

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

FRANCIELI ZEFERINO SEVERO

**AVALIAÇÃO DA DOSE EQUIVALENTE NAS MÃOS DE  
PROFISSIONAIS QUE ACOMPANHAM EXAMES PEDIÁTRICOS DE  
URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2016

FRANCIELI ZEFERINO SEVERO

**AVALIAÇÃO DA DOSE EQUIVALENTE NAS MÃOS DE  
PROFISSIONAIS QUE ACOMPANHAM EXAMES PEDIÁTRICOS DE  
URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso, ao Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Departamento de Física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), como requisito parcial para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Danielle Filipov

CURITIBA

2016



**FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO**

**“Avaliação da dose equivalente nas mãos de profissionais que acompanham exames pediátricos de uretrocistografia miccional”**

por

**Francieli Zeferino Severo**

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 16h00min do dia 28 de novembro de 2016. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 198**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

---

**Profa. Danielle Filipov, Dra**  
**UTFPR. Presidente**

---

**Profa. Carla Roberta de Barros**  
**Rodrigues Dias, Dra. UTFPR**

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**UTFPR**

**Visto:**

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**Coordenador de TCC do CSTR**

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por estar sempre guiando meu coração e iluminando meus passos. Sem Ele nada seria possível.

Dedico este trabalho aos meus pais Gerson e Cleci, ao meu irmão Álisson, aos familiares que mesmo distantes se fizeram presentes e aos verdadeiros amigos, em especial Michel, Déia, Jad, Thaísa, Rê, Andri e Téfi por estarem sempre ao meu lado, dando o apoio e a motivação necessária para me manter forte, fazendo com que eu não desistisse dos meus objetivos, principalmente nos momentos mais difíceis.

A todos os professores do curso de Tecnologia em Radiologia da UTFPR, por todo conhecimento compartilhado e que foram tão importantes na minha formação acadêmica. Agradeço especialmente a minha orientadora Dr.<sup>a</sup> Daniele Fillipov, pela paciência, orientação, apoio e confiança, essenciais para a realização deste trabalho. Agradeço também ao Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Carla Roberta de Barros Rodrigues Dias por aceitarem fazer parte da banca examinadora e contribuírem para o enriquecimento deste trabalho.

Agradeço aos profissionais que tive a oportunidade de conhecer ao longo do curso e que contribuíram de diversas maneiras para minha formação tanto acadêmica quanto pessoal.

A todos que de alguma forma estiveram torcendo por mim, que acreditaram no meu potencial e que contribuíram para a concretização de mais uma conquista na minha vida deixo meus sinceros agradecimentos e a seguinte mensagem: “Eu tentei 99 vezes e falhei, mas na centésima tentativa eu consegui. Nunca desista de seus objetivos mesmo que esses pareçam impossíveis, a próxima tentativa pode ser a vitoriosa.” - Albert Einstein.

## RESUMO

SEVERO, Francieli Z. Avaliação da dose equivalente nas mãos de profissionais que acompanham exames pediátricos de uretrocistografia miccional. 2016. 51 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso Superior de Tecnologia em Radiologia) Departamento de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

Procedimentos que utilizam a fluoroscopia como ferramenta para o diagnóstico estão associados a altas taxas de dose, exigindo que os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) apliquem as técnicas de proteção radiológica de maneira eficiente, especialmente quando envolvem a permanência do profissional dentro da sala de exames, seja para imobilizar o paciente ou administrar um meio de contraste. Este é o caso da Uretrocistografia Micional (UCM), exame contrastado no qual as mãos dos profissionais ficam próximas ao feixe primário de radiação durante o procedimento, fator que requer atenção, visando minimizar os riscos associados à prática. O objetivo do presente trabalho foi estimar a dose equivalente nas mãos dos profissionais que acompanham os exames de UCM pediátrica, no intuito de confrontar tais resultados com as normas vigentes e demais estudos publicados, a fim de assegurar que os IOEs não excedam os níveis aceitáveis de dose. O estudo foi realizado em um hospital pediátrico localizado na cidade de Curitiba, onde *phantoms* humanoides foram utilizados na simulação dos pacientes pediátricos. O levantamento dosimétrico foi feito com o auxílio de uma câmara de ionização de placas paralelas posicionada no local onde comumente permanecem as mãos dos profissionais durante o exame. Como resultado, foram obtidos os seguintes valores estimados de dose equivalente entregue anualmente aos dois profissionais que acompanham o exame: 730 mSv e 210 mSv, valores respectivos para o profissional que permanece mais próximo e mais distante do feixe primário de radiação. A dose recebida pelo profissional posicionado a 15 cm do feixe primário ultrapassa o valor de 500 mSv anuais recomendados como limite de dose para extremidades pela ICRP-103 e pela norma 3.01 da CNEN, o que representa um risco ao indivíduo ocupacionalmente exposto. Visando minimizar tais riscos, sugerimos que medidas de proteção radiológica fossem aplicadas, dentre elas o uso de luvas plumbíferas, o aumento na distância entre o paciente e o profissional, a redução no tempo de exposição e a realização de cursos de reciclagem que visem aprimorar os conhecimentos dos IOEs quanto às técnicas de proteção radiológica.

**Palavras-chave:** UCM. Dose Equivalente. Mãos. Exposição Ocupacional. Proteção Radiológica.

## ABSTRACT

SEVERO, Francieli Z. Evaluation of the equivalent dose on the hands of professionals that accompany pediatric examinations of voiding cystourethrography. 2016. 51 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso Superior de Tecnologia em Radiologia) Departamento de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

Procedures employing fluoroscopy as a tool to the diagnosis are associated with high dose exposure rates, requiring occupationally exposed individuals to apply radiological protection techniques effectively, especially when they involve the professional permanence inside the examination room, whether to immobilize the patient or to inject the contrast agent. This applies to Voiding Cystourethrography (VCUG), a contrasted examination in which the hands of the professionals rest close to the primary radiation beam during the procedure, factor that requires attention, in order to minimize the risks associated with this practice. The aim of the present work was to estimate the equivalent dose on the hands of the professionals accompanying the examinations of pediatric VCUG, in order to confront those results with the standards and other published studies, to ensure that occupationally exposed individuals do not exceed the acceptable dose levels. The study was conducted in a Pediatric Hospital located in Curitiba city, where humanoid *phantoms* were used to simulate the pediatric patients. The dosimetric assessment was performed with the assistance of a parallel plate ionization chamber positioned where usually the hands of the professionals rest during the examination. As a result, the following obtained values of equivalent dose delivered to both professionals accompanying the examination were: 730 mSv and 210 mSv, respective values for the professional resting close and far from the primary radiation beam. The dose received by the professional positioned 15 cm from the primary beam exceeds the annual 500 mSv recommended dose limit value from ICRP-103 and CNEN standard 3.01, which represents a risk to the occupationally exposed individual. With a view to minimizing these risks, we suggest the application of radiological protection measures, such as the wearing of lead gloves, an increase in the distance between the patient and the professional, reducing exposure time and realization of refresher courses that improve the occupationally exposed individuals knowledge of radiological protection techniques.

**Keywords:** Voiding Cystourethrography. Equivalent Dose. Hands. Occupational Exposure. Radiological Protection.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Tubo intensificador de imagens. ....	19
Figura 2: Regiões de funcionamento dos detectores a gás. ....	36
Figura 3: Equipamento fluoroscópico marca PHILIPS, modelo DIAGNOST 93. ....	39
Figura 4: Eletrômetro e câmara de ionização de placas paralelas. ....	39
Figura 5: Manequins utilizados como <i>phantoms</i> humanoides ....	40
Figura 6: Simulação do posicionamento do profissional 1 e do profissional 2 ....	42

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limites de doses anuais recomendados pela ICRP-103 (2007) e pela NN-3.01 CNEN (2005).....	24
Tabela 2: Fatores de ponderação ( $W_R$ ) recomendados pela ICRP-60 (1990) para os diferentes tipos de radiação .....	32
Tabela 3: Fatores de ponderação ( $W_T$ ) para tecidos e órgãos (ICRP-103).....	33
Tabela 4: Simulação 1 (faixa etária de 1,5 a 3 anos) .....	41
Tabela 5: Simulação 2 (faixa etária de 3 a 8 anos) .....	41
Tabela 6: Simulação 3 ( faixa etária de 8 a 10 anos) .....	41
Tabela 7: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o <i>phantom</i> 1 .....	43
Tabela 8: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o <i>phantom</i> 2 .....	43
Tabela 9: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o <i>phantom</i> 3 .....	44
Tabela 10: Estimativas de doses equivalentes entregues aos profissionais .....	44

## LISTA DE ABREVIATURAS

°C	Graus Celsius
ALARA	As low as reasonably achievable
CCD	Dispositivo de carga acoplada
Cm	Centímetro
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CsI	Iodeto de Césio
EPI	Equipamentos de proteção individual
Gy	Gray
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas das Radiações
ITU	Infecção do trato urinário
kVp	Quilovoltagem de pico
LET	Transferência linear de energia
LiF	Fluoreto de Lítio
mAs	Miliampère por segundo
MeV	Mega elétron-Volt
mGy	Miligray
Min	Minuto
mm	Milímetro
mSv	Milisievert
RVU	Refluxo vesicoureteral
SI	Sistema internacional
TLD	Dosímetros termoluminescentes
UCG	Uretrocistografia
UCM	Uretrocistografia miccional
µGy	Microgray

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	11
2 OBJETIVOS .....	13
2.1 OBJETIVO GERAL .....	13
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	13
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	14
4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	16
4.1 FLUOROSCOPIA .....	16
4.1.1 Componentes do tubo intensificador .....	16
4.1.2 Modos de operação do equipamento .....	19
4.2 URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL (UCM).....	20
4.3 TIPOS DE EXPOSIÇÕES ÀS RADIAÇÕES IONIZANTES .....	21
4.3.1 Exposição ocupacional.....	21
4.3.2 Exposição médica .....	22
4.3.3 Exposição pública .....	22
4.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA .....	22
4.4.1 Princípio da justificação.....	23
4.4.2 Princípio da otimização .....	23
4.4.3 Princípio da limitação da dose individual.....	24
4.5 CUIDADOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA .....	24
4.5.1 Tempo .....	25
4.5.2 Distância.....	25
4.5.3 Blindagem .....	25
4.5.4 Proteção radiológica em exames de fluoroscopia .....	26
4.6 GRANDEZAS E UNIDADES RADIOLÓGICAS .....	27
4.6.1 Grandezas físicas dosimétricas.....	27
4.6.1.1 Exposição, X .....	28
4.6.1.2 Dose absorvida, D .....	29
4.6.1.3 Kerma, K .....	29
4.6.2 Grandezas de proteção .....	31
4.6.2.1 Dose equivalente, HT .....	31
4.6.2.2 Dose efetiva, E .....	32
4.7 DETECTORES.....	33

4.7.1 Tipos de detectores .....	34
4.7.2 Detectores a gás .....	34
4.7.2.1 Regiões de operação dos detectores a gás .....	36
4.7.3 Câmara de ionização.....	37
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	43
7 CONCLUSÃO.....	48
REFERÊNCIAS.....	49

## 1 INTRODUÇÃO

A infecção do trato urinário é o segundo tipo de infecção mais relatada na pediatria (BLICKMAN, 1999), frequentemente decorrente do refluxo vesicoureteral (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010). O exame mais indicado neste caso é a uretrocistografia miccional (UCM), sendo este um estudo dinâmico, comumente realizado em um equipamento fluoroscópico que permite a visualização das estruturas anatômicas em tempo real (BLICKMAN, 1999).

Pacientes pediátricos são pouco colaborativos e com frequência é necessário que os profissionais permaneçam dentro da sala de exames para que o posicionamento correto seja mantido durante o procedimento. A UCM é um exame radiológico contrastado que exige a permanência de pelo menos dois profissionais dentro da sala, sendo um responsável pela imobilização da criança e o outro pela instilação do meio de contraste (BARONI; ROCHA; TILLY, 2014). Nestes casos, as mãos dos profissionais são os órgãos que ficam mais próximos do campo de entrada do feixe primário no paciente, local onde ocorre maior espalhamento da radiação (DANCE *et al.*, 2014).

A fluoroscopia é um procedimento radiológico que envolve longos tempos de exposição e elevadas taxas de dose, expondo tanto os pacientes quanto os profissionais a altos índices de radiação (HALL; GIACCIA, 2006). A dose ocupacional decorrente deste tipo de procedimento pode ser elevada, considerando que a equipe de trabalho fica exposta à radiação secundária (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010), maior causadora das exposições ocupacionais (BUSHONG, 2008).

Durante os procedimentos fluoroscópicos, os profissionais que permanecem dentro da sala de exames são submetidos a uma parte da dose total, o que requer que as normas de proteção radiológica sejam cumpridas a fim de evitar a ocorrência de efeitos deletérios. Dessa maneira, durante as exposições é obrigatório o uso dos equipamentos de proteção individual (EPIs) confeccionados com material plumbífero, que visam barrar a radiação (BUSHONG, 2008). Quando usados corretamente, os EPIs apresentam um índice de atenuação da radiação espalhada em torno de 90% (DANCE *et al.*, 2014).

Partindo da premissa de que todo tecido apresenta o risco de desenvolver danos biológicos consequentes da radiação, independente da dose incidente (TAUHATA *et al.*, 2003), é de suma importância, no que tange os princípios da proteção radiológica, estimar os níveis de dose às quais os profissionais são expostos pois o conhecimento destas doses permite que as atividades que envolvem as radiações ionizantes sejam otimizadas, de forma a mantê-las tão baixas quanto possível, minimizando, desta forma, a ocorrência dos possíveis danos associados às exposições (DANCE *et al.*, 2014).

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a dose equivalente nas mãos dos profissionais durante a realização do exame de Uretrocistografia Miccional em pacientes pediátricos em um hospital situado na cidade de Curitiba.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Primeiramente, estimar por meio do uso de uma câmara de ionização de placas paralelas o valor de dose equivalente por exame e o valor de dose equivalente anual que os indivíduos ocupacionalmente expostos recebem nas mãos durante a realização do exame acima especificado.

Em segundo lugar, comparar os valores obtidos no presente estudo com os resultados de outros estudos e com a legislação vigente, para que seja verificado se os limites de dose estão sendo respeitados.

Por último, sugerir medidas que visem à redução das doses ocupacionais caso os resultados obtidos apontem tal necessidade.

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A uretrocistografia miccional (UCM) é um exame frequentemente requisitado em pediatria por ser um meio eficaz de detectar disfunções na bexiga e uretra, bem como auxiliar na visualização do refluxo vesicoureteral (BLICKMAN, 1999). Apesar de ser uma prática comum, existem poucos estudos em torno da exposição ocupacional sofrida pelos profissionais, o que é uma preocupação, considerando os possíveis efeitos biológicos que podem ocorrer em consequência da radiação espalhada pelos exames de UCM em pacientes pediátricos.

Procedimentos fluoroscópicos são responsáveis por elevadas doses ocupacionais devido ao espalhamento da radiação que é maior próximo ao paciente (BUSHONG, 2008). Em seu estudo, Silva (2011) realizou um levantamento das doses ocupacionais dos profissionais que atuam em procedimentos de cardiologia intervencionista. Os monitoramentos foram realizados com o auxílio de um dosímetro TL do tipo pulseira durante quatro meses e demonstraram as seguintes doses equivalentes para as mãos dos profissionais: 0,26 mSv/procedimento e 0,60 mSv/procedimento, respectivamente para os procedimentos de cateterismo cardíaco e angioplastia.

A norma CNEN-NN-3.01 estabelece limites anuais de dose equivalente para a exposição dos trabalhadores e indivíduos do público. Em seu estudo, Baroni, Rocha e Tilly (2014) realizaram um levantamento dosimétrico com o auxílio de uma câmara de ionização e de dosímetros termoluminescentes, visando estimar a taxa de dose entregue aos profissionais que permanecem dentro da sala durante o procedimento de uretrocistografia (UCG) em pacientes adultos através da simulação da rotina de, em média, 28 exames por mês. Como resultado, o maior valor encontrado para dose equivalente foi 0,56 mSv, chegando a 6,84 mSv anuais.

Coakley, Ratcliffe e Masel (1997), em um estudo semelhante, obtiveram resultados que apontam que os exames fluoroscópicos em pacientes pediátricos entregam uma baixa dose nos profissionais que permanecem dentro da sala de exames para imobilizar e manter o posicionamento do paciente durante o procedimento. Neste estudo, a mensuração de doses ocorreu durante quatro semanas com o auxílio de dosímetros termoluminescentes e os resultados indicaram

que a doses equivalentes estimadas nas mãos dos profissionais variou de 0,04 a 0,21 mSv por semana, valores que o autor considerou pouco significativos quando comparados com as doses entregues aos profissionais que executam procedimentos intervencionistas.

Os princípios fundamentais da proteção radiológica visam manter a segurança dos profissionais e demais indivíduos expostos, minimizando os riscos associados às radiações ionizantes através da justificação da prática, da limitação da dose individual e da otimização da proteção radiológica (TAUHATA *et al.*, 2003).

De acordo com o estudo de Baroni, Rocha e Tilly (2014), é possível reduzir significativamente a taxa de exposição do profissional durante a UCG aumentando a distância entre o profissional e o paciente. Em sua pesquisa, o objeto simulador um, mantido a 60 cm de distância, recebeu uma dose maior que o dobro da recebida pelo objeto simulador dois, mantido a 100 cm do feixe primário.

Já o estudo comparativo de Souza Junior e Batista (2013) demonstrou que o uso de blindagens pelos profissionais durante a UCG é capaz de barrar 85,38% da radiação secundária, em relação à prática sem o uso do equipamento de segurança. O levantamento dosimétrico utilizou uma câmara de ionização de placas paralelas posicionada a 20-25 cm do feixe primário, local onde comumente ficam as mãos dos profissionais. Como resultados foram encontrados os seguintes valores de dose: 0,69 mSv e 4,72 mSv, que indicam, respectivamente, o uso e o não uso de blindagem plumbífera, ressaltando a importância do uso de EPIs durante a prática.

## 4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 4.1 FLUOROSCOPIA

Em 1896 o americano Thomas Edison inventou a fluoroscopia: método de imagiologia médica que utiliza raios X para obter imagens em tempo real das estruturas anatômicas do corpo, possibilitando a realização de estudos dinâmicos (BUSHONG, 2008). O receptor de imagem, também chamado de intensificador de imagem, é o principal componente que diferencia os equipamentos radiográficos dos fluoroscópicos (DANCE *et al.*, 2014).

Durante a fluoroscopia é possível registrar detalhes importantes ou melhorar a definição de uma região anatômica específica através da aquisição de imagens radiográficas. O chamado *spot film* é obtido sem interromper o estudo dinâmico (DANCE *et al.*, 2014; BUSHONG, 2008).

A região anatômica a ser estudada e os valores de tensão (kVp) e carga (mAs) aplicados são os fatores que determinam o brilho da imagem fluoroscópica. Valores altos de kVp e baixos de mAs são os mais utilizados (BUSHONG, 2008).

#### 4.1.1 Componentes do tubo intensificador

Nas técnicas iniciais da fluoroscopia, os raios X emergiam do paciente e incidiam diretamente em uma tela fluoroscópica. A tela receptora emitia luz em resposta à quantidade de energia depositada pelos raios X. As imagens eram analisadas pelo radiologista que ficava posicionado próximo da tela receptora, protegido apenas por uma placa de vidro plumbífero (HENDEE; RITENOUR, 2002).

As primeiras imagens eram escuras e demonstravam poucos detalhes, o que estimulou o desenvolvimento do tubo intensificador, sistema que possibilitou a otimização das imagens, tornando-as mais brilhantes e com melhor resolução

(HENDEE; RITENOUR, 2002). Os principais componentes de um intensificador de imagens são (BUSHBERG *et al.*, 2002 ; HENDEE; RITENOUR, 2002):

- Tubo de vidro a vácuo;
- Tela fluorescente de entrada;
- Fotocatodo;
- Lentes eletrostáticas;
- Anodo;
- Tela fluorescente de saída.

Ao incidirem no tubo, os raios X interagem com uma tela fluorescente — o fósforo de entrada — onde são absorvidos e convertidos em luz visível. O fósforo de entrada é formado por cristais de iodeto de céσιο (CsI) e emitem em média 2000 a 3000 fótons de luz para cada fóton de raios X absorvido. Esses fótons estimulam o fotocatodo (HENDEE; RITENOUR, 2002).

O fotocatodo é uma placa metálica unida diretamente ao fósforo de entrada, usualmente composta por antimônio e céσιο, e ao ser estimulado por luz visível emite elétrons através de um processo chamado de foto emissão. A quantidade de elétrons emitidos pelo fotocatodo depende da intensidade de luz absorvida (BUSHONG, 2008). A absorção de cerca de 100 fótons resulta na ejeção de 15 a 20 elétrons quando o fotocatodo apresenta sensibilidade espectral compatível com o comprimento de luz que é emitido pela tela (HENDEE; RITENOUR, 2002).

Os elétrons ganham energia cinética e são acelerados a partir do fotocatodo em direção ao anodo devido à diferença de potencial que é aplicada dentro do tubo intensificador. Durante esse trajeto, os elétrons são focalizados na direção do alvo de forma precisa através de diversas lentes eletrostáticas dispostas ao longo do tubo e ao atravessar um grande orifício presente no meio do anodo, são direcionados à tela de saída (HENDEE; RITENOUR, 2002).

Ao colidirem com o fósforo de saída os elétrons emitem fótons em quantidades que variam conforme a energia dos elétrons (HENDEE; RITENOUR, 2002). Esse método de obtenção de brilho é denominado ganho de fluxo (Equação 1), sendo esta a razão entre o número de fótons presentes no fósforo de saída e a quantidade de raios X incidentes no fósforo de entrada (BUSHONG, 2008).

$$\text{Ganho de fluxo} = \frac{\text{número de fótons de luz na saída}}{\text{número de fótons de raios X na entrada}} \quad (1)$$

A interação dos elétrons com o fósforo de saída resulta na produção de luz, onde cada fotoelétron incidente produz de 50 a 75 vezes mais fótons (BUSHONG, 2008). As emulsões da tela de saída e de entrada são semelhantes, porém os grânulos fluorescentes são menores na tela de saída (HENDEE; RITENOUR, 2002). O fósforo de saída usualmente é composto por sulfeto de cádmio e zinco dopado com prata (BUSHBERG *et al.*, 2002).

A imagem produzida no fósforo de entrada é reproduzida com minificação na tela de saída e esse processo recebe o nome de ganho de minificação. O fósforo de saída é muito menor que o fósforo de entrada (HENDEE; RITENOUR, 2002). Seu tamanho varia de 2,5 a 5 cm, enquanto que o tamanho do fósforo de entrada varia de 10 a 40 cm. A Equação 2 representa o ganho de minificação, que é obtido através do produto entre o diâmetro do fósforo de entrada e fósforo de saída (BUSHONG, 2008).

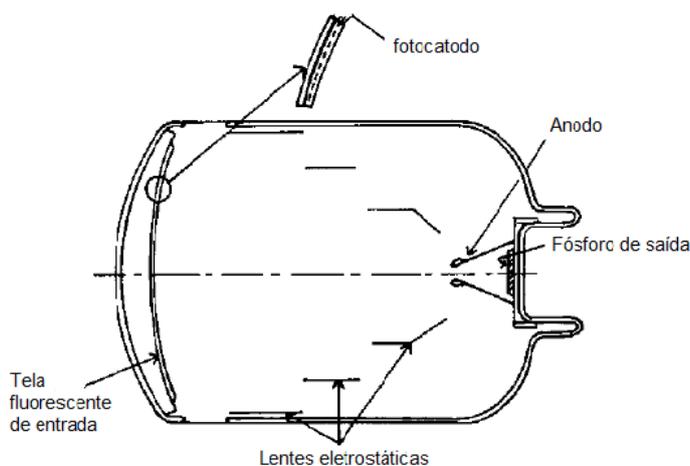
$$\text{Ganho de minificação} = \left( \frac{d_i}{d_0} \right)^2 \quad (2)$$

Através do produto do ganho de minificação pelo ganho de fluxo obtém-se o ganho de brilho, propriedade relacionada com a capacidade do intensificador em aumentar o nível de iluminação da imagem (BUSHONG, 2008).

No sistema de fluoroscopia convencional a luz emitida pelo fósforo de saída é convertida em sinal elétrico por uma câmera de vídeo que é acoplada na saída do tubo intensificador. O sinal é enviado para um monitor de televisão e reconstruído como uma imagem na tela da televisão (BUSHONG, 2008).

No sistema de fluoroscopia digital um dispositivo de carga acoplada (CCD) é utilizado no lugar da câmera. O CCD é conectado ao fósforo de saída do tubo intensificador através de fibras ópticas ou de um sistema de lentes. Seu componente sensível é uma camada de silício cristalino que ao ser iluminada converte a luz

incidente em carga elétrica, produzindo a imagem digital. O CCD apresenta maior sensibilidade e resposta estável à luz, menor ruído eletrônico e boa resolução de contraste quando comparado ao sistema convencional, fatores que podem significar menores doses no paciente (BUSHONG, 2008). A Figura 1 demonstra os componentes de um intensificador de imagens.



**Figura 1: Tubo intensificador de imagens.**  
Fonte: adaptado de HENDEE; RITENOUR, 2002.

#### 4.1.2 Modos de operação do equipamento

O sistema fluoroscópico possui dois modos de operação: um pulsado e um contínuo. No modo contínuo o feixe de raios X é emitido continuamente durante o procedimento, de maneira que a cada 33 milissegundos uma imagem é capturada, resultando em uma frequência de 30 imagens visualizadas por segundo. A corrente é determinada conforme a espessura do paciente e varia entre 0,5 mA e 4 mA. O tempo de captura das imagens é muito rápido, dessa forma quaisquer movimentos durante o exame podem contribuir para que a imagem fique desfocada e apresente distorção (BUSHBERG *et al.*, 2002).

No modo pulsado as imagens são formadas a partir da emissão de diversos pulsos de raios X de curta duração. Em comparação com o modo contínuo, os tempos mais curtos de aquisição do modo pulsado reduzem o artefato de movimento

na imagem, resultando em imagens de melhor qualidade obtidas com a mesma taxa de dose (BUSHBERG *et al.*, 2002).

#### 4.2 URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL (UCM)

A uretrocistografia miccional é o exame radiográfico mais utilizado para avaliar o refluxo vesicoureteral, e realizar estudos anatômicos e funcionais da bexiga e uretra, entretanto, a indicação mais comum para a realização da UCM é a infecção do trato urinário (ITU) (BLICKMAN, 1999).

A ITU pode ocorrer tanto em adultos quanto em crianças (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010), sendo o segundo tipo de infecção mais frequente durante a infância (BLICKMAN, 1999). No caso dos pacientes pediátricos, a causa mais comum é decorrente do refluxo vesicoureteral (RVU), caracterizado pelo fluxo retrógrado de urina da bexiga em direção aos rins (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

A UCM requer a instilação de um meio de contraste na bexiga do paciente, com o auxílio de um cateter ureteral (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010) e o contraste iônico é utilizado por demonstrar baixa irritação do tecido vesical. A sequência de imagens radiológicas para a UCM requer, em média, sete exposições (BLICKMAN, 1999). A fluoroscopia pode também ser utilizada para documentar o estudo da fase miccional (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Usualmente o paciente é posicionado em decúbito dorsal e a primeira incidência é utilizada para visualizar a posição do cateter. A segunda e terceira incidências demonstram a bexiga cheia e avaliam a união vesicoureteral após a administração do meio de contraste. Caso seja constatada a suspeita de RVU, uma incidência complementar é requerida. As incidências seguintes, nas posições oblíqua e anteroposterior, visam avaliar a uretra durante a micção e fazer uma estimativa da quantidade de urina residual na bexiga após a micção (BLICKMAN, 1999). Esse exame pode ser realizado em pacientes pediátricos a partir de uma semana de vida (POZNANSKI, 1976).

### 4.3 TIPOS DE EXPOSIÇÕES ÀS RADIAÇÕES IONIZANTES

As exposições às radiações ionizantes podem ocorrer através da irradiação interna ou externa do corpo. Exposições externas ocorrem quando a fonte emissora de raios X encontra-se fora do corpo do indivíduo que está sendo irradiado, enquanto que na exposição interna o material radioativo encontra-se dentro do corpo, em decorrência da sua inalação, ingestão ou injeção (BELLINTANI *et al.*, 2002; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As exposições à radiação podem ser divididas em três categorias: exposição ocupacional, exposição médica e exposição pública.

#### 4.3.1 Exposição ocupacional

A exposição ocupacional engloba todas as exposições às quais os trabalhadores são submetidos durante a jornada de trabalho (PODGORSAK *et al.*, 2005). A maior parte das exposições ocupacionais é decorrente da radiação espalhada dentro da sala de exames que se dá quando o feixe de raios X é barrado por algum objeto, causando o espalhamento de parte desse feixe (BUSHONG, 2008).

Os maiores índices de espalhamento ocorrem perto do campo de entrada da radiação no paciente (DANCE *et al.*, 2014) e o exame fluoroscópico é responsável pela maioria das exposições ocupacionais de forma que o paciente deve ser considerado o principal objeto que produz espalhamento da radiação. Durante a realização de radiografias e exames fluoroscópicos, com 1 metro de distância do paciente, a intensidade do feixe útil é de aproximadamente 0,1%. (BUSHONG, 2008)

Segundo a portaria 453 (ANVISA, 1998) “as exposições ocupacionais normais de cada indivíduo, decorrentes de todas as práticas, devem ser controladas de modo que os valores dos limites estabelecidos na Resolução-CNEN n.º 12/88 não sejam excedidos”.

#### 4.3.2 Exposição médica

Essa categoria de exposição inclui os pacientes submetidos a procedimentos de diagnóstico ou tratamento, pessoas que atuam voluntariamente dando suporte ao paciente durante algum procedimento e voluntários engajados com pesquisas biomédicas (PODGORSAK *et al.*, 2005). Em torno de 15% da dose anual recebida pela população provem de exposições médicas (BELLINTANI *et al.*, 2002).

#### 4.3.3 Exposição pública

A exposição pública engloba as exposições dos membros do público à radiação ambiental proveniente de fontes naturais. Os raios cósmicos e alguns radionuclídeos presentes no solo e em alimentos são exemplos de fontes naturais de radiação (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Segundo dados do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), em média 81% da dose anual recebida pela população provem de fontes naturais (BELLINTANI *et al.*, 2002).

### 4.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

O sistema de proteção radiológica foi criado com o objetivo de permitir o uso das radiações ionizantes de maneira benéfica ao mesmo tempo em que os efeitos, tanto determinísticos quanto estocásticos, são prevenidos ou minimizados. Esse controle é dado através de normas regulatórias que estabelecem limites de dose para as práticas radiológicas (TAUHATA *et al.*, 2003).

Para que os programas de proteção radiológica tenham êxito é necessário que as equipes de trabalho tenham conhecimento sobre os princípios de segurança e dos riscos associados às exposições (BUSHBERG *et al.*, 2002). Existem três

princípios fundamentais na proteção radiológica: justificação, otimização e limite da dose individual.

#### 4.4.1 Princípio da justificação

O princípio básico da proteção radiológica determina que toda e qualquer exposição ou atividade que envolva radiação ionizante deve ser justificada em relação a outros métodos, e resultar em uma contribuição positiva para a sociedade, de forma que o benefício seja maior que o detrimento que possa ocorrer (TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.4.2 Princípio da otimização

O princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* – tão baixo quanto razoavelmente exequível) estabelece que as exposições, tanto do público quanto ocupacionais, devem manter os valores de exposição, da quantidade de pessoas expostas e da probabilidade de que ocorram exposições o mais baixo possível, levando em conta fatores econômicos e sociais (TAUHATA *et al.*, 2003).

Diversos dados obtidos em estudos apontam que todo tecido possui um risco carcinogênico quando exposto à radiação ionizante, não existindo um limiar de dose para a ocorrência de efeitos estocásticos, justificando a necessidade de otimização da proteção radiológica em todos os procedimentos (TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.4.3 Princípio da limitação da dose individual

O terceiro princípio básico da proteção radiológica estabelece que os indivíduos e seus descendentes não devam ser expostos além dos limites de dose equivalente e dose efetiva estipulados, mantendo os valores sempre o mais abaixo possível do limiar de detrimento, conforme a Tabela 1.

**Tabela 1: Limites de doses anuais recomendados pela ICRP-103 (2007) e pela NN-3.01 CNEN (2005)**

Órgão	Indivíduo ocupacionalmente exposto	Indivíduo do público
Corpo inteiro (Dose efetiva)	20 mSv <sup>(1)</sup>	1 mSv
Cristalino (Dose equivalente)	20 mSv	15 mSv
Pele (Dose equivalente)	500 mSv	50 mSv
Extremidades (Dose equivalente)	500 mSv	-

Fonte: Adaptado de OKUNO; YOSHIMURA, 2010.

**Nota:**

<sup>(1)</sup> O valor equivale a média aritmética ponderada de 100 mSv, obtida ao longo de 5 anos consecutivos, desde que o valor de 50 mSv/ano não seja ultrapassado.

O princípio da limitação da dose não é aplicado aos pacientes, pois se considera que o benefício do uso da radiação para fins diagnósticos ultrapassa os possíveis danos que podem ocorrer devido à exposição médica (PODGORSAK *et al.*, 2005).

#### 4.5 CUIDADOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Para minimizar o surgimento de efeitos deletérios das radiações ionizantes é fundamental que os profissionais das técnicas radiológicas possuam uma conduta de proteção radiológica. O controle pode ser feito através de três parâmetros: tempo, distância e blindagem (TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.5.1 Tempo

O profissional deve permanecer o menor tempo possível nas áreas em que haja exposição a uma determinada dose, pois a taxa de dose é uma grandeza diretamente proporcional ao tempo de exposição. Dessa maneira, quanto menor o tempo de exposição, menor será a dose acumulada (TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.5.2 Distância

A intensidade da radiação, em uma determinada distância, proveniente de uma fonte puntiforme, é inversamente proporcional ao quadrado dessa distância. Isso significa que quanto mais longe da fonte, menor será a intensidade do feixe e conseqüentemente menor será a exposição (PODGORSKAK *et al.*, 2005).

#### 4.5.3 Blindagem

A blindagem é um método de proteção radiológica em que uma barreira produzida com algum material absorvedor é inserida entre o profissional e a fonte. O material que constitui a blindagem é definido conforme as características da radiação que se deseja atenuar (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O uso de equipamentos de proteção individual (EPIs) que visam barrar a radiação é necessário quando os profissionais permanecem dentro da sala de exames durante as exposições. Essa proteção pode ser feita através de EPIs confeccionados com material plumbífero, tais como o avental e o protetor para tireoide (BUSHONG, 2008).

Os aventais são adequados para cada serviço radiológico, com espessura de chumbo que varia de 0,3 a 0,5 mm de chumbo, e visam minimizar a exposição à

radiação ionizante. Com o uso do equipamento de segurança, a atenuação da radiação espalhada é de cerca de 90% ou mais (DANCE *et al.*, 2014).

#### 4.5.4 Proteção radiológica em exames de fluoroscopia

A dose ocupacional durante a fluoroscopia pode ser alta devido à exposição da equipe médica à radiação secundária onde, geralmente, os exames exigem longos períodos de exposição do paciente e a administração de meios de contraste (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

A exposição ocupacional em exames fluoroscópicos é reduzida através do aumento da distância a partir da fonte (BUSHBERG *et al.*, 2002) e com a redução do tempo de exposição do paciente. Além disso, reduzir a distância entre a torre intensificadora e o paciente minimiza o campo de exposição, contribuindo para a redução da dose ocupacional (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Em diversos exames pediátricos existe a necessidade de imobilizar o paciente durante a execução do procedimento, ação que em muitos casos submete o trabalhador à exposição ao feixe primário de radiação. Em casos como esse, em que principalmente a região das mãos fica exposta, a colimação do feixe é um fator que deve ser utilizado para excluir a porção que está sendo imobilizada e a radiação espalhada pode ser atenuada utilizando as vestimentas de proteção (DANCE *et al.*, 2014).

Apesar do uso da luva plumbífera ser recomendado para a proteção das mãos, o ideal é que, sempre que possível, elas sejam mantidas fora do feixe primário, considerando que as luvas de proteção são difíceis de serem mantidas limpas e dificultam a imobilização do paciente (POZNANSKI, 1976).

## 4.6 GRANDEZAS E UNIDADES RADIOLÓGICAS

Após a descoberta dos raios X e da radioatividade, foram observados sinais que indicavam que as novas tecnologias também estavam causando danos à saúde das pessoas que faziam uso delas. Em 1925, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas das Radiações (ICRU) foi criada com a finalidade de estabelecer protocolos que medissem os níveis de radiação, que descrevessem os cuidados necessários para trabalhar com ela e que criassem grandezas e unidades específicas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Alguns anos após a criação da ICRU outra comissão foi fundada com a finalidade de criar normas de proteção radiológica e incluir nessas normas os limites de dose para os indivíduos ocupacionalmente expostos e para o público em geral: a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

No âmbito nacional, o órgão que regulamenta o uso das radiações é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e o órgão responsável pela regulamentação do uso da radiação no radiodiagnóstico é o Ministério da Saúde, que publicou no ano de 1998 a Portaria nº 453 estabelecendo as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As grandezas utilizadas na radiologia visam quantificar as exposições internas e externas do corpo humano às radiações ionizantes, subdividindo-se em três categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais. As grandezas de proteção e as grandezas operacionais são aplicadas diretamente na proteção radiológica (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

### 4.6.1 Grandezas físicas dosimétricas

As grandezas físicas podem ser mensuradas e descrevem as propriedades demonstradas pelos fenômenos físicos de maneira qualitativa e quantitativa

(OKUNO; YOSHIMURA, 2010), auxiliando na determinação da quantidade de radiação incidente ou absorvida em um meio. As três principais grandezas físicas dosimétricas são exposição, dose absorvida e kerma (TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.6.1.1 Exposição, X

Exposição (X) é uma grandeza dada pelo resultado da divisão entre o valor absoluto (dQ) da carga total dos íons produzidos no ar e dm (Equação 3), quando todos os elétrons, positivos e negativos, são liberados pelos fótons no ar cuja massa é dm, e completamente freados no ar (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3)$$

A unidade da grandeza exposição no sistema internacional de medidas é Coulomb por quilograma (C/kg), porém ainda permanece em uso a antiga unidade röntgen (R), sendo a conversão da medida dada por (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

$$1 \text{ R} = 2,580 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

O valor da taxa de exposição é um fator que varia conforme a fonte emissora da radiação. Através do conhecimento sobre o equipamento, bem como a taxa de exposição e sua variabilidade no decorrer do tempo, é possível reduzir a exposição pessoal (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Essa grandeza só se aplica aos sinais produzidos no ar, para raios X e gama, e também para feixes de fótons com energia abaixo de 3 MeV, devido a limitação dos equipamentos que realizam a detecção das cargas produzidas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.6.1.2 Dose absorvida, D

Através da interação da radiação com a matéria, ocorre a transferência de energia. Devido aos diferentes processos de interação, parte da energia é captada e parte é perdida, ou seja, a energia não é absorvida completamente. Essa perda de energia para o meio e que acaba sendo depositada na matéria, recebe a denominação de dose absorvida. Portanto, a dose absorvida é uma quantidade de energia  $dE$ , depositada pela radiação em um determinado ponto de um meio com um volume de massa  $dm$ . A razão é dada através da Equação 4 (TAUHATA *et al.*, 2003; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (4)$$

A dose absorvida é uma grandeza importante para a proteção radiológica, pois está diretamente relacionada aos danos biológicos que podem ocorrer em decorrência da radiação. É possível, através dessa grandeza, determinar a quantidade de energia necessária para eliminar células tumorais (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Essa grandeza é aplicada para qualquer tipo de radiação e em qualquer meio, sendo a unidade no SI o Joule por quilograma (J/Kg) ou Gray (Gy), onde  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \text{ J/kg}$  (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.6.1.3 Kerma, K

O Kerma está relacionado com a transferência inicial total de energia da radiação para a matéria. Essa grandeza quantifica a soma de todas as energias cinéticas iniciais das partículas com carga  $dE$  que foram liberadas por fótons ou nêutrons, em um volume de massa  $dm$  (Equação 5) (PODGORSAK *et al.*, 2005).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (5)$$

O processo de transferência de energia ocorre em dois estágios. Primeiramente o fóton transfere energia para outra partícula carregada através de diferentes interações. No segundo estágio ocorre a transferência de energia das partículas carregadas para o meio por meio de ionizações, aquecimento e excitações atômicas (PODGORSAK *et al.*, 2005).

O kerma e a dose absorvida são grandezas correlacionadas, e essa relação só é feita após o equilíbrio das partículas carregadas. A diferença entre kerma e dose absorvida é que para kerma é observado o local onde ocorre a interação da radiação com a matéria e depende da quantidade de energia total que é depositada na matéria, enquanto que dose absorvida depende da energia média que é depositada na região onde ocorre a interação, sendo observada por toda trajetória do elétron (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O kerma pode ser dividido em duas partes: kerma de colisão e kerma de radiação. O kerma de colisão está relacionado com a dissipação local de energia, que ocorre através de colisões tais como as ionizações e as excitações. No kerma de radiação a dissipação da energia ocorre através da conversão de parte da energia em radiação (DANCE *et al.*, 2014). Assim, o kerma total é obtido através da Equação 6.

$$K = K_c + K_r \quad (6)$$

A unidade no SI para Kerma é o Joule por quilograma (J/Kg), e o nome para a unidade é Gray (Gy), onde 1 Gy = 1 J/kg (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.6.2 Grandezas de proteção

As grandezas de proteção estão relacionadas diretamente com os limites de dose estabelecidos para a exposição dos seres humanos às radiações ionizantes e não podem ser mensuradas com nenhum equipamento (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

##### 4.6.2.1 Dose equivalente, $H_T$

As radiações podem apresentar diferentes características, tais como poder de penetração e forma de ionização, sendo necessário considerar os fatores de peso atribuídos às grandezas dosimétricas. A dose equivalente define a dose de radiação em um determinado tecido ou órgão, sendo que a mesma quantidade de dose absorvida proveniente de diferentes tipos de radiação pode causar efeitos estocásticos em magnitudes diferentes (PODGORSAK *et al.*, 2005; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O valor de dose equivalente,  $H_T$ , é obtido através do produto entre o fator de ponderação  $W_R$  e a dose absorvida pelo tecido exposto (Equação 7) (BUSHBERG *et al.*, 2002). A unidade no SI para dose equivalente é o Joule por quilograma (J/Kg), denominada sievert (Sv) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$H_T = w_R D_T \quad (7)$$

O fator de ponderação ( $W_R$ ) representa a eficácia da radiação incidente na indução dos efeitos estocásticos em tecidos ou órgãos e varia conforme o tipo de partícula e sua energia (PODGORSAK *et al.*, 2005). A Tabela 2 relaciona os valores para  $W_R$  conforme o tipo de radiação.

**Tabela 2: Fatores de ponderação ( $W_R$ ) recomendados pela ICRP-60 (1990) para os diferentes tipos de radiação**

<b>Tipo de radiação</b>	<b>Fator de ponderação (<math>W_R</math>)</b>
Raios X, raios $\gamma$ , partículas $\beta$ e elétrons	1
Prótons (>2 MeV)	5
Nêutrons (dependente da energia)	5-20
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

**Fonte: Adaptado de HENDEE; RITENOUR, 2002.**

#### 4.6.2.2 Dose efetiva, E

Essa grandeza estabelece limites de exposição à radiação para o corpo todo, onde cada órgão ou tecido irradiado contribui para a indução de efeitos decorrentes dos raios X. Dessa forma, a dose efetiva, E, é calculada pelo somatório das doses equivalentes em diferentes tecidos ou órgãos do corpo multiplicado pelo fator de ponderação (Equação 8) correspondente a esses tecidos ou órgãos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (8)$$

Na Equação 8,  $w_T$  corresponde ao fator de ponderação e  $H_T$  a soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos. A unidade é o sievert. Os valores de  $w_T$  foram determinados a partir da radiosensibilidade de cada tecido ou órgão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010) e estão listados na Tabela 3.

**Tabela 3: Fatores de ponderação ( $W_T$ ) para tecidos e órgãos (ICRP-103)**

<b>Tecido ou órgão</b>	<b><math>W_T</math></b>
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago, mama	0,12
Gônadas	0,08
Esôfago, bexiga, fígado, tireoide	0,04
Superfície do osso, glândulas salivares, pele, cérebro	0,01
Restante <sup>(1)</sup>	0,12

Fonte: Adaptado de DANCE *et al.*, 2014.

#### Nota

<sup>(1)</sup> A média aritmética é aplicada para a dose nos seguintes tecidos/órgãos: glândula suprarrenal, tecido extratorácico, vesícula biliar, paredes do coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero.

## 4.7 DETECTORES

A radiação ionizante não pode ser percebida pelos sentidos humanos, fator que acarreta em um alto risco de ocorrerem efeitos nocivos caso não existam meios de proteção e controle que indiquem a quantidade de radiação ao qual um ambiente ou indivíduo estão sendo expostos (BELLINTANI *et al.*, 2002; TAUHATA *et al.*, 2003).

Os detectores são meios transdutores que permitem a detecção da radiação por meio de um dispositivo, instrumento ou sistema. Através do sistema de dosimetria é possível obter medidas precisas, avaliar os dados obtidos e evitar que os indivíduos recebam doses excessivas. Esse sistema é composto por dois mecanismos: um sensível à radiação, que detecta a quantidade de radiação incidente no material, e outro que transforma os valores detectados em grandezas de medição, ou seja, interpreta a interação (PODGORSAK *et al.*, 2005; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.7.1 Tipos de detectores

Os detectores de radiação podem ser classificados conforme o sinal que é produzido após a interação da radiação com o volume sensível do detector (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; TAUHATA *et al.*, 2003):

- Contador: quando o detector apenas registra o número de interações que ocorreu;
- Dosímetro: quando o detector produz um sinal que fornece informações quanto à quantidade de energia que foi depositada após a interação, ou seja, a quantidade de dose absorvida;
- Espectrômetro: quando o sinal produzido possui informações quanto à energia da interação e quanto à presença de radiação, também fornecendo o espectro de energia provenientes da radiação.

Outra classificação que pode ser aplicada aos detectores está relacionada ao tempo necessário para que seja produzido um sinal como resposta. Dessa maneira, eles podem ser de dois tipos: detectores de leitura direta ou ativos e detectores passivos. Os detectores de leitura direta são aqueles em que a medição é obtida de forma instantânea, enquanto que os detectores passivos necessitam de um processamento após o registro das interações, possibilitando que as informações sejam obtidas e armazenadas por certo período de tempo. Como exemplo de detectores de leitura direta podem ser citados o contador Geiger-Müller, os detectores por cintilação e os detectores semicondutores, e como detectores passivos os filmes fotográficos e os dosímetros termoluminescentes (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; TAUHATA *et al.*, 2003).

#### 4.7.2 Detectores a gás

Os detectores a gás são caracterizados por uma cavidade preenchida por um volume de gás com dois eletrodos localizados em seu interior. Existem três tipos

de detectores de radiação a gás: câmara de ionização, contador proporcional e Geiger-Muller. Esses detectores se diferem pela característica de resposta, porém seu funcionamento segue um único princípio baseado na coleta de todas as cargas produzidas através da ionização direta da cavidade (KNOLL, 1999; PODGORSK *et al.*, 2005).

A interação da radiação ionizante com o gás presente no interior do detector realiza a liberação de íons, que em contato com as moléculas do gás, desencadeiam interações tais como ionizações e excitações, liberando pares de íons (KNOLL, 1999), que se diferem conforme o tipo de gás utilizado e a radiação incidente (TAUHATA *et al.*, 2003).

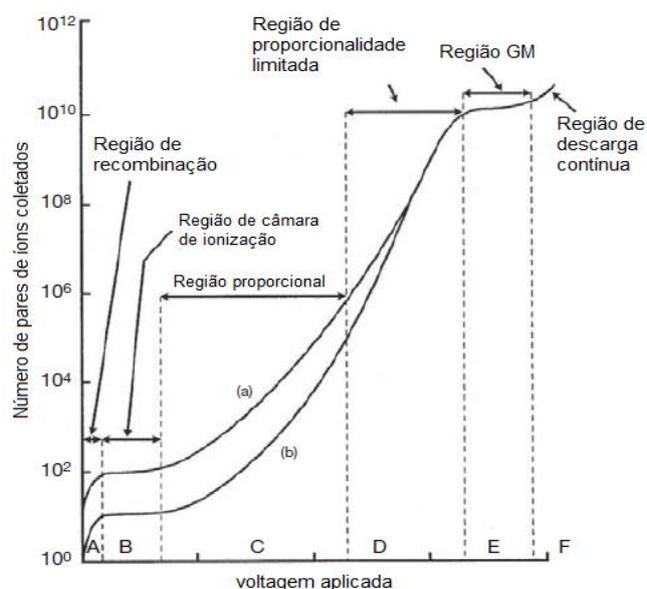
Aplicar uma tensão entre os eletrodos faz com que uma corrente elétrica percorra o circuito, gerando um campo elétrico que atrai as partículas carregadas. Os íons positivos são atraídos para o eletrodo negativo, também chamado de cátodo, enquanto que os elétrons são atraídos para o eletrodo positivo, chamado de ânodo (TAUHATA *et al.*, 2003). O aumento da tensão faz com que o número coletado de íons aumente, reduzindo a recombinação com o meio (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Usualmente os detectores possuem um cátodo constituindo o invólucro da cavidade e o ânodo, na forma de uma haste posicionada no centro. Após o contato com o ânodo, os elétrons fluem na direção do cátodo, realizando recombinações com os cátions, formando uma corrente elétrica que pode ser medida. As cargas, ao serem coletadas por eletrodos, resultam em um sinal elétrico (BUSHBERG *et al.*, 2002) proporcional à quantidade de ionizações e quantidade de radiação depositada, que pode ser avaliado com o uso de um eletrômetro: dispositivo que mede pequenas correntes da ordem de  $10^{-9}$  Ampères ou menos (PODGORSK *et al.*, 2005).

O campo elétrico aplicado entre os dois eletrodos e o formato do detector são os principais fatores que definem o seu tipo e determinam como será sua resposta ao sinal (BUSHBERG *et al.*, 2002).

#### 4.7.2.1 Regiões de operação dos detectores a gás

De acordo com a intensidade do campo elétrico, o funcionamento dos detectores a gás pode ser dividido em três regiões (PODGORSAK *et al.*, 2005), como mostra a Figura 2.



**Figura 2: Regiões de funcionamento dos detectores a gás.**  
 Fonte: adaptado de PODGORSAK *et al.*, 2005.

A variação do campo elétrico se dá em seis regiões de operação, porém somente três permitem a operação dos detectores: região de saturação de íons, região proporcional e região Geiger-Müller (PODGORSAK *et al.*, 2005).

Na região de saturação de íons, um forte campo elétrico é aplicado de maneira que todos os íons produzidos são coletados, o valor do sinal é constante e sua coleta é proporcional à energia depositada. É a região de operação das câmaras de ionização (PODGORSAK *et al.*, 2005; BUSHBERG *et al.*, 2002).

A região proporcional ou região de proporcionalidade verdadeira está ligada ao aumento do campo elétrico, onde são geradas novas ionizações devido à alta energia cinética dos elétrons. Essa multiplicação das cargas produzidas pelos elétrons no gás gera a amplificação da corrente coletada, resultando em um valor linearmente proporcional à radiação incidente (TAUHATA *et al.*, 2003; OKUNO;

YOSHIMURA, 2010). O fator de amplificação varia de  $10^2$  a  $10^4$ , dependendo do tipo de gás e da construção da câmara. É a região de operação dos detectores proporcionais (HENDEE; RITENOUR, 2002).

Assim como ocorre na região proporcional, na região Geiger-Müller os detectores operam sob uma elevada tensão de maneira que uma avalanche de ionizações é induzida no gás, resultando em um único sinal, independente da quantidade de elétrons produzidos em decorrência da radiação incidente. O contador Geiger-Müller é composto pelo chamado “gás de quenching” que reduz o tempo de resposta do detector, evitando que a descarga proveniente da avalanche se estenda por um longo período de tempo. Não possui aplicação na radiologia diagnóstica, porém é utilizado usualmente na detecção de áreas contaminadas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As regiões de operação A, D e F não são utilizadas para detecção. A região de recombinação é caracterizada por um fraco campo elétrico que acarreta em altos índices de recombinação de íons e na coleta parcial das cargas. A região de proporcionalidade limitada demonstra uma resposta não linear do sinal com relação aos íons produzidos pela ionização inicial. A região de descarga contínua apresenta uma descarga descontrolada, de maneira que os detectores podem ser danificados nessa região devido ao alto campo elétrico (TAUHATA *et al.*, 2003; OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.7.3 Câmara de ionização

A câmara de ionização é o tipo de detector a gás mais simples dentre os demais, sendo o instrumento de medição mais utilizado em dosimetria para obtenção de medidas de dose muito precisas (ATTIX, 1986). Como já mencionado, esse detector opera na faixa de saturação de íons, região na qual não ocorre multiplicação das cargas, resultando na coleta da maioria das cargas que são produzidas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Além disso, a câmara de ionização possui características que permitem que as medições sejam realizadas sem a necessidade de constantes recalibrações, podendo ser utilizado como instrumento

de referência para calibrações de fótons e feixe de elétrons (TAUHATA *et al.*, 2003; SHANI, 2001).

As câmaras de ionização apresentam diferentes volumes e são compostas por eletrodos que variam no arranjo. Comumente são encontradas câmaras de duas placas paralelas, dois cilindros concêntricos ou com um fio dentro de um cilindro. As câmaras de placas paralelas destinadas à dosimetria de elétrons possuem aproximadamente as seguintes dimensões: 1 mm de espessura para a janela de entrada, 2 mm de distância entre o eletrodo interno e externo e o eletrodo interno com 20 mm de diâmetro (BUSHBERG *et al.*, 2002).

Em radioterapia é mais comum o uso de câmaras com volumes pequenos que variam em torno de  $0,6 \text{ cm}^3$ , enquanto que em radiologia diagnóstica utilizam-se câmaras com volumes maiores, da ordem de centenas de  $\text{cm}^3$  (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi desenvolvido em um hospital pediátrico na cidade de Curitiba através da simulação do exame de uretrocistografia miccional em pacientes pediátricos com o equipamento fluoroscópico da marca PHILIPS, modelo DIAGNOST 93 (Amsterdã, Holanda) (Figura 3). A pesquisa não foi submetida à apreciação do Comitê de Ética por não envolver seres humanos.



**Figura 3: Equipamento fluoroscópico marca PHILIPS, modelo DIAGNOST 93.**

**Fonte: próprio autor**

Os valores de dose foram obtidos com o auxílio de uma câmara de ionização de placas paralelas de volume de 180 cm<sup>3</sup>, marca RADCAL (Monrovia, CA, USA), modelo 10x6-180. A câmara de ionização foi conectada ao eletrômetro de mesma marca, modelo ACCU-PRO™ 9096 (Figura 4).



**Figura 4: Eletrômetro e câmara de ionização de placas paralelas.**

**Fonte: próprio autor**

Manequins fabricados com polietileno e preenchidos com água foram utilizados como *phantoms* humanoides para simular os pacientes em três diferentes faixas etárias (Figura 5). A composição obtida entre o polietileno e a água apresenta grande semelhança com os tecidos humanos, tais como o número atômico e a densidade física, o que permite que estes materiais sejam utilizados para simular a interação dos raios X com a matéria para fins dosimétricos (KHAN, 2003; CHERRY; DUXBURY, 2009).



**Figura 5: Manequins utilizados como *phantoms* humanoides**  
**Fonte: próprio autor**

Todos os parâmetros técnicos relativos ao exame de UCM utilizados no presente estudo podem ser observados nas Tabelas 4, 5 e 6. A primeira simulação foi realizada com o *phantom* 1 da Figura 5, que representa um paciente com idade entre 1,5 e 3 anos. A segunda simulação foi com o *phantom* 2 da Figura 5, que representa um paciente pediátrico na faixa etária de 3 a 8 anos. O *phantom* 3 da Figura anterior foi utilizado para simular uma terceira faixa etária, que varia de 8 a 12 anos.

**Tabela 4: Simulação 1 (faixa etária de 1,5 a 3 anos)**

<b>Tamanho de campo (x,y)</b>	
- sobre a mesa	21 x 25 cm <sup>2</sup>
- no <i>phantom</i>	17,5 x 21 cm <sup>2</sup>
<b>Distância foco-detector</b>	100 cm
<b>Técnica radiográfica</b>	58,7 kVp e 9,7 mAs
<b>Tempo total de fluoroscopia</b>	1,35 min.
<b>Fonte: próprio autor</b>	

**Tabela 5: Simulação 2 (faixa etária de 3 a 8 anos)**

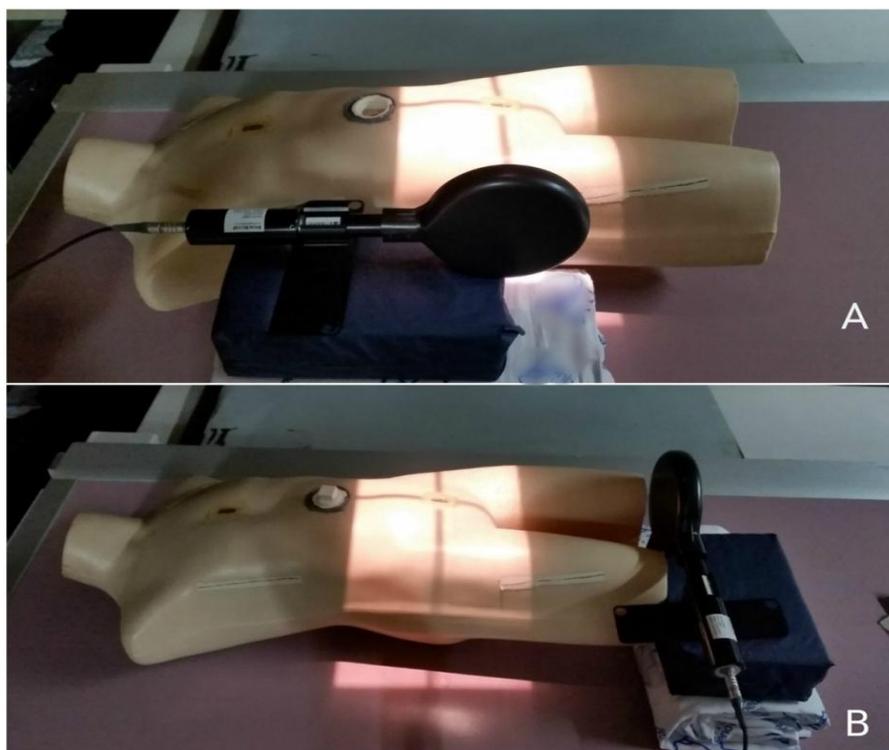
<b>Tamanho de campo (x,y)</b>	
- sobre a mesa	25 x 13,5 cm <sup>2</sup>
- no <i>phantom</i>	22 x 12,5 cm <sup>2</sup>
<b>Distância foco-detector</b>	112 cm
<b>Técnica radiográfica</b>	61 kVp e 8,5 mAs
<b>Tempo total de fluoroscopia</b>	1,17 min.
<b>Fonte: próprio autor</b>	

**Tabela 6: Simulação 3 (faixa etária de 8 a 10 anos)**

<b>Tamanho de campo (x,y)</b>	
- sobre a mesa	26 x 26 cm <sup>2</sup>
- no <i>phantom</i>	19,3 x 19,3 cm <sup>2</sup>
<b>Distância foco-detector</b>	105 cm
<b>Técnica radiográfica</b>	65,4 kVp e 11,6 mAs
<b>Tempo total de fluoroscopia</b>	1,01 min.
<b>Fonte: próprio autor</b>	

Para o exame de UCM são obtidas em média oito imagens radiográficas. O exame é realizado com o paciente em decúbito dorsal, sendo assim, a mesa de exames permaneceu na posição horizontal em todas as incidências.

A coleta dos valores de dose se deu em duas etapas a fim de simular a posição na qual as mãos dos dois profissionais permanecem durante a realização do exame de UCM. A câmara de ionização foi posicionada a 15 cm do raio central para simular o profissional 1 (que administra o meio de contraste), enquanto que para o profissional 2, que fica posicionado próximo das pernas do paciente para realizar a imobilização, a câmara de ionização permaneceu a 25 cm do raio central (Figura 6).



**Figura 6: Simulação do posicionamento do profissional 1 (A) e do profissional 2 (B).**  
Fonte: próprio autor

Estima-se a realização de cerca de três procedimentos diários em pacientes pediátricos, o que indica uma média anual de 720 UCM. Para obter os valores estimados anuais de dose equivalente partiu-se do pressuposto de que cerca de um terço da quantia total dos exames realizados estejam proporcionalmente atribuídos a cada um dos grupos etários.

É importante ressaltar que os profissionais que realizam os exames de UCM no referido hospital trabalham em um sistema de rotatividade, o que significa que os exames não são realizados sempre pela mesma dupla de profissionais. Por este motivo, as doses obtidas através deste estudo são uma estimativa da exposição caso a mesma dupla de profissionais realizasse consecutivamente todos os exames.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

As Tabelas 7, 8 e 9 demonstram os valores de dose absorvida obtidos após as simulações de uma fluoroscopia e oito radiografias para cada um dos grupos etários e para os dois profissionais que acompanham o exame de UCM em pacientes pediátricos.

**Tabela 7: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o *phantom* 1**

	Profissional 1	Profissional 2
	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )
Fluoroscopia	761,4	230,8
Radiografia <sub>1</sub>	10,26	2,675
Radiografia <sub>2</sub>	10,31	2,698
Radiografia <sub>3</sub>	10,32	2,680
Radiografia <sub>4</sub>	10,29	2,693
Radiografia <sub>5</sub>	10,37	2,711
Radiografia <sub>6</sub>	10,31	2,698
Radiografia <sub>7</sub>	10,30	2,693
Radiografia <sub>8</sub>	10,36	2,698
<b>Total</b> (radiografias) $\pm \sigma$	82,52 $\pm$ 0,03	21,546 $\pm$ 0,01
<b>Total</b> (fluoroscopia+radiografias) $\pm \sigma$	843,92 $\pm$ 0,03	252,34 $\pm$ 0,01

Fonte: próprio autor

**Tabela 8: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o *phantom* 2**

	Profissional 1	Profissional 2
	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )
Fluoroscopia	479,4	110,8
Radiografia <sub>1</sub>	6,672	1,467
Radiografia <sub>2</sub>	6,641	1,458
Radiografia <sub>3</sub>	6,645	1,463
Radiografia <sub>4</sub>	6,682	1,467
Radiografia <sub>5</sub>	6,677	1,454
Radiografia <sub>6</sub>	6,668	1,458
Radiografia <sub>7</sub>	6,668	1,472
Radiografia <sub>8</sub>	6,713	1,463
<b>Total</b> (radiografias) $\pm \sigma$	53,37 $\pm$ 0,02	11,71 $\pm$ 0,01
<b>Total</b> (fluoroscopia+radiografias) $\pm \sigma$	532,76 $\pm$ 0,02	122,50 $\pm$ 0,01

Fonte: próprio autor

Tabela 9: Doses absorvidas obtidas através da simulação com o *phantom 3*

	Profissional 1	Profissional 2
	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )	Dose ( $\mu\text{Gy}$ )
Fluoroscopia	1708,0	511,0
Radiografia <sub>1</sub>	32,32	9,148
Radiografia <sub>2</sub>	32,15	9,166
Radiografia <sub>3</sub>	31,96	9,120
Radiografia <sub>4</sub>	32,12	9,175
Radiografia <sub>5</sub>	31,82	9,148
Radiografia <sub>6</sub>	32,13	9,120
Radiografia <sub>7</sub>	31,93	9,239
Radiografia <sub>8</sub>	31,76	9,184
<b>Total</b> (radiografias) $\pm \sigma$	256,2 $\pm$ 0,2	73,30 $\pm$ 0,03
<b>Total</b> (fluoroscopia+radiografias) $\pm \sigma$	1964,2 $\pm$ 0,2	584,30 $\pm$ 0,03

Fonte: próprio autor

Primeiramente foi necessário, a partir dos valores obtidos, realizar a conversão da unidade Gray para Sievert. Em seguida, com os valores na unidade de medida correta, foi aplicada a fórmula da dose equivalente utilizando o fator de peso da radiação  $W_R$  para fótons, ou seja, o valor igual a um. Através do somatório de todas as exposições (fluoroscopia e radiografias) foram obtidos os valores de dose equivalente para cada uma das faixas etárias simuladas.

Por último, os valores estimados de dose equivalente nas mãos de cada profissional foram obtidos através do cálculo da média das doses estimadas para cada grupo etário (Tabela 10). Para estimar a dose equivalente que os profissionais recebem anualmente nas mãos, foi calculada a razão entre o valor médio de dose equivalente por procedimento e a quantidade estimada de exames anual.

Tabela 10: Estimativas de doses equivalentes entregues aos profissionais

Faixa etária	Profissional 1	Profissional 2
	Dose Equivalente (mSv) $\pm \sigma$	Dose Equivalente (mSv) $\pm \sigma$
1,5 - 3 anos	0,84 $\pm$ 3,0 $\times 10^{-5}$	0,25 $\pm$ 2,0 $\times 10^{-5}$
3 - 8 anos	0,53 $\pm$ 2,0 $\times 10^{-5}$	0,12 $\pm$ 1,0 $\times 10^{-5}$
8 - 10 anos	2,0 $\pm$ 2,0 $\times 10^{-4}$	0,58 $\pm$ 3,0 $\times 10^{-4}$
Dose média por exame	1,1 $\pm$ 6,8 $\times 10^{-5}$	0,32 $\pm$ 1,0 $\times 10^{-4}$
Dose média semanal	16,5 $\pm$ 1,02 $\times 10^{-3}$	4,8 $\pm$ 1,5 $\times 10^{-3}$
Dose média mensal	66 $\pm$ 4,1 $\times 10^{-3}$	19 $\pm$ 6,0 $\times 10^{-3}$
Dose média anual	730 $\pm$ 4,5 $\times 10^{-2}$	210 $\pm$ 6,6 $\times 10^{-2}$

Fonte: próprio autor

Os resultados obtidos apontam que a dose de 730 mSv encontrada para o profissional que administra o meio de contraste (profissional 1) está acima dos 500 mSv de dose para extremidades recomendados pela ICRP-103 e pela norma 3.01 da CNEN, o que significa um risco ao IOE. Além disso, a exposição do primeiro profissional mostrou-se mais alta quando comparada com a exposição do segundo profissional.

O profissional 2, ao permanecer aproximadamente 10 cm mais distante do feixe primário, recebeu 210 mSv de dose equivalente, o que representa cerca de um quarto da dose que o profissional 1 recebeu, fator que indica que uma pequena mudança no posicionamento dos profissionais pode alterar significativamente os valores de dose. O mesmo se deu no estudo de Baroni, Rocha e Tilly (2014), que concluiu que as taxas de exposição podem ser minimizadas através do aumento da distância entre o paciente e o profissional.

Com relação ao espalhamento causado pelos diferentes tamanhos de *phantoms*, os resultados indicaram que houve maior espalhamento na terceira simulação que representa os pacientes de 8 a 12 anos. O segundo maior espalhamento ocorreu na simulação dos pacientes entre 1,5 e 3 anos, onde foram utilizados tamanhos de campo maiores e maior tempo de fluoroscopia comparados aos parâmetros técnicos utilizados na segunda simulação.

O profissional responsável por imobilizar o paciente recebeu doses menores quando comparado ao profissional que administra o meio de contraste, entretanto, com relação aos demais estudos (SILVA, 2011; BARONI; ROCHA; TILLY, 2014; COAKLEY; RATCLIFFE; MASEL, 1997) utilizados para comparação, apresentou uma dose significativamente maior. É de suma importância considerar que múltiplas exposições aumentam o risco de ocorrerem efeitos deletérios e o princípio ALARA (*“as low as reasonably achievable”* – tão baixo quanto razoavelmente exequível) deve ser seguido para que tais riscos sejam minimizados, mesmo quando os valores de dose permanecem dentro de um limiar aceitável segundo as recomendações da ICRP-103 e pela norma 3.01 da CNEN.

Ao comparar os resultados do presente estudo com os obtidos por Silva (2011), percebeu-se que os procedimentos intervencionistas, que segundo Coakley, Ratcliffe e Masel (1997) entregam mais dose que os procedimentos fluoroscópicos, apresentaram valores de dose equivalente nas mãos dos profissionais inferiores às

doses da UCM deste estudo, de maneira que enquanto os procedimentos de cateterismo cardíaco e angioplastia entregaram aos profissionais, respectivamente, 0,26 mSv e 0,60 mSv por procedimento, a UCM entregou cerca de 1,1 mSv.

Conforme relatado na literatura (BUSHONG, 2008), exames que utilizam a fluoroscopia entregam doses maiores. Isso pôde ser confirmado no presente estudo, onde as doses encontradas para os profissionais 1 e 2 durante a fluoroscopia foram 761,4 – 230,8  $\mu$ Gy, 479,4 – 110,8  $\mu$ Gy e 1708,0 – 511,0  $\mu$ Gy, respectivamente para as simulações 1, 2 e 3, de maneira que estas foram significativamente maiores que as doses resultantes do somatório de oito radiografias para as mesmas simulações, sendo 82,52 – 21,546  $\mu$ Gy, 53,37 – 11,71  $\mu$ Gy e 256,2 – 73,30  $\mu$ Gy, em uma proporção que oito radiografias entregaram cerca de um décimo da dose resultante da fluoroscopia.

Os valores de dose equivalente encontrados neste estudo podem ser relacionados com o fato de que os profissionais, ao realizarem exames em pacientes pediátricos, ficam muito mais próximos do feixe primário, conseqüentemente sendo expostos a uma maior quantidade de radiação espalhada quando comparado com as doses nos profissionais que realizam o mesmo exame, porém em pacientes adultos. Outros fatores também podem estar associados ao aumento da dose ocupacional, tais como os parâmetros técnicos utilizados pelo serviço, grau de colaboração do paciente, prática dos profissionais, entre outras variantes que podem resultar em maior complexidade na execução do exame, aumentando, por exemplo, o tempo de exposição ou a repetição na aquisição das imagens.

Com base nos resultados obtidos, algumas medidas são sugeridas no intuito de evitar que os profissionais que permanecem dentro da sala durante a UCM em pacientes pediátricos recebam doses acima das recomendadas pela ICRP-103 e pela norma 3.01 da CNEN:

- Aumentar a distância entre o tubo de raios X e a posição de permanência do profissional;
- Implementar o uso de luvas plumbíferas além do uso obrigatório do avental de chumbo e protetor de tireoide;
- Reduzir o tempo de exame, sempre que possível, minimizando a exposição dos profissionais;

- Implementar um sistema dosimétrico mais abrangente, que também realize o monitoramento das mãos, para que haja um controle mais apurado da dose entregue aos profissionais;
- Promover treinamentos para os profissionais que operam equipamentos de raios X com enfoque na proteção radiológica e que enfatizem a importância de realizar os exames conforme o princípio ALARA.

## 7 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo determinar a dose equivalente nas mãos dos profissionais que realizam o exame de UCM em pacientes pediátricos por meio do uso de uma câmara de ionização de placas paralelas e sugerir alternativas à prática, buscando minimizar os possíveis riscos decorrentes das exposições ocupacionais.

Os valores de dose equivalente obtidos através deste estudo foram 730 mSv e 210 mSv, respectivamente para o profissional que administra o contraste e para o profissional que imobiliza o paciente pediátrico. Esses resultados representam uma estimativa da dose, indicando que a dose recebida pelo profissional que administra o meio de contraste excede em 46% o limite de 500 mSv de dose equivalente anual recomendado para as extremidades pela ICRP-103 e pela norma 3.01 da CNEN, enquanto que a dose do profissional que realiza a imobilização do paciente permaneceu dentro deste limite.

É importante ressaltar, como já mencionado anteriormente, que este estudo considerou uma rotina na qual uma única dupla de profissionais realiza todos os exames de UCM do setor, entretanto na prática um sistema de rotatividade é aplicado, expondo com menos frequência o profissional. Além disso, no dia a dia diversos outros fatores contribuem para que ocorra a variação desses valores. A cooperatividade do paciente, a experiência do profissional, a dimensão da área exposta e os parâmetros técnicos são alguns dos fatores que podem contribuir para o aumento da dose.

Visando minimizar os riscos que podem ser causados pelo excesso de exposição das mãos dos profissionais à radiação ionizante, são sugeridas algumas medidas que resultarão no controle das doses, sendo elas: o uso de luvas plumbíferas, o aumento da distância entre o tubo de raios X e o profissional, reduzir o tempo de exposição e realizar treinamentos constantes da equipe de trabalho. Além disso, o uso de monitores de dose para extremidades podem ser de grande valia nos exames em que o profissional permanece muito próximo do feixe primário, a fim de determinar a dose real às quais os mesmos são expostos.

## REFERÊNCIAS

Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - Portaria 453/98 – **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. DOU 1/6/1998.

ATTIX, Frank H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 1986.

BARONI, Keity P.; ROCHA, Anna S. P. S.; TILLY JR, João G. **Estimativa da dose ocupacional em exame de uretrocistografia**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, CBEB 2014, 2014.

BELLINTANI, Sandra A., *et al.* **Noções Básicas de Proteção Radiológica**. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN, 2002.

BLICKMAN, Hans. **Radiologia pediátrica**. 2nd ed. Madrid: Harcourt, Brace, 1999.

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 7th ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

BUSHBERG, Jerrold T., *et al.* **The Essential Physics of Medical Imaging**, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection**. 9th ed. St.Louis: Mosby, 2008.

CHERRY, Pam; DUXBURY, Angela. **Practical Radiotherapy: Physics and equipment**. 2nd. ed. United Kingdom: John Wiley & Sons, 2009.

COAKLEY, K.S.; RATCLIFFE, J.; MASEL, J., “**Measurement of Radiation Dose Received by the Hands and Thyroid of Staff Performing Gridless Fluoroscopic Procedures in Children**”, The British Journal of Radiology, vol. 70, pp 933-936, 1997.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR – **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. CNEN-NN-3.01. CNEN, Rio de Janeiro, 2005. Resolução CNEN 114/2011. Publicação D.O.U – 01/09/2011.

DANCE, David R. *et al.* **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Viena: International Atomic Energy Agency - IAEA, 2014.

HALL, Eric J.; GIACCIA, Amato J. **Radiobiology for the radiologist**. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

HENDEE, William R.; RITENOUR, E. R. **Medical imaging physics**. 4th. ed. New York: Wiley-Liss, 2002.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103, Elsevier (2007).

KHAN, Faiz M. **The Physics of Radiation Therapy**. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

KNOLL, Glenn F. **Radiation detection and measurement**. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons Inc., 1999.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth M. **Física das radiações**. São Paulo, SP: Oficina de Textos, 2010.

PODGORSAK, Ervin B. (Ed.) *et al.* **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005

POZNANSKI, Andrew K. **Practical approaches to pediatric radiology**. Chicago: Year book Medical Publishers, 1976.

SHANI, Gad. **Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods**. 2nd ed. Beer Sheva, Israel: CRC Press, 2001.

SILVA, Amanda J. **“Avaliação da dose ocupacional oriunda dos procedimentos especiais guiados por fluoroscopia: cateterismo cardíaco.”** 2011. 61 f.

Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciências na Área de Tecnologia Nuclear. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2011.

SOUZA JUNIOR, Luiz G. M.; BATISTA, Vanessa L. "**Avaliação experimental da exposição ocupacional em exames de uretrografia retrógrada.**" 2013. 30 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Curso Superior de Tecnologia em Radiologia. Faculdades Integradas Ipiranga, Belém - Pará, 2013.

TAUHATA, Luiz, *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2003.