao seu reduzido tamanho e variável aplicabilidade. Os que

possuem base de Lítio, como os LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P e Li₂B₄O₇:Mn, são os mais comumente utilizados na dosimetria, devido à sua equivalência com o tecido. Devido às suas diferentes composições eles possuem aplicações distintas para tipos de radiação ou determinadas faixas de doses.

Os dosímetros compostos por Fluoreto de Lítio (LiF-100) têm características de absorção da radiação de tecidos moles. Possui um número atômico efetivo de 8,2, densidade de $2,64 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ e temperatura de pico de 195°C. É sensível para doses de 5 mrad (50 µGy), com doses superiores a 10 rad (0,1 Gy), possui exatidão maior que 5%. Porém, mais sensível que o LiF-100, o MCP (LiF:Mg,Cu,P), ou seja, fluoreto e lítio dopado com magnésio, comparado com os demais ele possui maior estabilidade de respostas podendo ser utilizado dosimetria para baixas ou altas energias (DUGGAN, 2004). Porém para doses maiores que 30kGy o MCP pode apresentar um comportamento discrepante (OBRYK et al., 2013).

A leitura destes dosímetros é feita por um equipamento associado a um computador, que está sendo ilustrado na figura 6. Este equipamento aquece os dosímetros, fornecendo uma resposta de forma gráfica que demonstra a uma curva da luminosidade emitida em função da temperatura. Os valores fornecidos são convertidos em dose, baseados na calibração feita por uma câmara de ionização. (PODGORSKAK, 2005).

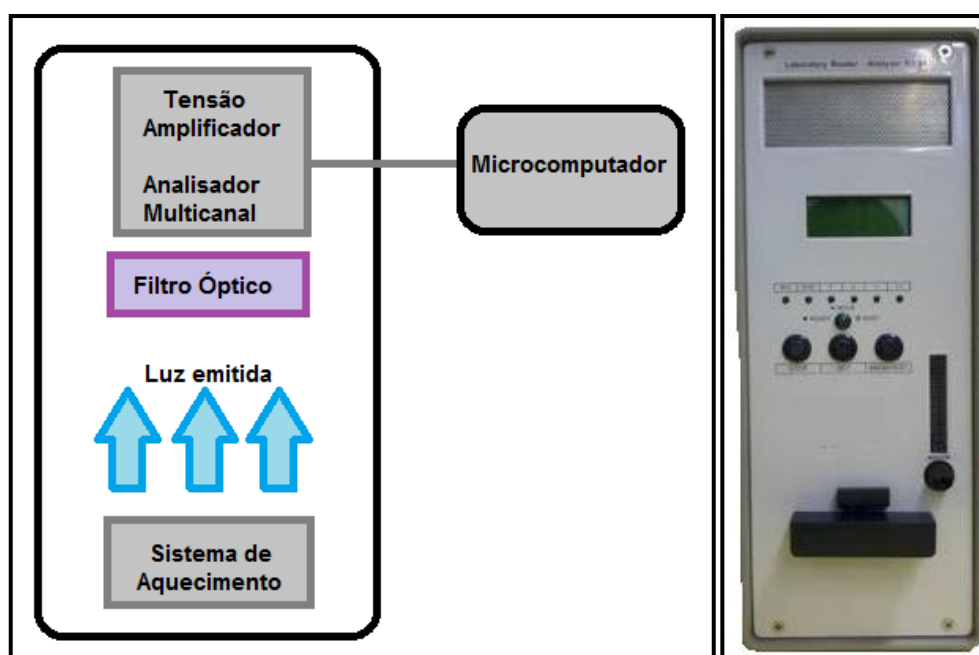


Figura 6 – À esquerda Ilustração esquemática que demonstra a parte interna de um leitor de TLD e à direita a leitora do laboratório da UTFPR.

Outro tipo de detector de radiação muito utilizado é a câmara de ionização pode ser utilizada para verificação de doses instantaneamente. Segundo Tauhata (2003), ela coleta os sinais através dos pares de íons gerados dentro do volume sensível do detector. Diferentes transferências lineares de energia (LET) possibilitam a função de discriminação de partícula. Camadas de acúmulo de partículas são necessárias para melhorar a eficiência de detecção de radiação na medição de fótons de alta energia, mas eles devem ser removidos quando medir fótons de baixa energia (10-100 keV). Devido a sua estabilidade, é muito utilizada como instrumento de calibração para outros instrumentos. (PODGORSAK, 2005)



Figura 7 – Câmara de Ionização posicionada para a verificação da dose no experimento.

2.4 GRANDEZAS E UNIDADES

Quando falamos em dosimetria, para melhor compreensão, torna-se necessário o conhecimento de algumas grandezas e unidades radiológicas.

O Kerma, nome derivado de um acrônimo do inglês *Kinectic Energy Released per unit of Mass*, que é a energia liberada por unidade de massa. É aplicável a fótons e nêutrons. O kerma quantifica a média da energia transferida indiretamente das radiações ionizantes para os elétrons por unidades de massa. A unidade de kerma é Joule por quilograma (J / kg), mas seu nome usual é o gray (Gy), onde 1 . onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. (PODGORSAK, 2005).

Nem toda interação gera transferência de energia, em razão de diferentes formas de interação e materiais, mas para a energia absorvida existe a unidade

Dose absorvida (D), que é definida como a quantidade de energia absorvida em um determinado ponto por unidade de massa. Sua unidade também é o gray, mas antigamente também era utilizado o rad, onde $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$. (TAUAHATA, 2005; PODGORSK, 2005)

A Dose Equivalente (HT), é a dose absorvida média em órgão ou tecido humano, seu conceito vem da equivalência, para produzir o mesmo efeito biológico, através de diferentes radiações. Sua unidade também é dada por joule por quilo, mas no sistema internacional é dado por Sievert (Sv). O equivalente de dose pode ser aplicado em um órgão específico, quando o equivalente de dose é multiplicado por um fator (W_t) que corresponde à radiosensibilidade do tecido, definido pelo ICRP 26 e ICPR 60. (TAUAHATA, 2005)

Até agora as grandezas citadas relacionam a energia pela quantidade de massa, mas a Exposição é a relação com a carga de íons liberados em uma massa de ar. Sua unidade é o Coulomb por quilo no sistema internacional, que se equivale à unidade especial roentgen (R), na proporção de $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$. (TAUAHATA, 2005; PODGORSK, 2005)

As condições dos trabalhadores da radiologia médica são monitoradas pelos dosímetros mensalmente e tem a finalidade de estimar sua dose efetiva e, em alguns casos, sua dose equivalente no cristalino e extremidades. A “dose efetiva” é a grandeza que estima o risco total da indução de efeitos estocásticos provenientes de uma exposição à radiação.

2.5 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO.

Os efeitos biológicos da radiação são classificados em estocásticos e determinísticos. Os estocásticos são aqueles acumulados ao longo do tempo à cada exposição e não dependem de limiares, já os determinísticos acontecem logo após as exposições, em dias ou horas, que acontecem quando o dano ao tecido é muito grande e o organismo não consegue se recuperar a tempo levando à perda de células. (TAUAHATA, 2005; PODGORSK, 2005; TILLY, 2010)

Os limiares para os efeitos determinísticos vão de 150 mSv, que se atingisse os testículos causaria esterilidade temporária até 25.000 mSv, que sobre a pele poderia causar necrose. Estes valores são baseados em evidências de grandes

acidentes nucleares, mas em radiologia diagnóstica é pouco provável que venham a ocorrerem. Dificilmente a realização dos exames contrastados irá atingir a dose limiar para o efeito determinístico, pois o tempo para cada captura de imagem dura apenas poucos segundos.

Mesmo somando, os tempos de todas as tomadas de fluoroscopia de um exame completo contrastado de uretrocistografia típico, o limiar mínimo estimado para o efeito determinístico não será atingido. Desta maneira a principal preocupação a respeito de dose na fluoroscopia é com o efeito estocástico.

Este efeito é grande importância para os pacientes, porém de muito maior importância para os trabalhadores, que diariamente acompanham os procedimentos.

2.6 EXAME DE URETROCISTOGRAFIA

Escolhemos o exame de uretrocistografia devido a sua grande frequência na rotina diária, já que corresponde a 20% de todos os exames contrastados realizados na instituição estudada, considerando um período de quatro anos consecutivos. Além disso, existe a necessidade de se fazer a injeção de contraste iodado via ureteral e para isto a presença de um médico radiologista, um médico residente e do auxiliar de enfermagem na sala de exames é necessária em certos momentos.

Este trabalho engloba os dois tipos de uretrocistografia, a miccional e a retrógrada. A uretrocistografia retrógrada, geralmente realizada em homens, é utilizada a pinça de Knutson para a fixação da glândula, injeção do meio de contraste e posicionamento do pênis para o estudo da uretra masculina, em casos de trauma e obstrução. A miccional, geralmente indicada para crianças, para o estudo de refluxo vesico ureteral e infecções por repetição, ou mulheres, para estenoses de uretra. Dependendo da indicação e da idade do paciente a quantidade de exposições pode variar.

As tomadas em fluoroscopia são feitas para visualização do fluxo do contraste pelo corpo do paciente antes da utilização da radiografia. Em média, foram constatadas 12 aquisições de imagem por exame, sendo que para cada uma destas são feitas de uma a três escopias para verificar o correto posicionamento do paciente antes de adquirir a imagem no filme convencional.

Logo após a preparação da sala, a execução do exame inicia-se com uma

radiografia do abdome em projeção ântero-posterior (AP) com o paciente em decúbito dorsal. Esta serve como guia para a técnica radiográfica, verificação do preparo abdominal e outras anomalias anatômicas.

Para as próximas aquisições é inserido um cateter na uretra para a injeção do contraste. Geralmente são feitas imagens radiográficas em projeções antero-posterior, oblíquas e perfil, até o completo enchimento da bexiga com o contraste iodado diluído. Para o estudo de micção muitos serviços têm o hábito de elevar a mesa para a posição vertical para tornar esta fase mais confortável. As mesmas projeções podem ser utilizadas. Para finalizar o estudo uma ultima radiografia do abdome é feita para verificar o esvaziamento e a presença de refluxo vesicoureteral.

Os principais posicionamentos estão demonstrados na figura 8, as imagens fazem um protocolo básico que deve incluir pelo menos as sete incidências, listadas:

- Uma imagem prévia sem contraste, na projeção (AP).
- Uma imagem em AP, com a bexiga cheia de contraste.
- Duas imagens em posição oblíqua. Para a direita e para a esquerda.
- Uma miccional em AP, e se necessário oblíquas miccionais,
- Além de uma pós-miccional, com a bexiga vazia.

Outras imagens podem ser incluídas dependendo da patologia demonstrada.

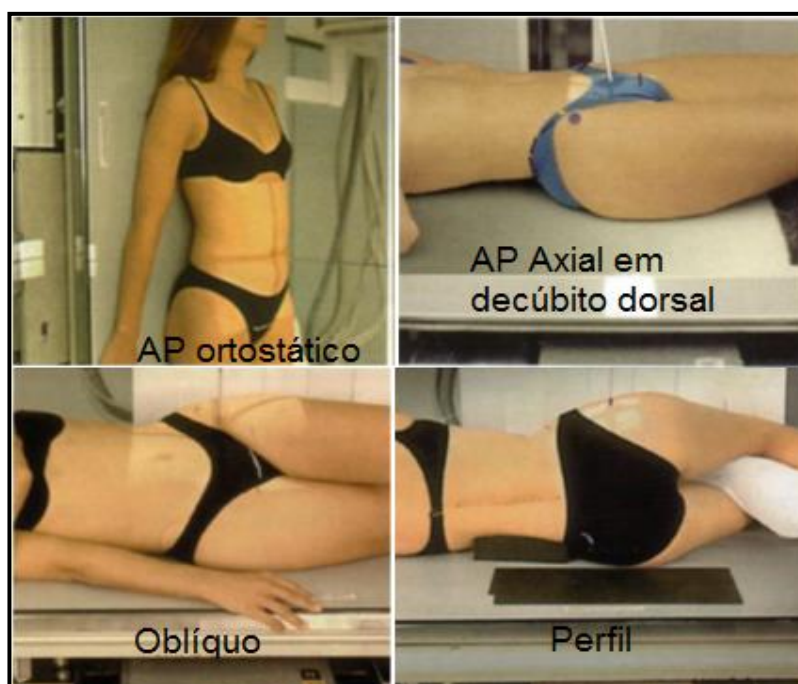


Figura 8 – Imagens ilustrativas do exame de uretrocistografia, demonstrando os posicionamentos em antero-posterior, axial, Obliquo e perfil. Fonte: Adaptado de Bontrager (2010, P. 559-560)

As principais indicações para o exame são: Infecção do trato urinário, trauma, obstrução da uretra, avaliação de infecção urinária de repetição, refluxo vesico ureteral e anomalias congênitas da bexiga e da uretra. Também é indicado para pacientes que sofreram um trauma da pelve, e conseqüente trauma de uretra, ou pacientes pós-tratamento de câncer de próstata, reto ou colo de útero com radioterapia, pois esta pode afetar o canal urinário. Vários destes pacientes têm dificuldades de movimentar-se, e por isso precisam ser acompanhados dentro da sala de exames pelos profissionais adequados. (Bontrager e Lampigano, 2010; Travassos *et al*, 2009).

Em crianças este exame é bastante comum e leva um agravante quando se trata de dose, pois há necessidade de imobilização, que geralmente acontece através de algum profissional. A dose de entrada na pele e em gônadas deve ser controlada devido ao risco inerente à idade.



Figura 9 – Imagens ilustrativas do exame de ureterocistografia, masculina (acima) e feminina (abaixo) demonstrando a bexiga, uretra e ureteres com contraste iodado em seu interior.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado em Hospital Universitário na cidade de Curitiba, no setor de Radiologia. Utilizamos nesta pesquisa o equipamento Telecomandado do modelo ICONOS R100, da marca SIEMENS, com o intensificador de imagem com 30 cm de diâmetro. Este equipamento utiliza a fluoroscopia digital, mas as imagens são processadas de maneira convencional. As imagens pulsadas foram de 30q/s, com pixels de 1024x512/matriz de 10 bits e filtragem digital.

Primeiramente foi realizado um levantamento da quantidade de exames anuais, do número de imagens feitas por procedimento, da rotina dos exames, comportamento e posicionamentos dentro da sala de exames.

Um ensaio foi feito com os parâmetros verificados, de uma maneira mais simplificada, que resultou na elaboração de um artigo científico.

3.1 ENSAIO

Para a elaboração de um ensaio técnico foram utilizados 4 galões de 9,5 litros de água com dimensões de 30 cm x 25 cm x 18 cm como espalhadores de radiação para simular o corpo de quatro indivíduos ocupacionalmente expostos: dois médicos, um técnico em radiologia e um auxiliar de enfermagem. Estes foram dispostos nas posições típicas e colocados a uma altura de 1,27 m do piso. Para representar o paciente utilizamos um tronco de manequim preenchido com água e colocado sobre a mesa de exames. Foram colocados na parte frontal e central de cada espalhador dosímetros TLD para monitoração individual. De forma complementar, um monitor de radiação marca RADCAL CORP, de série 17828 com câmara de ionização de 180 cm³ foi posicionado à frente dos espalhadores e efetuaram-se as medidas das taxas de dose.

A mesa foi colocada em duas posições diferentes. Uma na horizontal, representando o paciente em decúbito dorsal com distância foco centro do espalhador de 95 cm; distância do médico 1 ao paciente de 60 cm; distância do médico 2 ao paciente de 100 cm; distância médico 1 ao médico 2 de 80 cm e distância enfermagem ao paciente de 300 cm. Foram feitas três fluoroscopias antecedendo cada radiografia. Para as fluoroscopias foi utilizada a técnica de 85 kVp

e 2,2 mAs. Para as radiografias 85 kVp, 8,16 mAs, 29,2 ms, com foco fino e colimação no tamanho de um cassete 24X30cm. A disposição dos elementos está demonstrada na figura 10, onde podemos observar os espalhadores que representam a enfermagem e os médicos à esquerda e o tronco que representa o paciente sobre a mesa.

Para a simulação da posição ortostática foram mantidos os espalhadores há 1,27 m do piso com distância foco centro do espalhador (paciente) de 95 cm; distância do médico 1 ao paciente de 60 cm; distância do médico 2 ao paciente de 96 cm; distância do médico 1 ao médico 2 de 90 cm; distância da enfermagem ao paciente de 220 cm. Foram feitas três escopias para cada radiografia. A fluoroscopia com técnica de 87 kVp e 2,4 mA. Para as radiografias foram utilizadas as técnicas de 85 kVp, 8,16 mAs, 29,2 ms e foco fino. Esta disposição pode ser visualizada na figura 11.

Para que os dosímetros TL tivessem uma leitura suficiente fizemos a simulação da rotina, totalizando 150 exposições com três tomadas de escopias antes de cada exposição. Os dados foram coletados e analisados.



Figura 10 – Arranjo do ensaio com a mesa na horizontal.

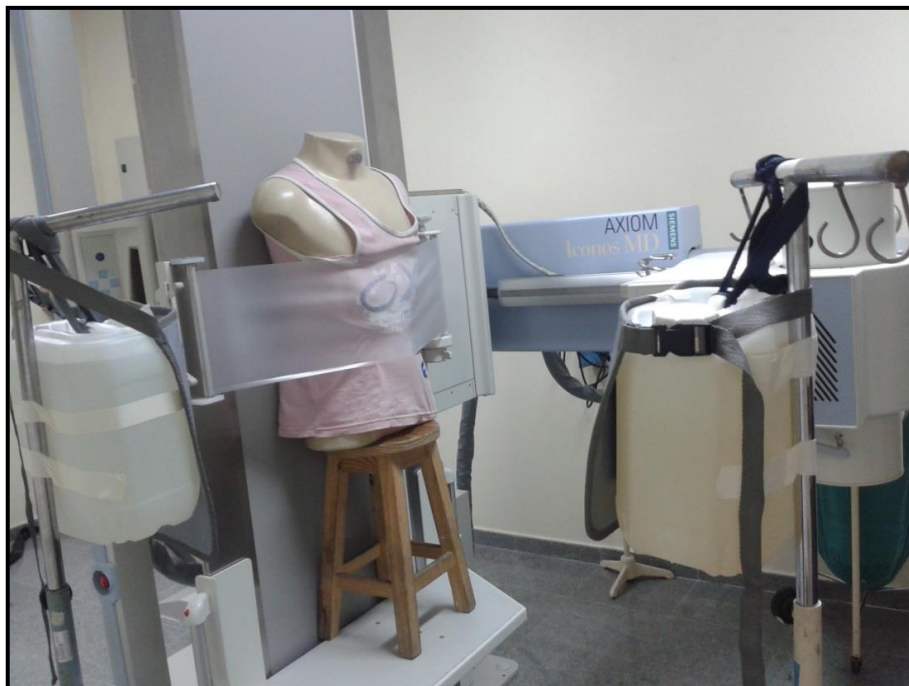


Figura 11 – Arranjo do ensaio com a mesa na vertical.

Como no ensaio foi verificado que a dose recebida pelos indivíduos mais afastados era muito baixa, foi decidido utilizar apenas as posições dos dois médicos, pois apresentavam valores mais relevantes.

3.2 EXPERIMENTO DE DOSIMETRIA OCUPACIONAL

Para a medida da dose ocupacional foram feitas simulações de posições de exames, onde na sala permaneceriam duas pessoas, representadas pelos bonecos.

Como espalhador foi utilizado o mesmo tronco de manequim masculino preenchido com água. Para o lugar dos médicos que geralmente acompanham o paciente na sala foram utilizados dois manequins masculinos, preenchidos com água mas sem o avental plumbífero e protetor de tireoide.

A disposição destes manequins está demonstrada pelo esquema da figura 12, que representa duas plantas baixas, com a mesa posicionada de forma horizontal e vertical, respectivamente, onde o ponto laranja denominaremos de médico 1 e o ponto azul de médico 2.

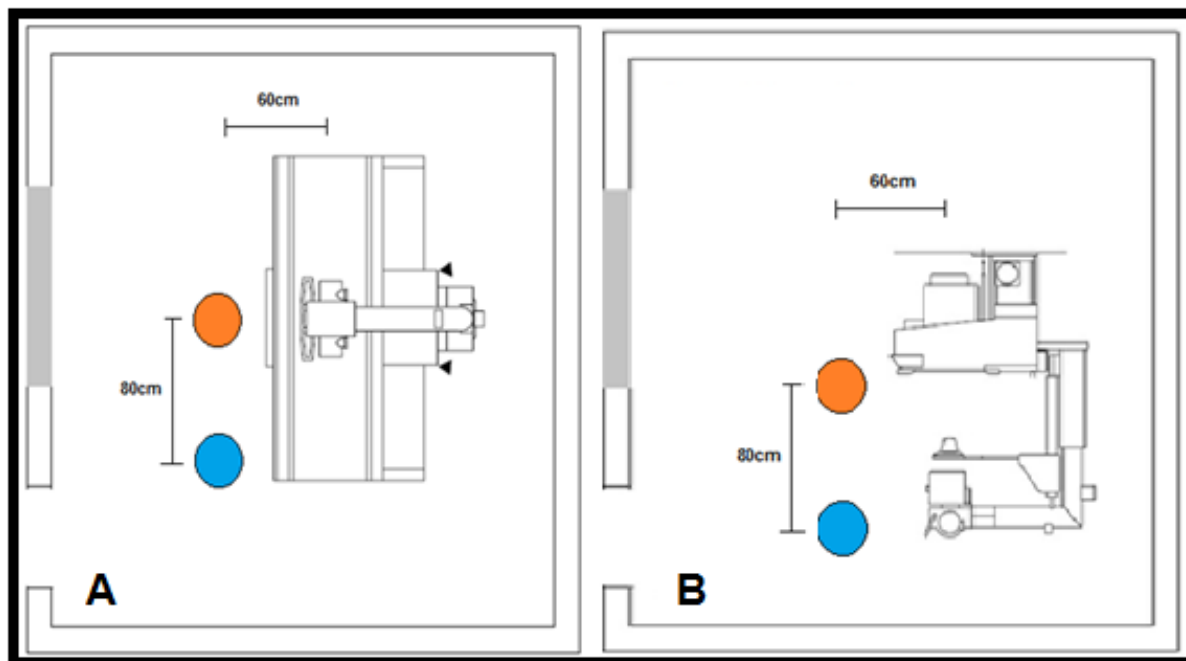


Figura 12 – Planta baixa da sala com marcação dos pontos de posicionamento dos espalhadores com a mesa na horizontal.

Cada um dos manequins teve suas articulações vedadas e seu interior preenchido por água para produzir o espalhamento da radiação. Eles foram posicionados de maneira que o espalhador mais próximo ficasse a 60cm do centro do espalhador e segundo ficasse a 110cm. Os dosímetros MCP foram posicionados entre os olhos, no pescoço, no tórax e nas mãos. Estas posições para cada simulador e em cada posição da mesa, horizontal e vertical, com podemos observar as figuras 13 e 14 respectivamente.

Uma câmara de ionização foi posicionada do lado oposto do primeiro boneco para complementar as medidas de dose. Podemos observar seu posicionamento na figura 15.

As medidas primeiramente foram feitas com dosímetros LiF-100, porém estes não apresentaram resultados significativos devido a falhas técnicas e a baixa sensibilidade para o método. A dose total utilizada para a elaboração do experimento foi baixa para resultar em valores significativos, além disso o acréscimo de filtração de cobre pode ter reduzido a mesma significativamente. Posteriormente foram utilizados os dosímetros MCP e removida a filtração, o que demonstrou uma resposta mais significativa.



Figura 13 – Foto da medida de dosimetria ocupacional com a mesa na posição horizontal.

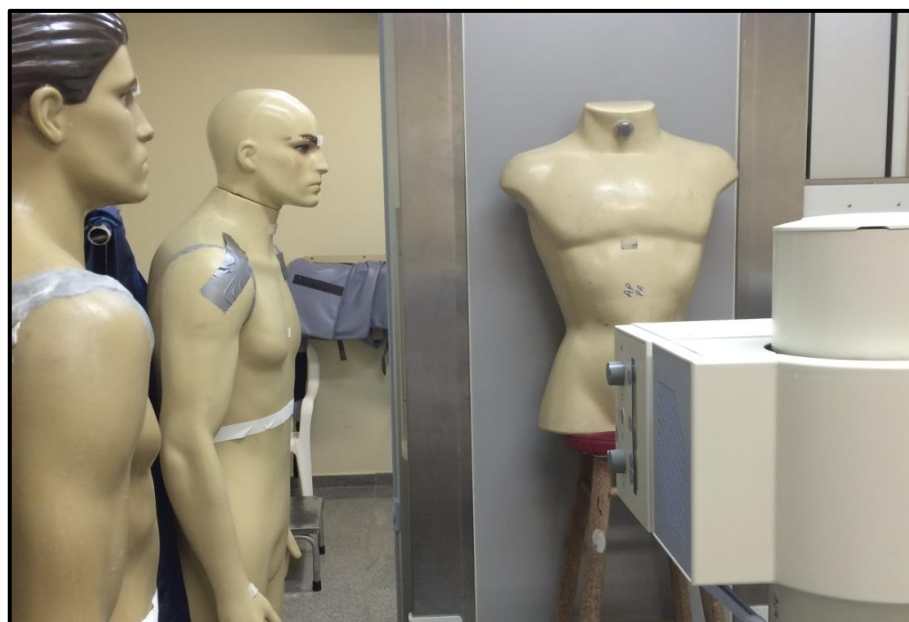


Figura 14 – Foto da medida de dosimetria ocupacional com a mesa na posição vertical.



Figura 15 – Foto do posicionamento da câmara de ionização.

Os lotes foram devidamente calibrados com a câmara de ionização, conforme os dados relacionados na tabela 2. As mesmas técnicas habituais foram utilizadas, tanto para a escopia quanto para as radiografias. Foram feitas 10 radiografias, e quinze minutos de escopia para cada posição da mesa.

Tabela 2: Valores utilizados para a calibração dos dosímetros

	Tensão (kVp)	Corrente (mAs)	Tempo (ms)	Dose Integrada (mGy)
1	90	32	125,9	2,651
2	90	32	125,0	5,296
3	90	32	125,7	7,954
4	90	32	126,0	10,61
5	90	32	126,1	13,26

4 RESULTADOS

4.1 EXPERIMENTO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO

No ensaio, como resultado das leituras da câmara de ionização, para cada três fluoroscopias e uma radiografia, obtivemos os seguintes valores apresentados na Tabela 3 para a mesa posicionada horizontalmente. Na Tabela 4 estão relacionados os valores obtidos para a mesa posicionada verticalmente.

Tabela 3: Valores obtidos na Câmara de Ionização com Mesa na posição Horizontal

Espalhador	Média Fluoroscopia ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)	Desvio Padrão Fluoroscopia	Radiografia ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
Médico 1	29,881	0,133	98,798
Médico 2	7,900	0,057	10,281
Enfermagem	0,456	0,018	0,052
Operador	0,035	0,017	0,113
Vidro	0,076	0,013	0,061

Tabela 4: Valores obtidos na Câmara de Ionização com Mesa na posição Vertical

Espalhador	Média Fluoroscopia ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)	Desvio Padrão Fluoroscopia	Radiografia ($\mu\text{Gy}/\text{min}$)
Médico 1	34,429	0,137	90,775
Médico 2	29,529	0,005	55,180
Enfermagem	4,779	0,023	6,060
Operador	0,099	0,013	0,113
Vidro	0,070	0,040	zero

Projetando estes valores para um ano, consideramos o tempo e quantidade de 10 imagens para cada exame e o valor da média anual de exames realizados, que foi de 368 uretrocistografias. Os resultados podem ser observados na Tabela 5 a seguir:

Tabela 5: Valores de Dose absorvida estimados para um ano

Espalhador	Mesa Horizontal (μGy)	Mesa Vertical (μGy)	Soma (μGy)
Médico 1	202,499	208,524	411,022
Médico 2	36,516	154,477	190,992
Enfermagem	1,518	21,917	23,435
Operador	0,234	0,431	0,665

Os dados da tabela 3 e 4 estão dispostos comparativamente no gráfico 2. Verificar a grande diferença entre o trabalhador que fica atrás de barreira de proteção, os que em pregam uma certa distância, além da diferença entre as doses recebidas devido às grafias e as escopias.

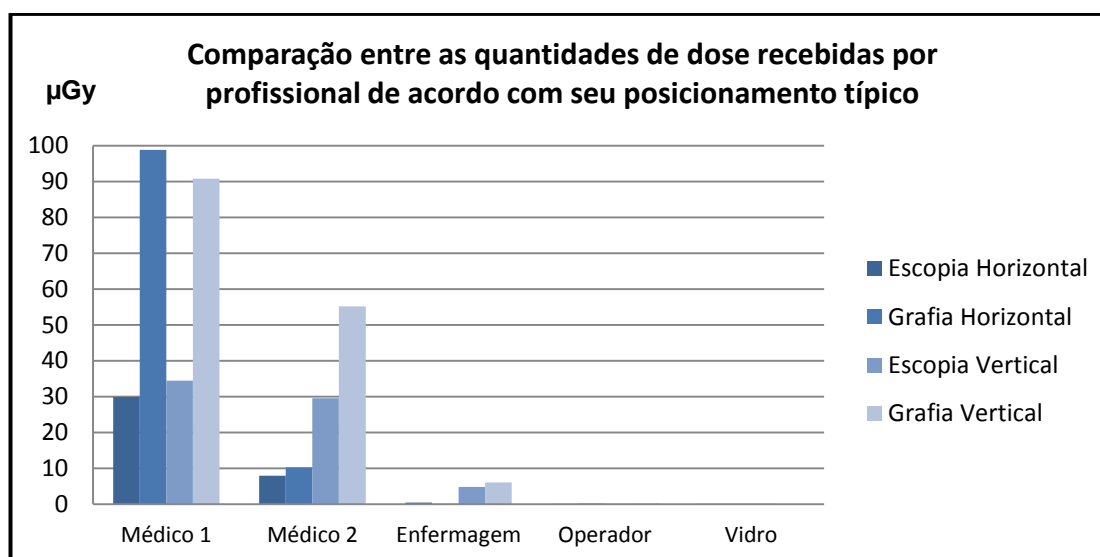


Gráfico 1 – Comparação entre as quantidades de dose recebidas por profissional de acordo com seu posicionamento típico.

Já a leitura os dosímetros, apresentada na tabela 6, apresentaram resultado em apenas dois que foram colocados no espalhador mais próximo ao paciente um somente na posição horizontal recebeu 0,2mSv e outro que permaneceu em ambas posição da mesa, que recebeu 0,3mSv, os demais receberam apenas a dose de fundo (background), ou seja, menor que 0,2 mSv.

Tabela 6: Valores de Dose efetiva nos dosímetros

Dosímetros	Posição	Momento	Leitura mensal (µSv)	Estimativa anual (µGy)
1	Frente espalhador 1 acima do avental	Somente na horizontal	BG	-
2	Frente espalhador 1 acima do avental	Todo procedimento	0,2	73,6
3	Frente espalhador 1 acima do avental	Somente na vertical	BG	-
4	Frente espalhador 2 acima do avental	Somente na horizontal	BG	-
5	Frente espalhador 2 acima do avental	Todo procedimento	0,3	110,4
6	Frente espalhador 2 acima do avental	Somente na vertical	BG	-
7	Frente espalhador 3 acima do avental	Todo procedimento	BG	-
8	Frente espalhador 1 abaixo do avental	Todo procedimento	BG	-
9	Frente espalhador 2 abaixo do avental	Todo procedimento	BG	-
10	Frente espalhador 3 abaixo do avental	Todo procedimento	BG	-

4.2 EXPERIMENTO COM OS DOSÍMETROS MCP

No experimento a dosimetria foi realizada com os dosímetros MCP. O desvio padrão ficou em 1,27% nas leituras.. Para os 15 minutos de escopia com 10 grafias em cada posição da mesa, pudemos obter os resultados dispostos na tabela 7 e comparados no gráfico 2, abaixo:

Tabela 7: Valores de Dose absorvida estimados para um ano

Local Posicionado	Dose Total	Desvio Padrão	Dose Total	Desvio Padrão
	Mesa Horizontal (mGy)	Mesa Horizontal (μ Gy)	Mesa Vertical (mGy)	Mesa Vertical (μ Gy)
Cristalino Médico 1	1,144	0,081	1,800	0,032
Tireóide Médico 1	0,800	0,174	1,599	0,099
Tórax Médico 1	1,399	0,042	2,327	0,244
Mão Direita Médico 1	0,674	0,018	1,919	0,009
Mão Esquerda Médico 1	0,541	0,001	0,908	0,052
Cristalino Médico 2	0,220	0,031	0,944	0,053
Tireóide Médico 2	0,317	0,003	1,195	0,046
Tórax Médico 2	0,276	0,005	1,374	0,131
Mão Direita Médico 2	0,000	0,000	1,120	0,011
Mão Esquerda Médico 2	0,082	0,008	0,000	0,000

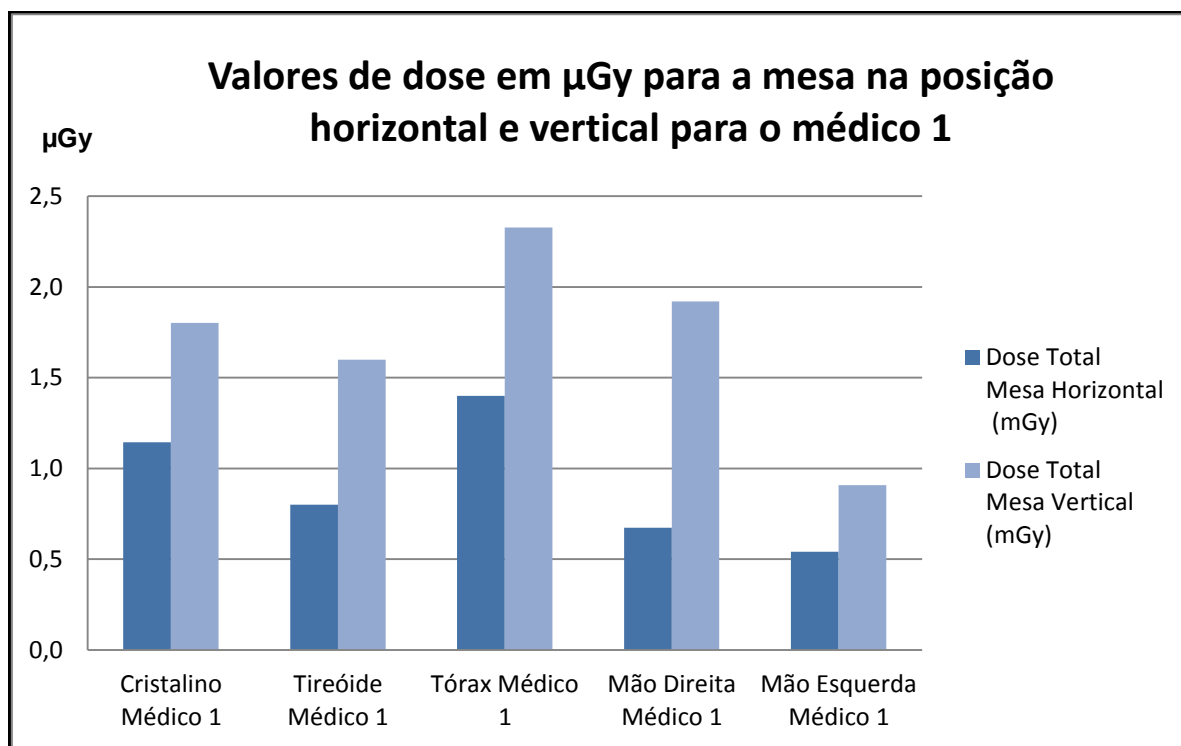


Gráfico 2 – Valores de dose em μ Gy para a mesa na posição horizontal e vertical para o médico 1

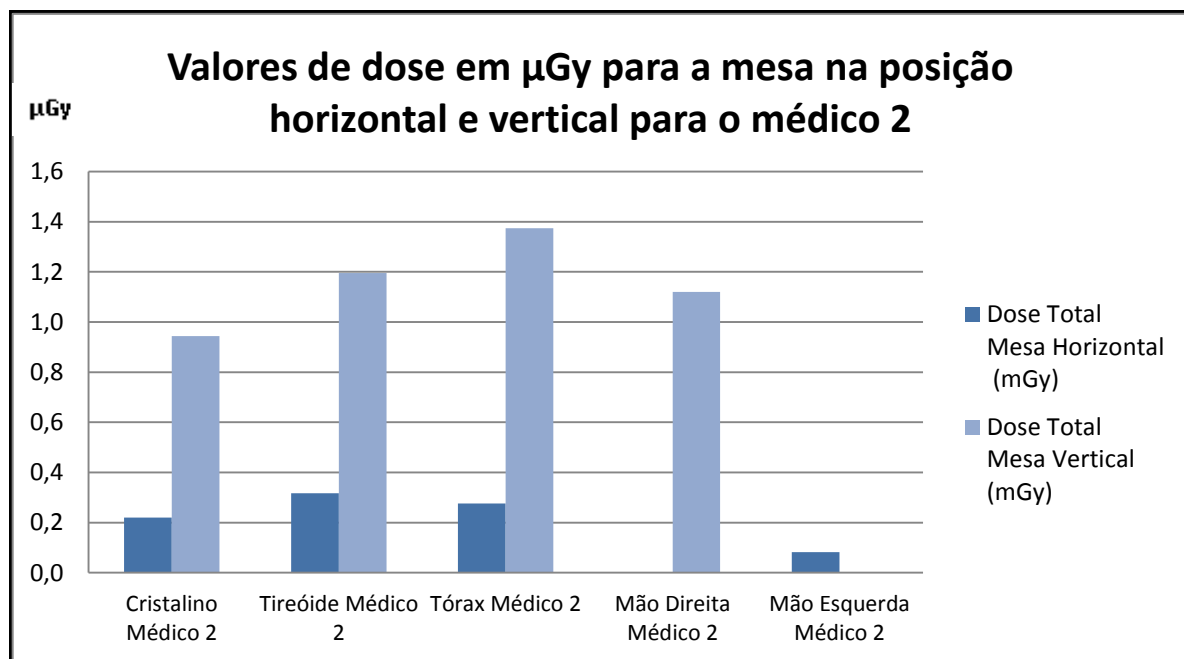


Gráfico 3 – Valores de dose em μGy para a mesa na posição horizontal e vertical para o médico 2

4.3 EXPERIMENTO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização colocada à esquerda do paciente tanto nas grafias como nas escopias obteve os seguintes resultados, demonstrados nas tabelas 8, 9, 10 e 11 e relacionados no gráfico 4.

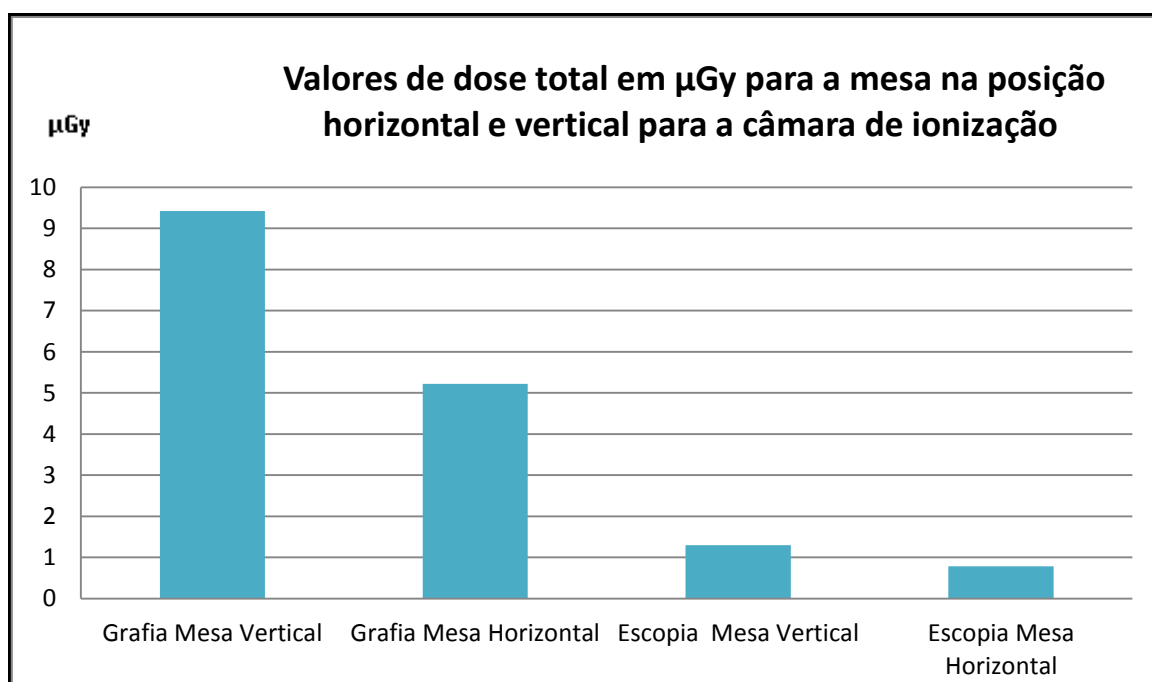


Gráfico 4 – Valores de dose total em μGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização

Tabela 8: Valores de Dose absorvida na escopia estimados com a câmara de ionização com a mesa horizontal

Escopia horizontal	KV	mA	Tempo	medida 1	medida 2	medida 3	média (µGy/min)	média (µGy/s)
1	86	2,1	0 a 0,5	44,58			44,580	0,743000
2	86	2,2	0,5 a 6	44,32	44,44	44,58	44,447	0,740778
3	86	2,3	3 a 6	47,72	47,92	48,16	47,933	0,798889
4	86	2,3	6 a 9	47,81	47,74	48,12	47,890	0,798167
5	86	2,3	9 a 12	47,57	47,89	47,69	47,717	0,795278
6	86	2,3	12 a 15	47,95	47,81	47,99	47,917	0,798611
								0,786344

Tabela 9: Valores de Dose absorvida na escopia estimados com a câmara de ionização com a mesa vertical

Escopia Vertical	KV	mA	Tempo	medida 1	medida 2	medida 3	média (µGy/min)	média (µGy/s)
1	93	2,8	0 a 3	77,75	77,9	77,83	77,83	1,297111
2	93	2,8	3 a 6	76,89	77,47	78,03	77,46	1,291056
3	93	2,8	6 a 9	77,9	77,25	77,83	77,66	1,294333
4	93	2,8	9 a 12	77,95	78,11	77,75	77,94	1,298944
5	93	2,8	12 a 15	77,9	78,18	78,11	78,06	1,301056
								1,2965

Tabela 10: Valores de Dose absorvida na grafia estimados com a câmara de ionização com a mesa horizontal

Grafia horizontal	KV	mas	Tempo (ms)	Dose 1 - microGy/minuto	Dose 1 - microGy/segundo		
1	90	32,18	256,2102	125,6	154,30	2,57	0,32
2	90	32,18	256,4143	125,5	154,30	2,57	0,32
3	90	32,18	256,4143	125,5	141,90	2,37	0,30
4	90	32,18	256,6188	125,4	184,50	3,08	0,39
5	90	32,18	256,6188	125,4	493,30	8,22	1,03
6	90	32,18	256,6188	125,4	692,40	11,54	1,45
7	90	32,18	256,8236	125,3	344,00	5,73	0,72
8	90	32,18	256,8236	125,3	268,30	4,47	0,56
9	90	32,18	257,0288	125,2	470,70	7,85	0,98
10	90	32,18	256,8236	125,3	228,70	3,81	0,48
soma	900,00	321,80	2566,39	1253,90	3132,40	52,21	6,54
media	90,00	32,18	256,64	125,39	313,24	5,22	0,65
desv pad	0,00	0,00	0,24	0,12	184,86	3,08	0,39

Tabela 11: Valores de Dose absorvida na grafia, estimados com a câmara de ionização com a mesa vertical.

Grafia vertical	KV	mAs	mA	Tempo (ms)	Dose ($\mu\text{Gy}/\text{minuto}$)	Dose ($\mu\text{Gy}/\text{s}$)	
1	90,00	32,18	256,62	125,40	705,90	11,77	1,48
2	90,00	32,18	256,62	125,40	511,60	8,53	1,07
3	90,00	32,18	256,62	125,40	685,70	11,43	1,43
4	90,00	32,18	256,21	125,60	727,80	12,13	1,52
5	90,00	32,18	256,41	125,50	470,30	7,84	0,98
6	90,00	32,18	256,62	125,40	796,00	13,27	1,66
7	90,00	32,18	256,82	125,30	417,60	6,96	0,87
8	90,00	32,18	256,62	125,40	399,90	6,67	0,84
9	90,00	32,18	256,62	125,40	584,80	9,75	1,22
10	90,00	32,18	256,62	125,40	355,90	5,93	0,74
soma	900,00	321,80	2565,78	1254,20	5655,50	94,26	11,82
media	90,00	32,18	256,58	125,42	565,55	9,43	1,18
desv pad	0,00	0,00	0,16	0,08	156,06	2,60	0,33

Tabela 12: Valores de Dose efetiva na grafia, comparados entre os dosímetros e a câmara de ionização com a mesa vertical e horizontal.

Posição da Mesa	Dosímetro na altura do tórax	Dosímetro na altura do cristalino	Dosímetro na altura da tireóide	Câmara de Ionização
Vertical	2,327	1,801	1,599	1,1787
Horizontal	1,399	1,144	0,800	0,7143

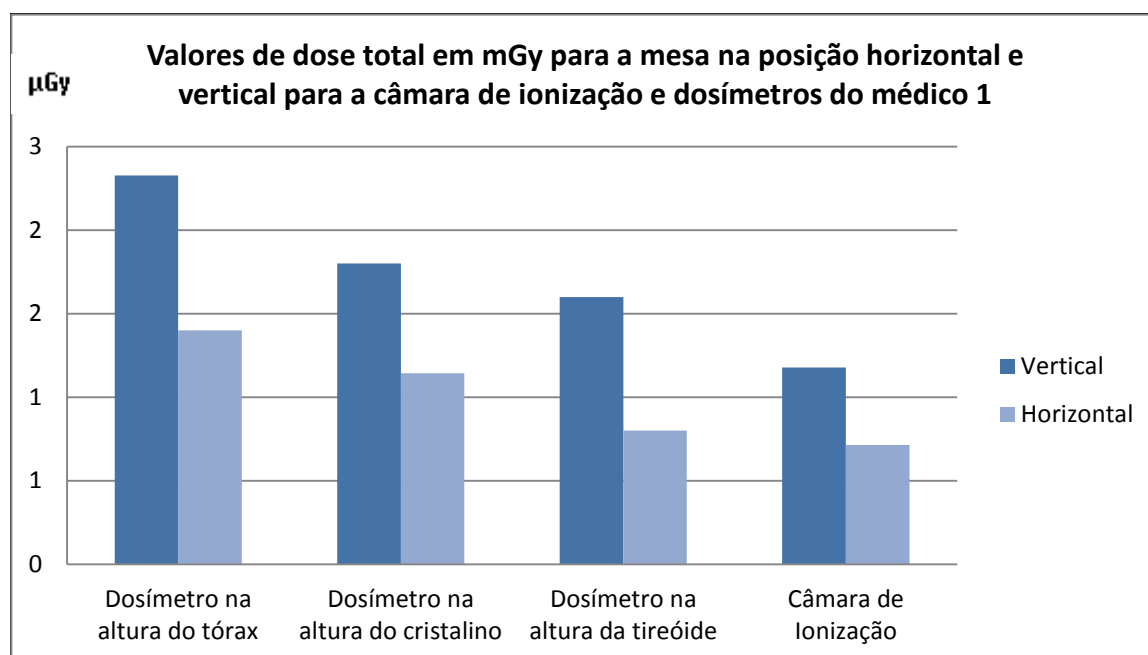


Gráfico 6 – Valores de dose total em mGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização e dosímetros do médico 1

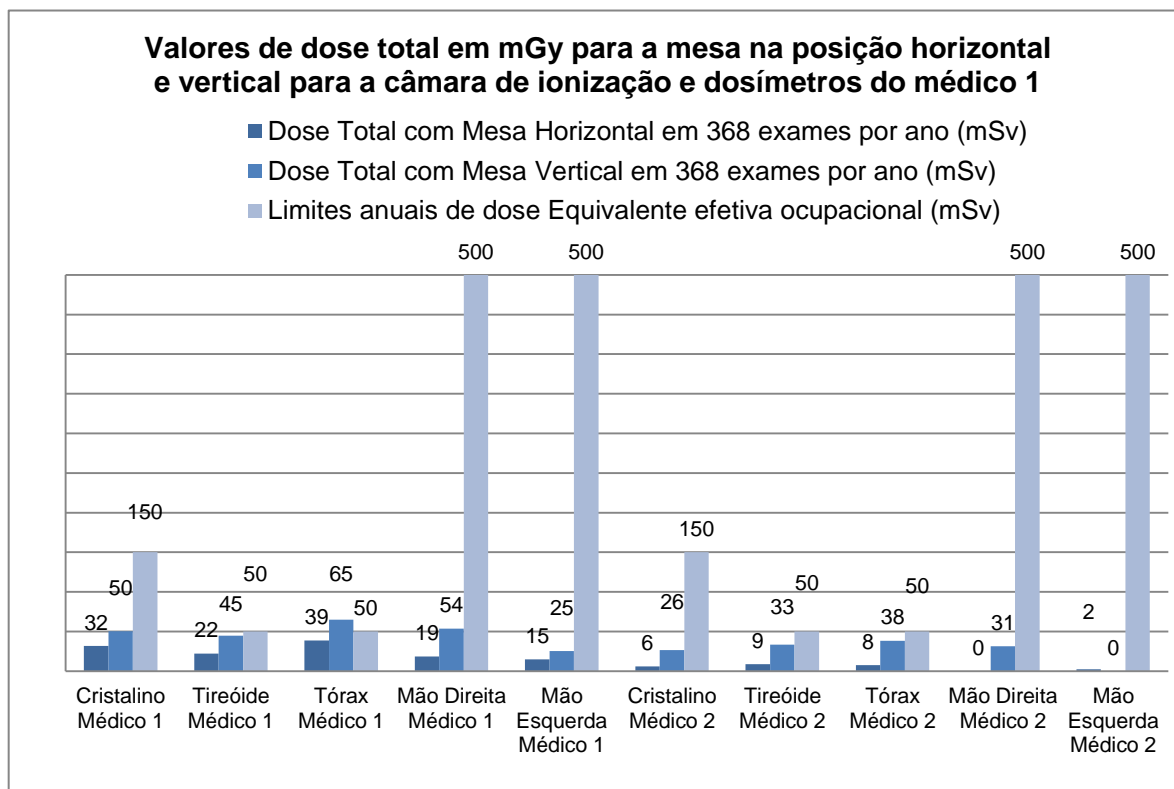
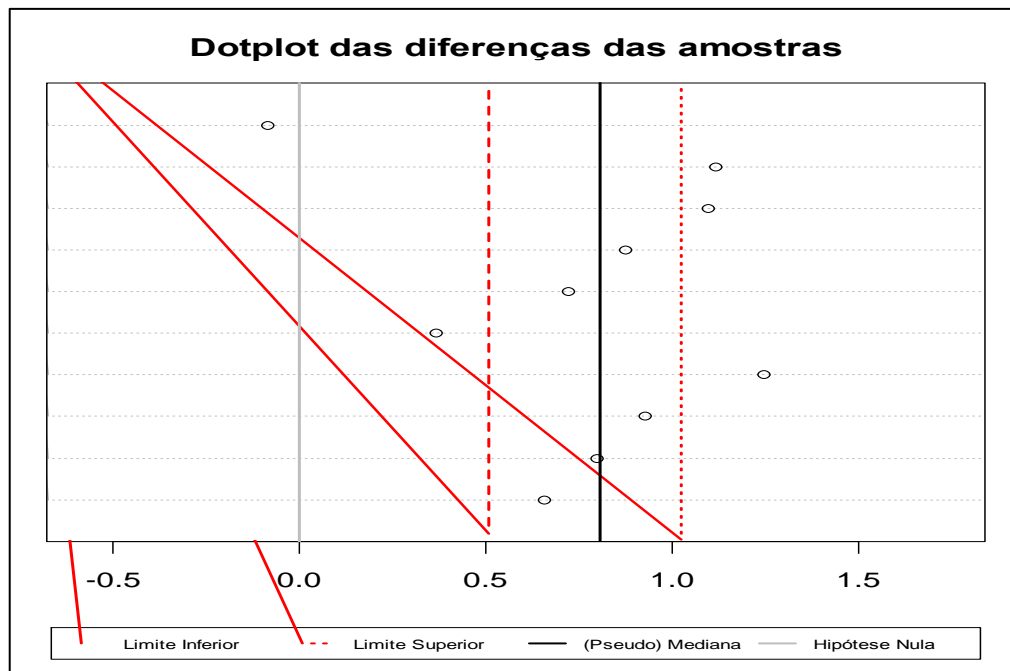


Gráfico 6 – Valores de dose total em mGy para a mesa na posição horizontal e vertical para a câmara de ionização e dosímetros do médico 1

A análise estatística das diferenças entre os valores dados para as diferentes posições das mesas foi verificada com o programa ACTION, pois o teste T de Wilcoxon para amostras pareadas, que baseia-se nos postos das diferenças intrapares, demonstrando que as diferenças entre as duas situações são estatisticamente significativas. Os resultados estão plotados no gráfico 7 e relacionados na tabela 13.

Tabela 13 - Teste De Wilcoxon - Pareado

Informação	Valor
V	54
P-valor	0,00390625
Hipótese Nula	0
Método	Wilcoxon signed rank test
(Pseudo) Mediana	0,80641439
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,507793012
Limite Superior	1,024099974



5 DISCUSSÃO

Através do Gráfico 1 podemos comparar os resultados obtidos pela câmara de ionização, com a mesa nas duas diferentes posições e verificarmos uma diminuição da dose recebida pelos trabalhadores de 3% para o medico 1 podendo chegar a uma redução de 93% para o enfermeiro. O operador e o dosímetro colocado atrás do vidro não receberam doses significativas, sendo seu valor praticamente nulo.

Para a leitura dosimétrica feita no ensaio, se considerarmos o resultado dos dosímetros que obteve a maior leitura, 0,30 mSv e multiplicarmos este valor pela média de vinte e oito exames de uretrocistografia mensais, obteremos o valor de 0,56 mSv. Os valores mensais maiores que 0,2 mSv estão no nível de registro, valores maiores que 1,2 mSv estão no nível de Investigação e valores maiores que 4 mSv, como os encontrados estão caracterizados no nível de intervenção (Tauhata, 2003). Portanto considerando apenas este tipo de exame, que nesta instituição representa 20% do total a dose estaria em nível de registro, conforme os critérios da CNEN.

Se projetarmos os valores acima para o intervalo de ano, teremos 6,84, mSv que está dentro limite anual estabelecido pela portaria 453 (BRASIL, 1998). O trabalho de Sousa (2013) fez o levantamento dosimétrico em exames contrastados chegando a um valor de 1,30 mSv no mesmo período. Ressaltamos que este exame representa apenas um quinto do total executado no estabelecimento estudado, porém a maioria dos demais exames não exige uma frequência tão grande da presença de pessoas na sala de exames.

A realização de fluoroscopias tem grande significância no aumento da dose, uma vez que para o primeiro espalhador esta representa aproximadamente um terço da dose de uma radiografia (Travassos, 2009; Sousa, 2013; Martins 2011). Como em média foi verificada a realização de três fluoroscopias para cada radiografia, praticamente a dose total duplica para este primeiro espalhador com o uso da fluoroscopia.

O experimento feito com os dosímetros LiF 100 foi inconclusivo, devido à baixa exposição recebida pelos mesmos. Isto correu devido a adição de filtros de cobre, que estão inseridos dentro do cabeçote do aparelho. Sua seleção faz com que

o feixe de raios X tenha uma maior penetrabilidade e menor dispersão da radiação secundária, melhorando inclusive as imagens radiológicas, como descrito por Costa *et al* em 2009. Conforme Nicholson (1995) o uso da filtração adicional de 7mm de cobre reduz de 57% a 70% da radiação secundária.

Desta maneira um novo experimento teve que ser feito utilizando dosímetros com maior sensibilidade (MCP) e removendo as filtrações adicionais. Dessa maneira O experimento com os dosímetros MCP e com a câmara de ionização permitiu verificar baixas doses recebidas e diferenciar as provenientes das grafias e as da escopia.

Primeiramente, os Gráficos 2 e 3 demonstram com clareza que a posição vertical da mesa é sempre a que apresenta maior dose. Na posição do médico 2 podemos verificar praticamente um aumento de cinco vezes a dose na altura do tórax quando a mesa fica na posição vertical. Isto ocorre devido ao retro espalhamento do feixe de raios X quando este atinge o espalhador que representa o paciente. O tórax do médico 1 é o que recebe maior valor de dose, independente da posição da mesa, porém com a mesa na vertical esta dose fica 66% maior. A tireoide, no caso da mesa vertical, recebe o dobro da dose da mesa horizontal. Tanto o tórax quanto a tireoide estão protegido geralmente pelo avental plumbífero, portanto a dose verificada deve ser dividida por 10 para se poder estimar o que realmente o trabalhador recebe.

Existem alguns locais nos quais não se tem o costume de usar proteção, Neste caso, o cristalino recebe uma dose é bastante significativa e aumenta em 57% com a verticalização da mesa. As mãos do médico 1 também recebem uma dose significativa, devido a sua posição, logo ao lado da mesa de exames.

A única medida que ultrapassa os limites anuais é a do tórax do médico 1 na mesa vertical. As outras, quando comparadas aos limites anuais não ultrapassam o limite preconizado.

As taxas de doses obtidas para a fluoroscopia na câmara de ionização para a mesa horizontal e vertical, respectivamente foram 0,786 e 1,297 $\mu\text{Sv/s}$. Estas estão abaixo do que foi encontrado por Arbque em 2006, de 39,0 $\mu\text{Sv/s}$, em um intensificador de imagens. Para as grafias foram encontrados 5,22 μSv e 9,43 μSv , por imagem, bem abaixo também dos 350 μSv por imagem encontrado pelo autor.

A dose efetiva anual encontrada por Sousa e Lança em 2013, por técnico de

radiologia de 0,28 mSv para a radiologia convencional, 1,30 mili-sievert (mSv) para os exames contrastados e 3,08 mSv para a radiologia intervencionista, sobre o avental, e 0,513 mSv sob o avental. Está bem abaixo do que encontramos quando projetamos as doses verificadas para um ano, considerando uma média de 368 exames por ano. Neste caso sobre o tórax foram estimados 38,7 mSv e 65,1 mSv para a mesa horizontal e vertical respectivamente. Estes dados porém estão bem acima dos encontrados por Oliveira et al (2003), no setor de hemodinâmica, de 3,84 mSv anuais. Estão acima também os dados estimado por Silva (,2011), de 15,84 mSv anuais para os médicos cardiologistas, acima do avental plumbífero.

Comparando o estudo de Silva LP et al, em 2008, onde avaliou a exposição dos médicos em cardiologia intervencionista e verificou que a dose equivalente dos profissionais em cristalino 0,52 Sv considerando 1500 procedimentos por ano. Em um ano estimamos para o médico 1 com a mesa na vertical o máximo de 50,4 mSv, considerando 368 exames em um ano. Porém, se considerarmos os mesmos 1500 exames poderíamos neste ponto chegar à 129,05 Sv.

À respeito da dose recebida nas extremidades, encontramos como resultado para a dose anual os valores médios para o médico 1 de 16,8 mSv e 39,6 mSv, para a mesa horizontal e vertical, respectivamente. Comparando com o trabalho de Pinto et al, de 2008, na radiologia intervencionista, chegou á 76,43 mSv

Alonso, 2005, estimou a dose de seis profissionais da hemodinâmica, sendo que a média entre elas resultou em 37,4 mSv anuais, que condiz com as doses médias encontradas entre as situações dos experimento, entre as diferentes posições dos médicos e das mesas, de 37,5 mSv.

Observamos uma grande vantagem em realizar as exposições com a mesa na horizontal, ou seja, o paciente em decúbito. A posição ortostática, normalmente usada na fase miccional do exame para maior conforto do paciente resulta na maior exposição dos trabalhadores. A fase miccional pode ser feita em decúbito e em alguns casos é necessária, como por exemplo, em pacientes paraplégicos. Como a movimentação da mesa é automática a implementação desta ação pode ser facilmente empregada e resultará em uma grande redução de dose para os trabalhadores.

O uso de vestimentas de proteção plumbíferas é imprescindível para a realização de qualquer forma de exposição durante exames radiológicos (Soares,

2011), pois pode reduzir de 60 a 95% da dose recebida de radiação. O afastamento do feixe primário também funciona como uma forma de proteção radiológica devido ao decaimento da intensidade da radiação ao inverso do quadrado da distância. Como pudemos observar no levantamento, o espalhador que estava posicionado mais próximo ao feixe primário obteve uma dose maior que o dobro do segundo espalhador.

Por mais que esta traga facilidade no serviço de radiologia, principalmente para pacientes em situações mais delicadas, verificando o posicionamento adequado antes de se radiografar, um uso menor da função de fluoroscopia deve ser preconizado. O posicionamento pode ser verificado através de pontos de referência superficiais no paciente, por exemplo.

Durante a revisão da literatura verificou-se a inexistência de artigos que se enquadrassem perfeitamente no molde deste estudo. Porém, foram encontrados diversos estudos sobre a exposição ocupacional a radiações ionizantes. Estes concentram-se, principalmente, nas doses recebidas pelos profissionais pela utilização de equipamentos de fluoroscopia. Todos, afirmam que esta a função requer maior atenção em termos de exposição individual pela ocorrência de doses efetivas e equivalentes (cristalino e extremidades) mais elevadas.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os valores levantados estão dentro dos limites preconizados, porém, podem ser diminuídos com pequenas mudanças na rotina de serviço, como redução do tempo de exposição, mudanças no posicionamento da mesa e aumento da distancia, pelo trabalhador, da fonte e do paciente. Vale ressaltar que o uso dos equipamentos de proteção radiológica, como aventais e protetores de tireoide, óculos e luvas plumbíferas poderiam diminuir significativamente a dose equivalente recebida pelos órgãos sensíveis, como cristalino e tireoide, além de reduzir a dose nas extremidades, observando os princípios de proteção radiológica.

Considerando que a maior dose foi verificada na altura do tórax do profissional que fica mais próximo ao paciente, devemos sugerir outras medidas de contenção e acompanhamento do mesmo, para que haja redução nesta medida.

Treinamento com base nestes resultados e o comprometimento da equipe com vistas na proteção radiológica são fundamentais para a melhoria do serviço e redução da dose nos trabalhadores.

A quantificação da dose de radiação em um determinado exame é tarefa relevante, pois existe a oportunidade de definir o real nível de exposição produzido pela prática diária. e, se corrigir os parâmetros técnicos em que as doses se mostraram eventualmente elevadas. A mudança na prática requer colaboração e mudança de hábitos, como a diminuição da utilização da observação pela fluoroscopia, considerando a dose que fornecerá ao paciente.

No seguimento deste trabalho, para poder tirar conclusões mais precisas, sugere-se como proposta futura a realização de um estudo semelhante, realizado em diversos exames contrastados na radiologia, realizando a dosimetria in vivo nos na própria rotina de trabalho.

REFERÊNCIAS

ARBIQUE, Gary M. et al. Radiation exposure during standing voiding cystourethrography in women. *Urology*, v. 67, n. 2, p. 269-274, 2006. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090429505012100>

BACELAR, A. et al. Mapeamento de curvas de isoexposição para avaliação de equivalente de dose ambiente para equipamentos móveis de radiodiagnóstico. In: II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica. Recife, PE, Brasil. 2011. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/42/081/42081725.pdf

BATISTA, Bernardo José Braga. Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia. 2011. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

BELANGER, Barry; BOUDRY, John. Management of pediatric radiation dose using GE fluoroscopic equipment. *Pediatric radiology*, v. 36, n. 2, p. 204-211, 2006. <http://link.springer.com/article/10.1007/s00247-006-0228-9>

BONTRAGER K; Lampignano JP. Tratamento e Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada. 7a Ed. Rio De Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2010.

BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN – NN 3.01 de 2005.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453 – PORTARIA, M. S. SVS nº 453, de 01 de junho de 1998. ANVISA, 1998.

CNEN-NN, 3.01 – “DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA”. Setembro de, p. 13, 2011.

_____. Resolução 102/2011 – Posição Regulatória CNEN 3.01/002 – Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica. Acesso em: 07/06/2015.

_____. Resolução CNEN 10/2004 – CNEN-NE-3.05 – Requisitos <<http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/mostra-norma.asp?op=305>>. Acesso

BUSH, W.H., Jones, D., Brannen, G.E., 1985. Radiation Dose to Personnel during Percutaneous Renal Calculus Removal. *Am. J. Roentgenol.* 145, 1261-1264.

BUSHONG, Stewart. Ciência Radiológica Para Tecnólogos. Elsevier Brasil, 2010.

CARROLL, Quinn B. Practical Radiographic Imaging (8th Ed.). Charles C Thomas Publisher, 2007

CASSOLA V F; DE MELO LIMA V J, KRAMER R e KHOURY H J, FASH and MASH: Female and Male Adult human phantoms based on polygon meSH surfaces. Part I: Development of the anatomy, *Phys Med Biol* 55(2010) 133-162 e Cassola V F, Kramer R

and Khoury H J, Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection, *Phys Med Biol* (2010) 55 4399-4430.

CEJAS, Claudia. Historia del Hospital Francs de Buenos Aires. *Rev. argent. radiol.* [online]. 2011, vol.75, n.4, pp. 345-351. ISSN 1852-9992

CHATEIL, J. F. et al. Mesure pratique de l'irradiation en radiopédiatrie: utilisation du produit dose surface en fluorographie numérique et pour les radiographies pulmonaires néonatales. *Journal de Radiologie*, v. 85, n. 5, p. 619-625, 2004. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S022103630497638X>

CHIDA, Koichi et al. Occupational dose in interventional radiology procedures. *American Journal of Roentgenology*, v. 200, n. 1, p. 138-141, 2013. <http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.11.8455>

CIRAJ-BJELAC, O. et al. Couch side fluoroscopy: dose levels to medical staff. 2005. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/41/123/41123736.pdf

COHEN, M. D. Can we use pulsed fluoroscopy to decrease the radiation dose during video fluoroscopic feeding studies in children?. *Clinical radiology*, v. 64, n. 1, p. 70-73, 2009. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0009926008003309>

COHEN, Mervyn D. Optimizing the use of pulsed fluoroscopy to reduce radiation exposure to children. *Journal of the American College of Radiology*, v. 5, n. 3, p. 205-209, 2008. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2007.09.014>

COSTA, Milton Melciades Barbosa; NOVA, João Luiz Leocadio da and CANEVARO, Lucía Viviana. Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos exames videofluoroscópicos. *Radiol Bras* [online]. 2009, vol.42, n.6, pp. 379-387. ISSN 1678-7099. <http://www.scielo.br/pdf/rb/v42n6/v42n6a12.pdf>

CRCPD. Conference of Radiation Control Directors, Inc. Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose, a four page handout, Pub. E-10-8, is also available from CRCPD. <http://www.crcpd.org/Pubs/WhitePaper-MonitoringAndTrackingFluoroDose-PubE-10-7.pdf>

DA SILVA, Amanda Juliene. Avaliação da dose ocupacional oriunda dos procedimentos especiais guiados por fluoroscopia: cateterismo cardíaco. Diss. Universidade de São Paulo, 2011

DONG, Kyung-Rae et al. Study on the angular dependence of personal exposure dosimeter—Focus on thermoluminescent dosimeter and photoluminescent dosimeter. *Annals of Nuclear Energy*, v. 38, n. 2, p. 383-388, 2011. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306454910003579>

EFSTATHOPOULOS, E. P. et al. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. 2014. <http://www.birpublications.org/doi/full/10.1259/bjr/83222759>

ELKOUSHY, Mohamed A.; SHAHROUR, Walid; ANDONIAN, Sero. Pulsed fluoroscopy in ureteroscopy and percutaneous nephrolithotomy. *Urology*, v. 79, n. 6, p. 1230-1235, 2012. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090429512000659>

FERRAZ, M. S. A.; MÜHLEN, S. S. A Dose Ocupacional ea Fluoroscopia Pulsada no Cateterismo Cardíaco. In: V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p. 260-263.

FLACH, Barbara et al. Low dose tomographic fluoroscopy: 4D intervention guidance with running prior. *Medical physics*, v. 40, n. 10, p. 101909, 2013. [<http://dx.doi.org/10.1118/1.4819826>]

FREDERICK-DYER, Katherine C. et al. Online training on the safe use of fluoroscopy can result in a significant decrease in patient dose. *Academic radiology*, v. 20, n. 10, p. 1272-1277, 2013. <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2013.07.008>

HOFF, Gabriela et al . Ferramenta computacional para avaliação de kerma no ar em aplicações de radioproteção em áreas de internação de pacientes: proposição de um método simples para avaliação experimental. *Radiol Bras*, São Paulo , v. 45, n. 2, p. 71-81, Apr. 2012

HOFF, Gabriela et al. Mapeamento de curvas de isoexposição geradas por equipamentos de radiodiagnóstico móveis convencionais e dose em pacientes hospitalizados. In: II Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica. Recife, PE, Brasil. 2011. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/42/081/42081646.pdf

HSI, Ryan S. et al. Effective and organ specific radiation doses from videourodynamics in children. *The Journal of urology*, v. 190, n. 4, p. 1364-1370, 2013. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022534713043607>

ICRP (International Commission on Radiological Protection). *Radiological Protection*,. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. *Ann.*, v. 37, n. 2.4, p. 2, 2007.

ICRP (International Commission on Radiological Protection). *Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department*. ICRP Publication 117, *Ann. ICRP* 40(6).

LA SALVIA, João Caron; MORAES, Pablo Reis de; AMMAR, Tiago Yossef and SCHWARTSMANN, Carlos Roberto. Tempo de radiação emitida por fluoroscopia em cirurgias ortopédicas. *Rev. bras. ortop.* [online]. 2011, vol.46, n.2, pp. 136-138. ISSN 0102-3616. <http://www.scielo.br/pdf/rbort/v46n2/a03v46n2.pdf>

LAKOWICZ, Joseph R, *Principles of fluorescence spectroscopy*, 3ª edição, Springer, 2009.

LEYTON, Fernando et al. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. *Rev. Bras. Cardiol. Invasiva* [online]. 2014, vol.22, n.1, pp. 87-98. ISSN 2179-8397. <http://www.scielo.br/pdf/rbci/v22n1/0104-1843-rbci-22-01-0087.pdf>

LINS L, GOMES L, GOMES L, TRINDADE M, DIAS L, BRAGANÇA R, PIMENTEL R. Efeitos de baixas doses de radiação-X no desenvolvimento do sistema nervoso central: estudo experimental em ratos. *Radiol Bras.* 2008;41(1):45–47.

LIVINGSTONE, Roshan S.; EAPEN, Anu; CHIRAMEL, G. K. Radiation dose to paediatric patients undergoing fluoroscopic examinations performed using digital imaging system. *Radiography*, v. 14, n. 1, p. 17-23, 2008. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1078817406000848>

LOPES, Cintya C. B.; JAMIL KHOURY, Helen Orientador. Avaliação de dose em procedimentos especiais de fluoroscopia: histerossalpingografia e dacriocistografia. 2006. <http://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/9940>

MARTINS, C; PAULA, V. de. Doses De Exposição À Radiação Em Pacientes Submetidos A Exames De Fluoroscopia Disc. *Scientia. Série: Ciências Naturais E Tecnológicas*, S. Maria, V. 12, N. 1, P. 77-88, 2011.

NICHOLSON RA, THORNTON A, AKPAN M. Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy using added filtration. *Br J Radiol.* 1995;68:296–300. <http://dx.doi.org/10.1259/0007-1285-68-807-296>

OLIVEIRA, Sergio Ricardo de; AZEVEDO, Ana Cecília Pedrosa de and CARVALHO, Antonio Carlos Pires. Elaboração de um programa de monitoração ocupacional em radiologia para o Hospital Universitário Clementino Fraga Filho. *Radiol Bras [online]*. 2003, vol.36, n.1, pp. 27-34. ISSN 1678-7099. <http://www.scielo.br/pdf/rb/v36n1/15168.pdf>

PALÁCIO, Evandro Pereira et al. Exposição da equipe cirúrgica à radiação ionizante durante procedimentos cirúrgicos ortopédicos. *rev bras ortop*, v. 49, n. 3, p. 227-232, 2014.

PARIZOTI, Alexandre. Otimização de imagens e proteção radiológica em fluoroscopia. 2008. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2008. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-16072008-114028/>>. Acesso em: 2015-04-17.

PARIZOTI, Alexandre; NETTO, Thomaz Ghilardi. Estudo de otimização de imagens em fluoroscopia intervencionista. *Radiol Bras*, v. 42, p. 375-8, 2009. <http://www.scielo.br/pdf/rb/v42n6/v42n6a11.pdf>

PAZIK, Frank D. et al. Organ and effective doses in newborns and infants undergoing voiding cystourethrograms (VCUG): A comparison of stylized and tomographic phantoms. *Medical physics*, v. 34, n. 1, p. 294-306, 2007. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2402329>

PINTO I, SCHIAPPA J, PARAFITA R, CARVOEIRAS P, MARTINS B, TRINDADE H, et al. Avaliação da exposição radiológica dos profissionais de saúde [Health professionals radiological exposure evaluation] *Medical Consult*; 2008 [cited 2013 Jan 30]. Available from: http://www.medicalconsult.pt/useruploads/files/avaliacaoexposicaoradiologicaprofissionais_saudespocr.pdf.

PODGORSK, E. B; editor. sponsored by IAEA, et al. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005

ROUTH, Jonathan C. et al. Economic and radiation costs of initial imaging approaches after a child's first febrile urinary tract infection. *Clinical pediatrics*, v. 51, n. 1, p. 23-30, 2012. <http://cpj.sagepub.com/content/51/1/23.short>

SCREMIN, Silvia C. Gusso; SCHELIN, Hugo R. and TILLY JR., João G.. Avaliação da exposição ocupacional em procedimentos de hemodinâmica. *Radiol Bras* [online]. 2006, vol.39, n.2, pp. 123-126. ISSN 1678-7099.

SILVA LP, MAURÍCIO CLP, CANEVARO LV, OLIVEIRA PS. Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. *Radiol Bras*. 2008;41(5):319–323. <http://www.scielo.br/pdf/rb/v41n5/v41n5a10.pdf>

SOUSA, Vera; LANÇA, Luís. Avaliação da dose efetiva recebida pelo técnico de radiologia no contexto ocupacional. 2013. <http://repositorio.ipl.pt/handle/10400.21/2863>

STRATTON, Kelly L. et al. Implications of ionizing radiation in the pediatric urology patient. *The Journal of urology*, v. 183, n. 6, p. 2137-2142, 2010. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022534710026522>

STRAUSS, Keith J.; KASTE, Sue C. The ALARA (As Low As Reasonably Achievable) Concept in Pediatric Interventional and Fluoroscopic Imaging: Striving to Keep Radiation Doses as Low as Possible during Fluoroscopy of Pediatric Patients—A White Paper Executive Summary 1. *Radiology*, v. 240, n. 3, p. 621-622, 2006. <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiol.2403060698>

TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., DI PRINZIO, A.R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro. 2003. Disponível em: <www.cnen.gov.br> Acesso em: 11 jul. 2015.

TILLY Jr, João Gilberto. Física radiológica. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan : Ed. LAB, 2010.

TRAVASSOS, Leonardo Vieira et al. Avaliação das doses de radiação em uretrocistografia miccional de crianças. *Radiol Bras*, v. 42, p. 21-5, 2009. <http://www.scielo.br/pdf/rb/v42n1/06.pdf>

WARD, Valerie L. et al. Pediatric Radiation Exposure and Effective Dose Reduction during Voiding Cystourethrography 1. *Radiology*, v. 249, n. 3, p. 1002-1009, 2008. <http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.2492062066>

YAKOUMAKIS, E. et al. Verification of radiation dose calculations during paediatric cystourethrography examinations using MCNP5 and PCXMC 2.0 Monte Carlo codes. *Radiation protection dosimetry*, v. 157, n. 3, p. 355-362, 2013. <http://rpd.oxfordjournals.org/content/157/3/355.short>