

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

THALINE LEMOS CAVALHEIRO

**AVALIAÇÃO DO PRODUTO KERMA NO AR PELA ÁREA EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS À URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL**

CURITIBA

2017

THALINE LEMOS CAVALHEIRO

**AVALIAÇÃO DO PRODUTO KERMA NO AR PELA ÁREA EM PACIENTES
PEDIÁTRICOS SUBMETIDOS À URETROCISTOGRAFIA MICCIONAL**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação do curso de Tecnologia em Radiologia do Departamento Acadêmico de Física (DAFIS) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Campus Curitiba.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Danielle Filipov

CURITIBA

2017



FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO

“Avaliação do produto kerma no ar pela área em pacientes pediátricos submetidos à uretrocistografia miccional”

por

Thaline Lemos Cavalheiro

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 13h00min do dia 03 de julho de 2017. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 214**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

Profa. Danielle Filipov, Dra
UTFPR. Presidente.

Prof. Edney Milhoretto, Dr
UTFPR

Profa. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, Dra
UTFPR

Visto:

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

AGRADECIMENTOS

É difícil agradecer todas as pessoas que de algum modo, nos momentos que eu precisei, estiveram comigo em toda esta jornada, por isso agradeço a todos de coração.

Agradeço aos meus avós paternos e maternos por terem me dado pais tão maravilhosos. Às minhas avós Antônia e Ezil, que são inspirações para que eu continue batalhando para vencer.

Agradeço aos meus pais, Edson e Roseli, pela determinação e luta na minha formação, fazendo com que eu nunca pensasse em desistir dos meus objetivos, sempre me ajudando e orientando a enfrentar um dia de cada vez.

Agradeço aos meus irmãos, Talyta, Talisson, Tayná e cunhado, pois nos momentos mais apreensivos sempre me fizeram sorrir.

Agradeço a toda à família em geral pelo apoio dado a mim.

Agradeço aos meus amigos que sempre estiveram comigo me dando força e ajudando com palavras de incentivo.

Agradeço aos professores que desempenharam um papel fundamental com dedicação, em especial ao professor Edney que virou um grande amigo para toda a vida.

Agradeço a minha querida e amada orientadora, Danielle, que com muita paciência me ajudou a trilhar este caminho e também por ser uma excelente pessoa e professora, a qual me espelho.

Agradeço a todos os colegas de estágio, pois souberam me conduzir nos estágios e viraram exemplos de profissão.

E finalmente agradeço a Deus, por proporcionar estes agradecimentos a todos que tornaram minha vida mais afetuosa, além de ter me dado uma família maravilhosa e amigos sinceros. Deus, que me guiou por este caminho e atribuiu missões pelas quais já sabia que eu iria batalhar e vencer, só tenho a agradecer em todos os momentos em quanto eu viver.

RESUMO

CAVALHEIRO, Thaline Lemos. Avaliação Do Produto Kerma No Ar Pela Área Em Pacientes Pediátricos Submetidos À Uretrocistografia Miccional. TCC (Curso de Tecnologia em Radiologia), Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Através de exames radiológicos (como a uretrocistografia miccional – UCM) é possível descobrir de maneira rápida e eficaz diversas patologias (como o refluxo vesicoureteral). Entretanto, é preciso cautela, uma vez que a exposição dos pacientes à radiação pode levar a efeitos biológicos, principalmente quando o tempo de exposição é elevado e quando os pacientes são pediátricos. Baseando-se nestefato, este trabalho tem por finalidades: a) verificar os parâmetros técnicos empregados em um exame de UCM; b) estimar o produto Kerma no ar pela área ($P_{K,A}$) que 30 pacientes pediátricos receberam durante o exame de UCM em um hospital infantil de Curitiba; c) comparar os dados obtidos com outros estudos semelhantes e com a norma da Comissão Europeia (CE); para o presente trabalho, foram utilizados simuladores humanoides equivalentes às idades de 2, 5 e 10 anos. Foi verificada a dose absorvida por meio de uma câmara de ionização cilíndrica conectada a um eletrômetro. Com a dose absorvida (equivalente ao Kerma no ar) e a área irradiada nos simuladores humanoides, foi possível calcular o $P_{K,A}$, para cada faixa etária. A tensão de pico variou de 59kVp a 65kVp, sendo estes números inferiores ao que a norma da CE recomenda. O tempo de exposição nas radiografias variou de foi de 85ms a 120ms, superior ao recomendado pela CE (< 20ms). Os resultados obtidos do $P_{K,A}$ foram de 797cGy.cm² para a idade de 2 anos, 487cGy.cm² para 5 anos e 1.147cGy.cm² para 10 anos. Os resultados da maior parte dos estudos similares ficaram inferiores aos do presente estudo.

Palavras-chave: Uretrocistografia Miccional. Produto Kerma-Área. Sistema Urinário. Câmara de Ionização.

ABSTRACT

CAVALHEIRO, Thaline Lemos. Kerma-Area Product In Pediatric Patients Undergoing Voiding Urethrocytography.

Through radiological exams (such as voiding urethrocytography - VUCG), it is possible to find a variety of pathologies (such as vesicoureteral reflux) quickly and effectively. However, some caution is needed since patient exposure to radiation can lead to biological effects, especially when exposure time is high and when patients are pediatric. Based on this fact, this study aims to: a) verify the technical parameters applied in VUCG; b) estimate the Kerma product in the air by the area ($P_{K,A}$) that 30 pediatric patients received during the VCUG examination in a children's hospital in Curitiba; c) compare the data obtained with other similar studies and with the European Commission (EC); For the present study, humanoid simulators equivalent to the ages of 2, 5 and 10 years were used. The absorbed dose was verified through a cylindrical ionization chamber connected to an electrometer. With the absorbed dose (equivalent to the Kerma in the air) and the irradiated area in the humanoids simulators, it was possible to calculate the $P_{K,A}$, for each age group. The results showed that the radiographies kVp ranged from 59kVp to 65kVp, which is lower than the recommended at EC standards. The exposure time on radiographies ranged from 85ms to 120ms, higher than EC recommendations (<20ms). The results obtained of $P_{K,A}$ were 797cGy.cm² for the age of 2 years, 487cGy.cm² for 5 years and 1,147cGy.cm² for 10 years. The results of most of the similar studies were lower than those obtained in the present study.

Key-Words: Voiding Urethrocytography. Kerma-Area Product. Urinary System. Ionization Chamber.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Equipamento de Fluoroscopia	14
Figura 2 – Tubo Intensificador de Imagem.....	15
Figura 3 – Câmara de Ionização Cilíndrica	20
Figura 4 – Posicionamento em AP- Mulher	24
Figura 5 – Posicionamento em Obliqua Posterior Direita- Homem	24
Figura 6 – Imagens Ilustrativas da UCM masculina (acima) e feminina (abaixo).	25
Figura 7 – Equipamento de Fluoroscopia PHILIPS modelo DIAGNOST 93.....	27
Figura 8 – A é o eletrômetro Accu-Pro (9096), B é Câmara de Ionização 10x6-6, C é o digitalizador 9690 e D é o cabo	28
Figura 9 – Câmara de Ionização sobre simulador humanoide Pequeno (2 anos)	29
Figura 10 – Câmara de Ionização sobre simulador humanoide Médio (5 anos).....	29
Figura 11 – Câmara de Ionização sobre simulado humanoide Grande (10 anos)	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias dos Dados de Cada Idade. TF = Tempo Total de Fluoroscopia; ACP = Área do Campo no simulador humanoide; NR = Número de Radiografias; TP= Tensão de Pico; CT= Corrente.....	31
Tabela 2 – Doses do procedimento para cada faixa etária. A Dose Total está corrigida pelo fator de calibração de 0,991	32
Tabela 3 – Produto Kerma no ar pela Área ($P_{K,A}$).....	32
Tabela 4 – Valores de $P_{K,A}$ (cGy.cm ²) verificados pelo presente estudo e pelos estudos similares.....	33
Tabela 5 – Comparação da Tensão de Pico, Tempo de Exposição e Quantidade de Imagens.....	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UCM	Uretrocistografia Miccional
AP	Ântero Posterior
mA	Mili Ampére
CE	Comissão Europeia
P_{K,A}	Kerma no ar pela Área
DCA	Dispositivo de Carga Acoplada
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
SI	Sistema Internacional
DFoFi	Distância Foco-Filme
CI	Câmara de Ionização
eV	elétron-volt
kV	kilovoltagem
cGy	centiGray
cm²	centímetro ao quadrado
s	segundo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	OBJETIVOS	13
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	14
3.1.	Equipamento de Fluoroscopia.....	14
3.2.	Tubo Intensificador de Imagem	14
3.3.	Fluoroscopia Digital	15
3.4.	Dispositivo de Carga Acoplada	16
3.5.	Proteção Radiológica	16
3.6.	Cuidados da Radioproteção	17
3.7.	Detectores de Radiação	18
3.8.	Grandezas Radiológicas e Unidades	20
3.9.	Sistema Urinário	23
4	METODOLOGIA.....	27
4.1.	Aquisição Dos Dados	27
4.2.	Aquisição de Dose.....	28
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	31
6	CONCLUSÃO.....	35
7	REFERENCIAS.....	36

1 INTRODUÇÃO

Os exames contrastados do sistema urinário estão entre os procedimentos, mais comuns realizados nos centros de radiologia (BONTRAGER, 2010).

As indicações patológicas para o exame de uretrocistografia miccional (UCM) ser realizado, são de traumas na área do sistema urinário, refluxo ureteral e também incontinência urinária, pois a UCM é um procedimento no qual se verifica o funcionamento da bexiga e da uretra (BONTRAGER, 2010).

O procedimento de UCM tem início com a introdução do meio de contraste, via cateter uretral, de forma retrograda (pelo orifício externo da uretra). A fluoroscopia é utilizada para visualizar a fase miccional, onde o paciente fica em decúbito dorsal e esvazia a bexiga na mesa onde está sendo realizado o estudo. Após a micção, uma radiografia é feita na projeção ântero-posterior (AP) (BONTRAGER, 2010).

A fluoroscopia foi inventada por Thomas Edison em 1896 e desde então sua função é de muita importância para os exames contrastados, pois é possível obter uma imagem contínua dos movimentos internos do nosso corpo e seus fluídos utilizando um monitor de televisão. Neste método de imagem a corrente (mA) empregada é baixa, porém a dose no paciente é mais alta, se comparada à radiologia convencional, pois o tempo em que o paciente fica exposto a radiação é muito maior. Já a tensão de pico (kVp) empregada depende da parte do corpo que está sendo analisada no estudo (BUSHONG, 2012).

Os princípios de proteção radiológica são: justificção, otimização e limitação de dose individual. No princípio de otimização as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (BONTRAGER, 2010).

Os raios X podem danificar os tecidos vivos do nosso corpo causando danos irreparáveis que são passados às linhagens seguintes, mas também causam danos que podem ser reparados naturalmente pelo organismo do indivíduo (BIASOLI, 2006).

Por ser um exame que produz altas doses, a fluoroscopia aumenta os riscos

à saúde do paciente. Em pacientes pediátricos o risco é mais elevado que em adultos. É muito importante que tenha um estudo que quantifique as doses de radiação que as crianças recebem nos procedimentos, onde é utilizado fluoroscopia, já que os dados mais atuais que determinam limites de doses para pacientes pediátricos são da Comissão Europeia (CE) de 1996 (CHAPPLE, 2008)

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem o objetivo geral de avaliar o produto Kerma no ar pela área ($P_{K,A}$) recebido por pacientes pediátricos durante o exame de diagnóstico que estuda o sistema urinário, chamado uretrocistografia miccional.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- a) Coletar idade, distância foco filme, tamanho do campo colimado, tensão de pico, corrente, número de radiografias, tempo de exposição e tempo de fluoroscopia do exame de UCM;
- b) Com as médias dos dados coletados, determinar os valores de produto Kerma no ar pela área, utilizando câmara de ionização e simuladores humanoides para simular crianças de 2, 5 e 10 anos;
- c) Comparar os valores de $P_{K,A}$ obtidos nas simulações e alguns fatores técnicos com estudos semelhantes e com a Comissão Europeia;
- d) Sugerir ações para reduzir as exposições aos pacientes, caso necessário.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Equipamento de Fluoroscopia

A principal função do equipamento de Fluoroscopia é promover em tempo real a visão dinâmica das estruturas anatômicas, mostrando o movimento da circulação ou o movimento do vazão das estruturas internas. Este equipamento foi desenvolvido por Thomas A. Edison em 1896 com o nome de vitascope. Desde então, essa ferramenta vem sendo muito utilizada dentro do cotidiano da radiologia, para realizar vários tipos de exames. Durante a fluoroscopia é possível ver uma imagem contínua dos movimentos internos do corpo e dos fluidos através de um monitor de televisão enquanto o tubo de raios X está energizado (BUSHONG, 2010).



Figura 1 - Equipamento de Fluoroscopia
Fonte: UTFPR, 2017.

3.2. Tubo Intensificador de Imagem

O tubo intensificador de imagem (Figura 2) é um dispositivo eletrônico desenvolvido em 1950, este forma uma imagem de luz visível transformando o padrão do brilho do feixe de raios X que recebe. Esses tubos costumam ser acoplados a um monitor de televisão para a imagem ser vista pelos profissionais da área (BUSHONG, 2010).

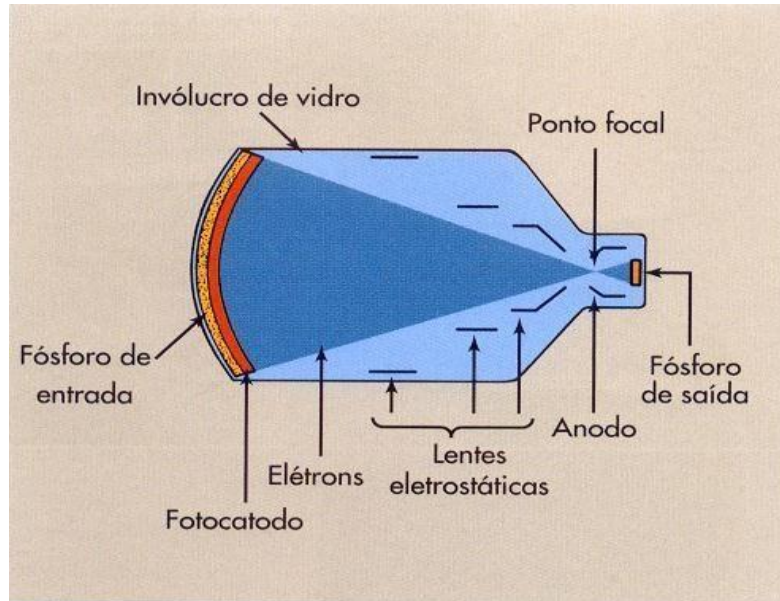


Figure 2 - Tubo Intensificador de Imagem
Fonte: BUSHONG, 2012.

O processo de conversão do feixe em uma imagem se dá pelas seguintes etapas: primeiramente o tubo recebe os raios X que atravessam o paciente, estes são transmitidos através do invólucro de vidro e interagem com cristais de iodeto de cério no fósforo de entrada, convertendo a energia em luz visível. O fotocátodo é a segunda etapa, responsável pelo processo de fotoemissão, que é ser estimulado com a saída de luz emitindo elétrons, após, passa pelo ânodo e finalmente os elétrons chegam ao fósforo de saída com uma alta energia, produzindo quantidade considerável de luz. Um raio X que interage com o fósforo de entrada é capaz de gerar um número muito elevado de fótons de luz no fósforo de saída (BUSHONG,2010).

3.3. Fluoroscopia Digital

Em 1970 os estudos sobre fluoroscopia digital foram iniciados por grupos de pesquisa em física médica da Universidade de Wisconsin e da Universidade do Arizona. A fluoroscopia digital possui múltiplos monitores, um console de operações mais complexas, além de um computador. O console de operações para sistema de imagem de fluoroscopia digital possui funções especiais para entrada de dados do paciente e comunicação com o computador, também contém outras funções para aquisição de dados e exibição de imagem (BUSHONG, 2010).

3.4. Dispositivo de Carga Acoplada

O dispositivo de carga acoplada (DCA) possui 14µm de fileiras de pixel em uma matriz de 2.048 x 2.048. O DCA está acoplado ao fósforo de saída do tubo intensificador de imagem por fibras ópticas ou por um sistema de lentes, o mesmo possui uma camada de silício quando esta camada é iluminada gera-se uma carga elétrica que é verificada pixel por pixel e manipulada para produzir uma imagem digital. Algumas vantagens do dispositivo de carga acoplada são alta resolução espacial, alta taxa de sinal - ruído, não exige manutenção, apresenta resposta linear, baixa dose no paciente (BUSHONG, 2010).

3.5. Proteção Radiológica

As normas e princípios de proteção radiológica têm como objetivo limitar a exposição dos trabalhadores e pessoas do público, para isso em 1928 foi criado o *International X Ray and Radium Protection Committee*, posteriormente o nome foi mudado para *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) uma instituição sem fins lucrativos que trabalha em conjunto com outros órgãos de saúde (BUSHONG, 2010).

3.5.1. Princípio da Justificação

Este princípio tem por objetivo justificar qualquer tipo de atividade radiológica ou exposição que o indivíduo possa vir a receber, para que os benefícios ao próprio sejam maiores que os malefícios (TAUHATA, 2003).

3.5.2. Princípio da Otimização

A proteção radiológica deve ser otimizada de forma que as doses empregadas nas técnicas práticas sejam razoavelmente tão baixas quanto possível, pois estudos epidemiológicos e radiobiológicos mostram que até mesmo doses menores podem causar efeitos estocásticos com risco carcinogênico dependendo da radiosensibilidade da área exposta. A aplicação deste princípio estabelece que

todas as medidas de proteção radiológica devem ser tomadas em todas as etapas possíveis, como no planejamento dos equipamentos e operação dos sistemas de radiação (TAUHATA, 2003).

3.5.3. Princípio de Limitação da Dose Individual

O princípio de limitação de dose individual vale tanto para o profissional da área como para um indivíduo do público, este requer que os limites anuais de doses sejam obedecidos, com isso a probabilidade de efeitos estocásticos também será menor (TAUHATA, 2003).

3.6. Cuidados da Radioproteção

Os procedimentos que podem ser adotados para reduzir a exposição são baseados nos fatores a seguir.

3.6.1. Tempo

A dose recebida por um indivíduo está diretamente proporcional ao tempo em que este fica exposto a radiação. Com isso o tempo de exposição deve ser reduzido, existem alguns métodos para introduzir esse cuidado da proteção radiológica que é aumentar a distância da fonte e indivíduo ou introduzir uma barreira entre os dois (TAUHATA, 2003).

3.6.2. Distância

Para uma fonte puntiforme o fluxo é inversamente proporcional ao quadrado da distância r da fonte, igual mostra na equação 1.

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{(r_2)^2}{(r_1)^2} \quad (1).$$

O valor da dose ou da taxa de dose reduzida quatro vezes ao se dobrar a

distância entre a fonte e o detector. Ficar afastado da fonte é a melhor forma de se proteger contra as radiações ionizantes (TAUHATA, 2003).

3.6.3. Blindagem

Uma forma de reduzir consideravelmente a exposição à radiação é utilizar blindagens, barreiras de proteção entre a fonte e o indivíduo. Para cada tipo de radiação, energia da fonte e taxa de dose aceitável fora da barreira, existe um tipo de blindagem específica. O profissional tornará a proteção radiológica mais eficiente quando usar o tempo, a distância e a blindagem em conjunto (TAUHATA, 2003).

A blindagem deverá ser contínua e sem falhas e todas as paredes blindadas deverão ser cobertas por pintura ou revestidas. As dimensões e barreiras para proteção da radiação da cabine de comando devem possuir uma espessura que proporcione atenuação da radiação que chega ao operador. Se o biombo estiver dentro da sala de exames, o mesmo precisa ter 210 cm de altura, se o feixe não estiver voltado diretamente para o local e for fixado no piso (SVS, 1998).

3.7. Detectores de Radiação

Os detectores de radiação são dispositivos que captam a radiação, quando estão no campo do mesmo. Quando a radiação interage com estes dispositivos, pode-se medir ou apontar algumas características dessas radiações gerando cargas elétricas, geração de luz, sensibilidade de películas fotográficas, criação de buracos no material, geração de calor e alteração da dinâmica de certos processos químicos. Para que o detector seja apropriado é preciso que este apresente algumas características, tais como (TAUHATA, 2003):

- a) Repetitividade: quando os resultados obtidos sob as mesmas circunstâncias de medição, concordam da mesma forma;
- b) Reprodutibilidade: quando os resultados obtidos sob diferentes circunstâncias de medição concordam da mesma forma;
- c) Estabilidade: quando ao longo do tempo o dispositivo mantém traços

- constantes de medição;
- d) Exatidão: quando os resultados obtidos concordam com o valor verdadeiro determinado;
 - e) Precisão: quando os resultados concordam entre si;
 - f) Sensibilidade: quando a variação do dispositivo condiz com a variação estimulada;
 - g) Eficiência: capacidade de converter os estímulos recebidos em um sinal mensurável, quantificável, a ser medido.

Para escolher um detector de radiação é preciso levar em consideração algumas características como, o tipo de radiação, intervalo de tempo de interesse, precisão, exatidão, resolução, condições de trabalho do detector, tipo de informação desejada, características operacionais e custo (TAUHATA, 2003).

3.7.1. Detectores a Gás

Os detectores a gás são os mais tradicionais. Caracterizam-se por utilizarem gases que provocam excitações e ionizações dos seus átomos. Pares elétron-íon são formados nas ionizações dependendo dos gases usados nos detectores e da radiação ionizante. Geralmente os elétrons que são arrancados pertencem as últimas camadas e possuem ordem de ligação de 10 a 20 eV porem nem sempre o elétron arrancado é da última camada. Para observar o número médio de pares elétron-íon formados (N) a física possui uma relação (Equação 2), onde W é a função do tipo de gás e da radiação envolvida e E é a energia depositada no detector (TAUHATA, 2003).

$$N = \frac{E}{W} \quad (2).$$

3.7.2. Câmara de Ionização

A câmara de ionização (CI) é o tipo de detector mais utilizado. Possui uma grande praticidade e também estabilidade por um período de tempo longo, por isso

é usada para fazer calibração eliminando a necessidade de recalibrações frequentes. Para este tipo de detector o gás empregado é o ar, este é capaz de medir diretamente a exposição se for construída para este propósito. A CI funciona na área de saturação de íons, no seu interior são formados pares de íons e para cada par, um sinal é coletado em forma de corrente posteriormente amplificadores são utilizados para o sinal ser processado de um jeito conveniente, até por que a corrente coletada é muito baixa para ser avaliada diretamente. As câmaras de ionização possuem várias formas e tamanhos, mas a maioria tem uma cavidade com um eletrodo central coletor que é enrolado por um material condutor (TAUHATA, 2003; FILIPOV, 2010).

3.7.3. Câmara de ionização Cilíndrica

A câmara de ionização cilíndrica (Figura 2) possui dois eletrodos, um central feito de alumínio que está envolto de ar e um eletrodo externo (parede condutora externa). Para que a radiação secundária não interaja com o detector há uma parede condutora com espessura significativa, assegurando os valores obtidos dentro da cavidade. Junto à CI há um eletrodo de guarda (grafite) e um isolante de alta qualidade. Eletrômetro é o aparelho que faz as leituras oriundas da Câmara de ionização cilíndrica (TAUHATA, 2003; BULLA, 1999).

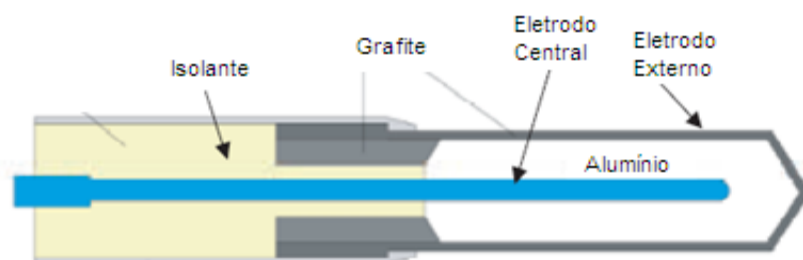


Figura 3 – Câmara de Ionização Cilíndrica Fonte: NASCIMENTO, 2014.

3.8. Grandezas Radiológicas e Unidades

Em 1925 foi criada a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) que tinha por finalidade estabelecer grandezas e unidades

dosimétricas, esta comissão queria encontrar uma unidade de radiação a ser usada na terapia do câncer. Em 1928 nasceu a *International Commission on Radiological Protection* com o intuito de normatizar a proteção radiológica e criar limites de exposição à radiação ionizante para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) (OKUNO, 2010).

Uma das preocupações na utilização da radiação ionizante é como medir a quantidade da mesma e seus efeitos na interação com a matéria. Com isso foram criadas as grandezas de física das radiações que estão separadas em três categorias: grandezas físicas, grandezas operacionais e grandezas de proteção (TAUHATA, 2003).

3.8.1. Grandezas Físicas

Os campos de radiação externos podem ser descritos pelas grandezas físicas que são: exposição, dose absorvida e kerma (OKUNO, 2010).

3.8.1.1. Exposição

A exposição é definida somente para fótons de raios X e gama que interagem com o ar. A medição direta desta grandeza é feita por câmara de ionização a ar. Possui uma relação entre dQ por dm (Equação 3), onde dQ é o valor absoluto da carga total de todos os elétrons e pósitrons, produzidos no ar, liberados pelos fótons e completamente freados e dm é a massa.

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

Sua unidade é o Roentgen (R) que esta relacionada com a unidade do Sistema Internacional, C/kg (TAUHATA, 2003; ONUKO, 2010), sendo que:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{C/kg}_{\text{ar}}.$$

3.8.1.2. Dose Absorvida

Esta grandeza foi introduzida em 1950 para ser usada principalmente em

radioterapia. A dose absorvida é a energia transferida para a matéria, esta vale para qualquer meio, tipo de radiação e qualquer geometria de irradiação. Ela é definida pela equação 4, onde D é a dose absorvida, dE_{ab} é a energia média depositada pela radiação em um volume de massa dm . A sua unidade atual é o Joule por quilograma (JKg) e o gray, equivalente a 100 rad na unidade antiga (OKUNO, 2010).

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (4).$$

A relação de dose no ar (em mGy), com a exposição medida no ar (em R), se dá pela equação 5 (TAUHATA, 2003) abaixo:

$$D_{ar} = 8,764 \cdot X \quad (5).$$

3.8.1.3. Kerma

Kerma (Equação 6) é a energia transferida ao meio, dE_{tr} , em um elemento de volume de massa dm (OKUNO, 2010).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (6).$$

Esta grandeza tem a mesma unidade que a dose absorvida, o Gy. O kerma é referente a energia transferida inicialmente, ocorre no ponto de interação do fóton com a matéria. Ele é válido para radiações inteiramente ionizantes e para qualquer meio. Sua relação com a exposição se dá, também pela equação 5, uma vez que D_{ar} e K , numericamente, são iguais (OKUNO, 2010).

3.8.2. Produto Kerma no ar pela Área ($P_{K,A}$)

O produto Kerma no ar pela área é definido pela equação 8, onde a integral do produto Kerma no ar pela área irradiada resulta no $P_{K,A}$. A unidade no SI para esta grandeza é cGy.cm² (FILIPOV, 2015).

$$P_{KA} = \int K(A) dA \quad (7).$$

A distância do ponto focal e a área que está sendo irradiada variam durante todo o exame, com isso esta grandeza é de grande utilidade para a fluoroscopia (FILIPOV, 2015).

O produto Kerma no ar pela área é medido com uma câmara de ionização de placas paralelas que é posicionada dentro do campo irradiado paralelamente ao tubo de raios X na saída do mesmo (FILIPOV, 2015).

3.9. Sistema Urinário

O Sistema urinário é constituído de dois rins, dois ureteres, a bexiga e a uretra. Os rins possuem um formato de feijão, o rim direito esta localizado na porção mais baixa e os dois estão situados no espaço retro peritoneal na parte mais posterior da cavidade abdominal, igual os dois ureteres. A bexiga serve como um reservatório de urina até que seja eliminada, onde passa pela uretra no seu trajeto final. Os exames contrastados são os mais comuns nos centros de radiologia (BONTRAGER, 2010).

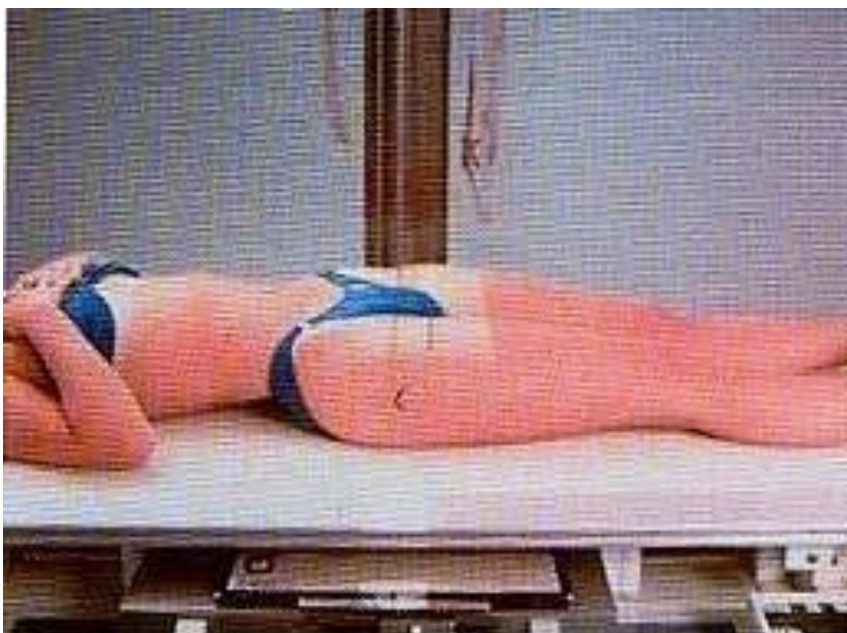
3.9.1. Uretrocistografia Miccional

O exame de uretrocistografia miccional tem por objetivo estudar a uretra e avaliar a capacidade de urinar do paciente, a indicação mais comum para este exame é devido a algum trauma ou incontinência urinária (BONTRAGER, 2010).

O procedimento é realizado com o paciente em decúbito dorsal, então é inserido um cateter na uretra e injetado o meio de contraste. Nos homens a uretra deverá aparecer, com isso precisa ser colocada sobre os tecidos moles da coxa direita. Nas mulheres o corpo deverá ser posicionado no plano médio sagital em relação a mesa ou ao porta filmes, ela deverá estender as pernas e separa-las ligeiramente. O raio central e o filme devem ser centralizados na sínfise púbica com distância foco-filme (DFoFi) de 100cm e a colimação ficará no tamanho do filme ou o menor possível. Na exposição à técnica deverá ser otimizada para que a bexiga possa ser visualizada sem superexposição da próstata e da uretra com contraste,

tanto no homem como na mulher (BONTRAGER, 2010).

Após a micção, o cateter deve ser retirado com cuidado para não traumatizar a uretra. Nas mulheres o posicionamento no momento de micção é em ântero posterior (Figura 3) ou em uma posição ligeiramente oblíquada, nos homens a posição é em oblíqua posterior direita a 30° (Figura 4) (BONTRAGER, 2010).



**Figura 4 – Posicionamento em AP-
Mulher Fonte: BONTRAGER, 2010.**



**Figura 5 – Posicionamento em Oblíqua Posterior Direita-
Homem Fonte: BONTRAGER, 2010.**

As imagens (Figura 5), são adquiridas por meio da fluoroscopia pois na fase miccional é necessário que a imagem seja mais precisa. Um raio X em AP é obtido após o esvaziamento completo da bexiga. No exame de UCM a proteção gonadal não é utilizada, pois a bexiga e a uretra são áreas primárias de interesse e a proteção não deixaria a porção ser visualizada na fluoroscopia (BONTRAGER, 2010).



Figura 6 - Imagens Ilustrativas da UCM masculina (acima) e feminina (abaixo). Fonte: BARONI, 2015.

3.9.2. Meios de Contraste

O contraste utilizado na UCM é o iodado. Existem dois tipos de contraste iodado, o iônico e o não iônico. Os dois são diferentes em sua composição química e se comportam de maneiras diferentes no organismo (BONTRAGER, 2010).

3.9.2.1. Contraste orgânico iônico

O contraste iônico é composto pelo iodo como elemento opacificador, um grupo de carboxila que é a base molecular, na forma de ácido benzoico, aos quais

outros elementos são adicionados. O cátion é um sal e está em uma cadeia lateral carregada positivamente, este aumenta a solubilidade do meio de contraste, com isso há uma probabilidade maior de reações alérgicas se houver um desequilíbrio fisiológico no indivíduo (BONTRAGER, 2010).

3.9.2.2. Contraste orgânico não iônico

Neste tipo de contraste o iodo é o elemento opacificador, porém os cátions carregados positivamente não estão contidos na fórmula, a base molecular não é mais a carboxila, esta foi trocada pela glicose. Quando é dissolvido em água se forma um composto não iônico, deste modo a administração via intravenosa ou nas cavidades orgânicas são mais toleradas pelo organismo. O contraste não iônico tem um custo bem mais elevado comparado ao iônico (BONTRAGER, 2010).

4 METODOLOGIA

4.1. Aquisição Dos Dados

O referente trabalho foi realizado em um Hospital Pediátrico de Curitiba no setor de radiologia e na sala de contrastados, onde 26 pacientes foram submetidos ao exame de UCM e durante alguns meses dados técnicos foram coletados, tais como: idade, tamanho do campo colimado, DFoFi (distância foco-filme), tensão de pico, corrente no modo de radiografia, tempo de exposição, tempo total de fluoroscopia e quantidade de radiografias feitas ao todo.

O equipamento de fluoroscopia utilizado nos procedimentos é de marca PHILIPS modelo DIAGNOST 93 (AMSTERDÃ, HOLANDA) demonstrado na figura 6.



Figura 7 – Equipamento de Fluoroscopia PHILIPS modelo DIAGNOST 93
Fonte: Aatoria Própria.

Antes de todo o procedimento, o médico avaliava um exame prévio de urina do paciente, avaliando se este pode realizar a uretrocistografia miccional.

Primeiramente a sala de exames era equipada com o material para realizar a UCM. Após esta etapa, a criança adentrava ao recinto, retirando toda a vestimenta da região inferior e deitando em decúbito dorsal na mesa de exames. O médico realizava a higienização da região anatômica e introduzia a sonda uretral no

paciente. Logo em seguida era injetado o contraste iodado juntamente com uma concentração de soro fisiológico e as imagens eram realizadas em determinados posicionamentos (dependendo do sexo da criança).

As idades das crianças variaram de 1 a 12 anos e com base nestes dados foram elaborados padrões de idades para respectivas faixas etárias: 2 anos (equivalendo à faixa etária de 1 a 3 anos), 5 anos (equivalendo à faixa etária de 3 a 8 anos) e 10 anos (8 a 12 anos). Os abjetos simuladores possuem espessura altura e peso para as três idades, o de 2 anos possui 17 cm de espessura, 63 cm de altura e 13 kg de peso, para a idade de 5 anos a espessura é de 20 cm, altura de 79 cm e peso de 18 kg, para 10 anos, o peso é de 41 kg, altura de 100 cm e espessura de 25 cm.

4.2. Aquisição de Dose

Para simular os pacientes, foram utilizados três simuladores humanoides (manequins preenchidos com água), cada um representando uma idade padrão (já mencionada anteriormente).

A dose absorvida de cada exposição foi verificada por uma Câmara de Ionização (CI) em conjunto com um eletrômetro (ambos da marca Radcal – Monrovia, CA, EUA), como mostrado na Figura 7.

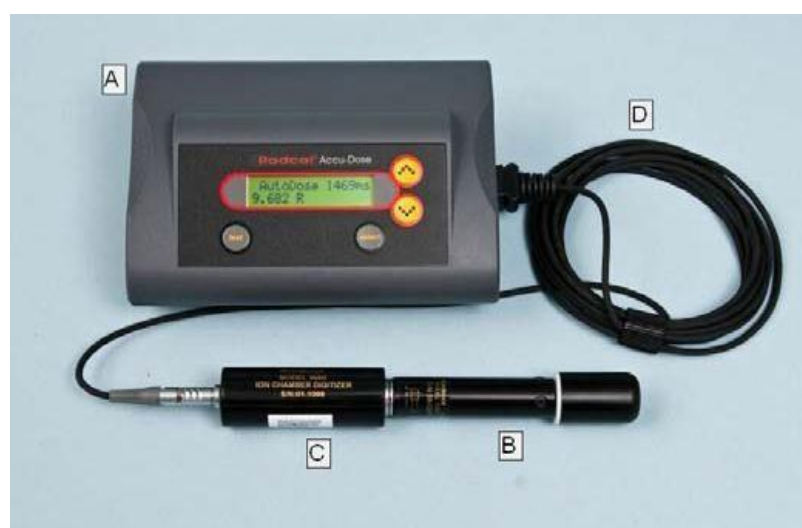


Figura 8 – A é o eletrômetro Accu-Pro (9096), B é Câmara de Ionização 10x6-6, C é o digitalizador 9690 e D é o cabo.

Fonte: RADCAL, 2010.

A Câmara de Ionização foi fixada com esparadrapo no centro do campo irradiado, sobre os simuladores humanoides, como ilustrado nas figuras 8, 9 e 10. O tamanho do campo foi colimado de acordo com os dados coletados durante os exames realizados nos pacientes reais. Os valores das leituras captadas pela CI são mostrados no eletrômetro com unidades que são transformadas em mGy.



Figura 9 – Câmara de Ionização sobre simulador Pequeno (2 anos) Fonte: Autoria Própria.



Figura 10 – Câmara de Ionização sobre simulador Médio (5 anos) Fonte: Autoria Própria.



Figura 11 – Câmara de Ionização sobre simulador Grande (10 anos)
Fonte: Autoria Própria.

A câmara de ionização foi calibrada em novembro de 2014 pelo Laboratório de Metrologia de Radiações Ionizantes da Universidade Federal de Pernambuco, com certificado de calibração número 0625RX/1014. Desta calibração, obteve-se o fator de correção para as leituras da câmara de 0,991.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A partir dos dados técnicos colhidos de cada criança, foram realizadas médias de acordo com a faixa etária equivalente as idades padronizadas de 2 anos, 5 anos e 10 anos, igual mostra a tabela 1 abaixo:

Tabela 1 – Médias dos Dados de Cada Idade. TF = Tempo Total de Fluoroscopia; ACP = Área do Campo no *Phantom*; NR = Número de Radiografias; TP = Tensão de Pico; CT = Corrente.

Idade	DFoFi	Radiografias			TF (seg)	ACP (cm)	NR
		TP	CT	Tempo de exposição (ms)			
2	100	59	100	97	135	17,5x21	8
5	111	61	100	85	117	22x12,5	8
10	105	65	100	120	101	20,5x20,5	9

Fonte: Autoria Própria.

Na idade padrão de 2 anos (1,5 - 3 anos) os valores médios de tensão de pico das radiografias, tempo de exposição das radiografias, tempo total de fluoroscopia e quantidade de radiografias foram, respectivamente, 59 kVp (57 é o mínimo e 60 é o máximo), 97 ms, 135 segundos (min60 a máx 220) e 8.

Para a idade padrão de 5 anos (3 - 8 anos) o valor médio de tensão foi de 61 (52 a 64), a média do tempo de exposição das radiografias foi de 85 ms, a média do tempo de fluoroscopia obtido foi 117 segundos (50 a 300) e a média da quantidade de radiografias tiradas foi de 8 unidades.

As crianças da idade padrão de 10 anos (8 – 12 anos) tiveram a tensão médio de 65 (58 a 78), o tempo de exposição médio das radiografias foi de 120 ms, o tempo total médio de fluoroscopia do exame foi de 101 segundos (60 a 190) e a média da quantidade de radiografias foi de 9 unidades.

Como mostra a tabela 2, com a dose verificada durante a fluoroscopia, adquirida através da simulação com simuladores humanoides, e a soma das doses das radiografias realizadas, foi calculada a dose absorvida durante todo o procedimento de UCM para cada idade padrão. Assim, foram verificados os resultados de 21,7 mGy para a idade de 2 anos, 17,7 mGy para 5 anos e 27,3 mGy para 10 anos.

Tabela 2 – Doses do procedimento para cada faixa etária. A Dose Total está corrigida pelo fator de calibração de 0,991.

Idade	Dose Escopia (mGy)	Soma Doses Radiografias (mGy)	Dose Total (mGy)
2	19,8	2,1	21,7
5	15,9	2,0	17,7
10	23,9	3,6	27,3

Fonte: Autoria Própria.

Por meio da Dose Total e da área do campo no simulador humanoide, que foi calculada usando o tamanho do campo no simulador humanoide, foi possível descobrir o Produto Kerma no ar pela área ($P_{K,A}$), conforme mostrado na Tabela 3. Os resultados variaram de 487 cGy.cm^2 a 1.147 cGy.cm^2 , sendo que 487 cGy.cm^2 é o $P_{K,A}$ da idade de 5 anos, 797 cGy.cm^2 é o $P_{K,A}$ para o grupo de 2 anos e 1.147 cGy.cm^2 é o $P_{K,A}$ para a idade padrão de 10 anos. A média do $P_{K,A}$, envolvendo todas as idades, é de 810 cGy.cm^2 .

Tabela 3 – Produto Kerma no ar pela Área ($P_{K,A}$)

Idade	Área do Campo No Objeto (cm^2)	Dose Total (mGy)	$P_{K,A}$ (cGy.cm^2)
2	367,5	21,7	797
5	275,0	17,7	487
10	420,3	27,3	1.147

Fonte: Autoria Própria.

Com base nestas informações é possível comparar os valores de $P_{K,A}$ e dados técnicos com outros estudos semelhantes e com a norma da Comissão Europeia.

Nesta pesquisa, a tensão de pico variou de 59 a 65kV, o tempo das exposições das radiografias foram de 97 a 120 ms e o número de radiografias foi de 8 a 9.

O estudo de Rongviriyapanich e Pongnapang, realizado no Hospital Siriraj da Tailândia, teve por objetivo avaliar as doses de radiação em crianças no exame de UCM. Foram coletados dados de 93 pacientes de 0 a 15 anos de idade. O kVp oscilou de 57,5 a 91,5. A norma da Comissão Europeia sugere o kVp de 65kV a 90kV para pacientes pediátricos no exame de UCM e o tempo de exposição menor que 20 ms.

Travassos *et al*/ analisaram em seu trabalho doses de radiação em 37 crianças na faixa etária de 1 a 16 anos no exame contrastado de uretrocistografia miccional na instituição IFF/Fiocruz. O número médio de radiografias e o tempo de escopia para as crianças de 2, 5 e 10 anos foram de 9, 11, 9 unidades e 486 s, 531 s, 929 s respectivamente.

Montovani *et al* encontraram a variação do kVp médio de 60 a 64 kV. O artigo foi elaborado através de uma coleta das doses que 220 pacientes pediátricos de 1 mês a 18 anos que se submeteram ao exame de UCM.

Já o artigo de Persliden *et al* avaliou o exame realizado em 68 pacientes de dois hospitais da Suécia entre 0 a 10 anos de idade. A média das radiografias foram de 7 para o grupo de 2 anos, 6 para os de 5 anos e 5 para os de 10 anos.

De acordo com a Tabela 4, no trabalho de Siriwiladluk *et al*, o menor valor encontrado de $P_{K,A}$ foi de 115 cGy.cm² e o maior de 576 cGy.cm²; no artigo de Persliden *et al* os valores oscilaram de 40 cGy.cm² a 251 cGy.cm²; Montovani *et al* verificaram valores de 172 cGy.cm² a 419 cGy.cm²; Travassos *et al* observou valores de 826 cGy.cm² a 1.312 cGy.cm² e no estudo de Rongviriyapanich e Pongnapang, os valores foram de 103,1 cGy.cm² a 388 cGy.cm². Todos os estudos analisados usaram as faixas etárias semelhantes as deste trabalho.

Tabela 4 – Valores de $P_{K,A}$ (cGy.cm²) verificados pelo presente estudo e pelos estudos similares.

Idade	Este Estudo	Persliden <i>et al</i>	Siriwiladluk <i>et al</i>	Travassos <i>et al</i>	Mantovani <i>et al</i>	Rongviriyapanich e Pongnapang
2	797	40	115	907	172	103,
5	487	64	292	826	227	116,
10	1.147	251	576	1.312	419	388

Fonte: Autoria Própria.

Através dos dados de outros estudos, foi observado que a única pesquisa que apresentou resultados acima dos valores deste estudo foi a de Travassos *et al*.

O $P_{K,A}$ para a idade de 5 anos surpreendeu, pois foi menor que para o grupo de 2 anos, talvez por representar crianças mais colaborativas, gerando tempos de exposição e tamanhos de campo menores. Entretanto, a amostragem foi relativamente pequena.

A Tabela 5 apresenta uma comparação entre os parâmetros técnicos deste estudo com os de outros estudos e com a recomendação da Comissão Europeia (CE).

Tabela 5 – Comparação da Tensão de Pico, Tempo de Exposição e Quantidade de Imagens

	kVp (kV)		Tempo de Exposição (ms)		Quantidade de Imagens	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Este Estudo	59	65	85	120	8	9
Comissão Europeia	65	90		<20	-	-
Montovani <i>et al</i>	60	64	-	-	-	-
Rongviriyapanich e Pongnapang	57,5	91,5	-	-	6 ⁽¹⁾	30 ⁽²⁾
Persliden <i>et al</i>	-	-	-	-	5	7

Fonte: Autoria Própria.

Nota:

⁽¹⁾ Valor mínimo de todas as idades.

⁽²⁾ Valor máximo de todas as idades.

As médias da tensão de pico utilizadas nas radiografias estão abaixo do que a norma da Comissão Europeia (CE) sugere. O único estudo que passou do limite sugerido foi o de Rongviriyapanich e Pongnapang com o kVp de 91,5kV. O tempo de exposição que a CE indica é menor que 20 ms, neste presente estudo o tempo variou de 85 ms a 120 ms. A quantidade média de radiografias feitas é similar com as outras pesquisas.

Alguns fatores técnicos coletados neste trabalho não possuem comparação com outros estudos pois os mesmos não foram incluídos nos artigos utilizados, tornando difícil uma comparação mais detalhada.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho tinha como finalidades: a) verificar os parâmetros técnicos empregados em um exame de UCM; b) estimar o produto kerma_{ar}-área ($P_{K,A}$) que 30 pacientes pediátricos receberam durante o exame de UCM em um hospital infantil de Curitiba; c) comparar os dados obtidos com outros estudos semelhantes e com a norma da Comissão Europeia (CE);

Foram coletados dados de 30 pacientes e foi elaborada uma simulação de UCM, com simuladores humanoides preenchidos com água, representando as idades padrões de 2, 5 e 10 anos de idade. Com uma câmara de ionização cilíndrica, houve a possibilidade de encontrar valores de dose absorvida.

A tensão de pico variou de 59 kVp a 65 kVp, sendo estes números inferiores ao que a norma da CE recomenda. O tempo de exposição nas radiografias variou de 85 ms a 120 ms, superior ao recomendado pela CE (< 20 ms). Os resultados obtidos do $P_{K,A}$ foram de 797 cGy.cm² para a idade de 2 anos, 487 cGy.cm² para 5 anos e 1.147 cGy.cm² para 10 anos. Os resultados da maior parte dos estudos similares ficaram inferiores aos do presente estudo.

Não há um órgão institucional no Brasil que estipule valores de $P_{K,A}$ para crianças no exame de uretrocistografia miccional, mesmo este sendo um método de diagnóstico com tempo de exposição elevado. Com isso, os valores encontrados neste estudo foram comparados a pesquisas semelhantes e somente um artigo apresentou números superiores, porém, dentre os mais baixos, este trabalho ainda está com valores elevados.

7 REFERENCIAS

BIASOLI, A. M. J. **Técnicas Radiográficas: Princípios Radiográficos, Anatomia Básica e Posicionamento**. 1ª Edição. Rubio. 2006.

BONTRAGER, Kenneth L. LAMPIGNANO J.P. **Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica**. 5ª Edição. Elsevier. 2010;

BULLA, R. T. **Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Dosimetria de Feixe de Elétrons**. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo. 1999.

BUSHONG, S.C. **Manual de Radiologia para Técnicos e Tecnólogos**. 7ª Edição. Elsevier. 2012.

BUSHONG, S.C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 4ª Edição. Elsevier. 2010.

CHAPPLE, C.L. **Optimisation of Protection in Pediatric Radiology. Regional Medical Department**. New Castle General Hospital 2008.

COMISSÃO EUROPEIA. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics**. Disponível em:

<<http://www.sprmn.pt/legislacao/ficheiros/EuropeanGuidelineseur16260.pdf>>

Acesso em: 12 outubro 2016.

FILIPOV, D. **Avaliação e Otimização da Dose de Radiação X devido a Exposições Médicas e Ocupacionais de Seriografia do Esôfago-Estômago-Duodeno Pediátricas**. 153f. Tese (Doutorado em Biotecnologia aplicada à Saúde da Criança e do Adolescente)- Faculdades Pequeno Príncipe, Curitiba, 2015.

MONTOVANI, Andrea; GIROLETTI, Elio. **Valutazione della dose in ueretrocistografie minzionali eseguite su pazienti in età pediátrica ed ottimizzazione dell'esame.** La Radiologia Medica, Torino, p.1-10, 2004.

Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Andrea_Mantovani3/publication/n/836978_Evaluation_of_the_dose_to_pediatric_patients_undergoing_micturating_cystourethrography_examination_and_optimization_of_the_examination/links/555d cc0e08ae6f4d cc8c7b74.pdf>. Acesso em: 23 maio 2017.

OKUNO, Emico. YOSHIMURA, Elisabeth M. **Física das Radiações.** 1ª Edição. São Paulo. Oficina de Textos.2010.

PERSLIDEN, Jan et al. **Dose and image quality in the comparison of analogue and digital techniques in paediatric urology examinations.** European Radiology, [s.l.], v. 14, n. 4, p.638-644, 1 abr. 2004. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-003-2144-9>.

RADCAL CORPORATION. **Radcal Part # MNL/2086 4091183 Rev:B3. 2013.**

RONGVIRIYAPANICH, Chantima; PONGNAPANG, Napapong. **Radiation Doses to Paediatric Patients Undergoing Voiding Cystourethrography (VCUG) at Siriraj Hospital.** Siriraj Med J, Thailand, v. 68, p.84-89, mar. 2016. Disponível em:

<<http://www.smj.si.mahidol.ac.th/sirirajmedj/index.php/smj/article/view/33/33>>. Acesso em: 24 maio 2017.

SIRIWILADLUK, Tawan; KRISANACHINDA, A. **Radiation Dose from Voiding Cystourethrography (VCUG) Examination in Children.** In: Krisanachinda A, editor. Challenges of quality assurance in radiation medicine. Proceedings of the 6th Annual Scientific Meeting on Thai Medical Physicist Society and Faculty of Allied Health Sciences; 2012 Feb 23-26; Phitsanulok, Thailand: Faculty of Allied Health Sciences Naresuan University; 2012. p.105-8. Disponível em: <http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/081/45081019.pdf> Acesso em: 16 abril 2017.

SVS. SECRETARIA DE VIGILANCIA SANITARIA DO MINISTERIO DE SAUDE. **Portaria 453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiagnóstico Médico e Odontológico.** 1998.

TAUHATA. L, ET AL. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 5ª Revisão. Rio de Janeiro. IRD/CNEN. Agosto/2003.

TRAVASSOS LV, et al. **Avaliação das doses de radiação em uretrocistografia miccional de crianças.** Radiol Bras. 2009;42:21-25. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S010039842009000100006&lng=en&nrm=iso&tIng=pt&ORIGINALLANG=pt. Acesso em: 12 outubro 2016.

UTFPR- Universidade Tecnológica Federal do Paraná. **Hipermidia.** Disponível em: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologiaconvencional/tecnologia-e-funcionamento-dos-equipamentosrx/tipos-de-equipamentos> Acesso em: 5 de julho de 2017.