

AVALIAÇÃO DE PRODUTO KERMA-ÁREA EM EXAMES
RADIOLÓGICOS DE UROGRAFIA

Alessander Sá do Carmo

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc

Prof^a. Regina Cely Rodrigues Barroso, D.Sc

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc

Dr^a. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2007

CARMO, ALESSANDER SÁ DO

Avaliação de Produto Kerma-Área em
Exames Radiológicos de Urografia [Rio
de Janeiro] 2007

XVII, 94 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Nuclear, 2007)

Dissertação – Universidade Federal do
Rio de Janeiro, COPPE

1. Urografia
2. Dosimetria
3. Medidor de Produto Kerma-Área

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

À minha avó Serafina da Conceição (*in memoriam*).

Into the distance a ribbon of black
Stretched to the point of no turning back
A flight of fancy on a windswept field
Standing alone my senses real
A fatal attraction holding me fast how
Can I escape this irresistible grasp?

Can't keep my eyes from the circling skies
Tongue-tied and twisted just an earth-bound misfit, I

Ice is forming on the tips of my wings
Unheeded warnings I thought I thought of everything
No navigator to find my way home
Unladen, empty and turned to stone

A soul in tension that's learning to fly
Condition grounded but determined to try
Can't keep my eyes from the circling skies
Tongue-tied and twisted just an earth-bound misfit, I

Above the planet on a wing and a prayer,
My grubby halo, a vapour trail in the empty air,
Across the clouds I see my shadow fly
Out of the corner of my watering eye
A dream unthreatened by the morning light
Could blow this soul right through the roof of the night

There's no sensation to compare with this
Suspended animation, a state of bliss
Can't keep my mind from the circling skies
Tongue-tied and twisted just an earth-bound misfit, I

Learning to Fly (Pink Floyd)

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar a DEUS, pela FORÇA e VONTADE de aceitar este desafio com HUMILDADE dando-me a LUZ para percorrer esta longa jornada.

Aos meus pais Roberto e Maria Angélica, ao meu irmão Anderson e a minha cunhada Bárbara, pelo apoio, carinho, compreensão e incentivo constante.

Ao meu sobrinho João Pedro, cujo seu nascimento proporcionou momentos de alegria e paz.

Ao Professor e Orientador Delson Braz, pela orientação acadêmica, disponibilidade, atenção e paciência durante todo o desenvolvimento desta Dissertação.

Aos Professores Ricardo Tadeu Lopes, Vergínia Reis Crispim e Edgar Francisco Oliveira de Jesus, pelas suas valorosas contribuições acadêmicas que foram muito importantes para minha formação profissional.

Ao Professor Lucas Gomes Padilha Filho e ao Dr. Hilton Augusto Koch, pela ajuda logística e disponibilidade em atender este trabalho.

Aos amigos Caetano, Larissa, Simone e Sielso, que começamos juntos a jornada da Física Médica a partir da nossa formação acadêmica pela Fundação Técnico-Educacional Souza Marques.

À minha amiga Márcia, pela sua valorosa ajuda em acompanhar as avaliações experimentais que foram imprescindíveis para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos médicos radiologistas e técnicos de radiologia, pela compreensão e paciência, sem as quais não seria possível a realização deste trabalho.

Ao Programa de Engenharia Nuclear (PEN/COPPE/UFRJ), pela oportunidade de realização deste trabalho.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.).

AVALIAÇÃO DE PRODUTO KERMA-ÁREA EM EXAMES RADIOLÓGICOS DE UROGRAFIA

Alessander Sá do Carmo

Março/2007

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

A proposta deste estudo foi de realizar as medições de produto kerma-área (PKA) com 47 pacientes durante os exames de urografia em dois hospitais situados no Município do Rio de Janeiro (Alpha e Bravo) com o emprego de um medidor de produto kerma-área, sendo que 16 pacientes estavam dentro das variações biométricas definidas como pacientes adultos típicos pela Portaria N° 453, do Ministério da Saúde de 01°/06/1998. Os valores médios de PKA obtidos pelo medidor para exames de urografia excretora para todas as projeções radiográficas e projeções AP foram de 3937,71 cGycm² e de 3596,56 cGycm² no Hospital Alpha. No Hospital Bravo, os valores médios de PKA para o mesmo exame para todas as projeções radiográficas e projeções AP foram de 641,81 cGy cm² e de 586,44 cGy cm² e, para exames de uretrocistografia, os valores médios de PKA foram de 576,32 cGycm² para todas as projeções radiográficas e de 288,16 cGycm² para projeções AP. Com um programa de computador, foram registrados os valores de dose efetiva e de dose nos órgãos a partir dos valores de PKA. Este estudo mostra a adequação desta metodologia para realização destes exames uma vez que o medidor de PKA é uma ferramenta muito simples e importante para medições de dose em pacientes, para fins de estabelecimento e/ou comparação com níveis de referência e para o controle de qualidade.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.).

EVALUATION OF KERMA-AREA PRODUCT IN RADIOLOGICAL
EXAMINATIONS OF UROGRAPHY

Alessander Sá do Carmo

March/2007

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The proposal of this study was to carry out measurements of kerma-area product (KAP) with 47 patients during urography examinations in two hospitals in Rio de Janeiro - Alpha and Bravo Hospitals- employing a measurer of kerma-area product. 16 out of 47 patients were within the biometric variations defined by the Decree N° 453 of the Ministry of Health of Brazil on June 1st, 1998, as typical adult patients. The average values of KAP obtained through the measurer for intravenous urography examinations for all radiographic projections and AP projections were 3,937.71 cGy cm² and 3,596.56 cGy cm² in Alpha Hospital. In Bravo Hospital, the average values of KAP for the same examination for all radiographic projections and AP projections were 641.81 cGy cm² and of 586.44 cGy cm², and for ureterocistography examinations the average values of KAP were of 576.32 cGy cm² for all radiographic projections and of 288.16 cGy cm² for AP projections. With a computer program, it was registered the effective dose values and dose in organs using the KAP values as parameter. This study shows the adequacy of the methodology to carry out examinations once the KAP measurer is a very simple and important tool for dose measurements in patients, to be established and/or compared with reference levels and quality control.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Apresentação.....	1
1.2 Objetivos.....	5
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
2.1 Raios X - Definição	6
2.2 Produção dos Raios X	6
2.2.1 Raios X Característicos	7
2.2.2 Raios X de Freamento (ou Bremsstrahlung).....	8
2.3 Interação da Radiação com a Matéria.....	9
2.3.1 Efeito Fotoelétrico.....	10
2.3.2 Efeito Compton	11
2.4 Grandezas para Radiações Ionizantes.....	12
2.4.1 Definição das Grandezas Dosimétricas e de Radiodiagnóstico	14
2.4.1.1 Grandezas Dosimétricas.....	14
2.4.1.1.1 Exposição (X)	14
2.4.1.1.2 Kerma (k)	15
2.4.1.1.3 Dose Absorvida (D).....	15
2.4.1.2 Grandezas Limitantes de Radiação	15
2.4.1.2.1 Dose Equivalente (H_T)	15
2.4.1.2.2 Dose Efetiva (E).....	16
2.4.1.3 Grandezas Dosimétricas Especiais para Radiodiagnóstico	16
2.4.1.3.1 Kerma no Ar Incidente ($k_{a,i}$).....	16
2.4.1.3.2 Kerma no Ar na Superfície de Entrada ($k_{a,e}$).....	16
2.4.1.3.3 Produto Kerma no Ar-Área (PKA).....	17
2.4.2 Relação entre o Produto Kerma-Área e a Dose Efetiva.....	17
2.5 Medidores de Produto Kerma-Área	19

2.6 Princípios de Proteção Radiológica	20
2.6.1 Justificação	21
2.6.2 Otimização	21
2.6.3 Limitação de Doses Individuais	21
2.7 Detectores de Radiações Ionizantes	21
2.7.1 Detectores a Gás	21
2.7.2 Regiões de Operação para Detectores a Gás	22
2.7.3 Câmaras de Ionização	23
2.8 Sistema Urinário	24
2.9 Urografia	25
2.9.1 Introdução	25
2.9.2 Contrastes Radiológicos	26
2.9.3 Efeitos Colaterais aos Contrastes	27
2.9.4 Principais Indicações dos Métodos de Imagem em Urografia.....	28
2.9.5 Urografia Excretora	29
2.9.5.1 Definição	29
2.9.5.2 Metodologia Padrão da Urografia Excretora	29
2.9.5.2.1 Preparação do Paciente	29
2.9.5.2.2 Cuidados com as Gestantes	30
2.9.5.2.3 Preparação da Sala de Exames	30
2.9.5.2.4 Seleção da Veia	31
2.9.5.2.5 Etapas de Execução do Exame	32
2.9.6 Uretrocistografia	35
2.9.6.1 Definição	35
2.9.6.2 Metodologia Padrão da Uretrocistografia	36
2.9.6.2.1 Preparação do Paciente	36
2.9.6.2.2 Preparação da Sala de Exames	36
2.9.6.2.3 Etapas de Execução do Exame	38

CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
3.1 Avaliação do Controle de Qualidade dos Equipamentos de Radiodiagnóstico Médico	40
3.2 Medidor de Produto Kerma-Área	45
3.2.1 Recalibração do Medidor de Produto Kerma-Área.....	47
3.3 Metodologia para Dosimetria dos Pacientes	50
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES	53
4.1 Resultados da Avaliação do Controle de Qualidade dos Equipamentos de Radiodiagnóstico Médico	53
4.2 Características dos Pacientes Avaliados.....	56
4.3 Medições Dosimétricas em Pacientes.....	61
4.3.1 Resultados dos Valores de Produto kerma-Área (PKA) Obtidos com Medidor PTW DIAMENTOR M2	61
4.3.2 Resultados dos Valores de Dose Efetiva e Dose nos Órgãos Registrados com Programa DiaSoft 5.0	68
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E SUGESTÕES	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77

ANEXOS

ANEXO A – FATORES DE PONDERAÇÃO DA RADIAÇÃO E CONVERSÃO DE GRANDEZAS	81
ANEXO B – MÉTODOS DE DESEMPENHO DOS APARELHOS DE RAIOS X	83
ANEXO C – FICHA DE AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES RADIOLÓGICOS DE UROGRAFIA	93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 – Produção dos Raios X (MAZZILLI et al., 2002)	7
Figura 2.2 – Em A, produção do raio X característico (CARMO, 2004); em B, seu espectro discreto (KNOLL, 1989).	8
Figura 2.3 – Em A, produção do raio X de freamento (CARMO, 2004); em B, seu espectro contínuo (KNOLL, 1989).	9
Figura 2.4 – Esquema do processo de interação pelo efeito fotoelétrico (TAUHATA et al., 2001).	11
Figura 2.5 – Esquema do processo de interação pelo efeito Compton (KNOLL, 1989).	12
Figura 2.6 – Princípio de medidas de PKA e os fatores que influenciam a exposição do paciente, tendo a relação entre a distância, a área e a dose (CANEVARO, 2000).	20
Figura 2.7 – Regiões de operação para detectores a gás (TAUHATA et al., 2001).	23
Figura 2.8 – À esquerda, o aparelho urinário e seus componentes; à direita, as principais estruturas anatômicas de um dos rins (GUYTON, 1988).	25
Figura 2.9 – Carro de parada/emergência (BONTRAGER, 2001).	28
Figura 2.10 – Materiais usados para urografia excretora (BONTRAGER, 2001).	31
Figura 2.11 – Possíveis veias a serem puncionadas para injeção do contraste iodado (BONTRAGER, 2001).	32
Figura 2.12 – Radiografia simples de uma urografia excretora (BONTRAGER, 2001).	34
Figura 2.13 – Aplicação do contraste iodado na veia (BONTRAGER, 2001).	34
Figura 2.14 – À esquerda, compressão uretral com velcro e um molde de espuma no abdômen; à direita, um filme radiografado com 10 minutos após a aplicação do contraste (BONTRAGER, 2001).	34
Figura 2.15 – À esquerda, posição em decúbito ventral (ou pósterio-anterior – PA); à direita, posições oblíquas dependentes (direita/esquerda, em detalhe acima) (BONTRAGER, 2001).	35
Figura 2.16 – Radiografia de uma bexiga cheia em posição AP (BONTRAGER, 2001).	35

Figura 2.17 – Em A, pinça de quatro garras; em B, pinça de Knutsen de duas garras.	37
Figura 2.18 – À esquerda, uso de um avental plumbífero; à direita, protetor de tireóide.	37
Figura 2.19 – Anéis dosimétricos.	38
Figura 2.20 – Uretrocistografia miccional em posição oblíqua direita de um paciente do sexo masculino. As letras identificam as estruturas anatômicas: A – Ureter distal; B – Bexiga urinária; C – Trígono vesical; D – Área da próstata; E – Uretra (BONTRAGER, 2001).	39
Figura 3.1 – Câmara de ionização, da marca Victoreen, modelo 450P.	42
Figura 3.2 – Detectores semicondutores, da marca Unfors Instruments (da esquerda para direita: em A, detector para medição tensão de pico, modelo 9001; em B, detector para medição de tempo, modelo 8003; em C, detector para medição de dose, modelo 6003).	42
Figura 3.3 – Esquema para os testes de exatidão do sistema de colimação e perpendicularidade do feixe: em A, chassi com filme de 30 X 40; em B, cilindro de acrílico com esferas metálicas nas extremidades; em C, moedas novas de R\$ 0,10 de 2 cm de diâmetro usadas para delimitação das bordas do campo de delimitação.	43
Figura 3.4 – Filtros de alumínio empregados para realização do teste da camada semi-redutora, da marca Victoreen - Nuclear Associates.	43
Figura 3.5 – Em A, aparelho de raios X do Hospital Alpha, da marca CGR, modelo triplunix 5; em B, aparelho de raios X do Hospital Bravo, da marca GE Medical Systems, modelo Proteus XR/a.	45
Figura 3.6 – Medidor de produto kerma-área PTW DIAMENTOR M2, da marca PTW Freiburg.	46
Figura 3.7 – À esquerda, câmara de ionização tipo 57523 (tamanho B) com conector; à direita, apresentação da câmara em duas vistas (lateral e frontal) com dimensões cotadas em milímetros (PTW Freiburg, 1998).	46
Figura 3.8 – Programa de unidades dosimétricas DiaSoft 5.0.	47

Figura 3.9 – Em A, medidor de kerma no ar CONNY II, da marca PTW Freiburg; em B, câmara de ionização de referência do medidor de kerma no ar usada durante a recalibração do medidor de PKA; em C, medidor de exposição da marca VICTOREEN, modelo Rad-Check Plus 06-526.	49
Figura 3.10 – À esquerda, câmara de ionização posicionada sob o sistema de colimação do feixe do tubo de raios X. À direita, indicação por uma seta da cruzeta com o ponto central da câmara coincidindo com o centro da cruz do sistema de colimação do tubo para passagem do feixe principal dos raios X.	51
Figura 3.11 – Acima, layout para montagem do sistema de medidas de PKA (MATSUBARA et al., 2004); abaixo, montagem do sistema de medidas de PKA em ambiente real para exames radiológicos.	51
Figura 4.1 – Gráfico tensão x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).	58
Figura 4.2 – Gráfico tensão x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).	58
Figura 4.3 – Gráfico tensão x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).	59
Figura 4.4 – Gráfico mAs x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).	59
Figura 4.5 – Gráfico mAs x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).	60
Figura 4.6 – Gráfico mAs x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).	60
Figura 4.7 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).	61
Figura 4.8 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).	62
Figura 4.9 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).	62
Figura 4.10 – Gráfico percentual de filmes empregados para exames de urografia nos Hospitais Alpha e Bravo.	63

Figura 4.11 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.	64
Figura 4.12 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.	64
Figura 4.13 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.	65
Figura 4.14 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).	70
Figura 4.15 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).	71
Figura 4.16 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).	71
Figura B.1 – Teste de fuga de cabeçote do tubo de raios X (LIMA, 2002).	92

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Coeficientes de conversão (dose efetiva E por unidade de PKA) calculados para exames de abdômen, e os correspondentes parâmetros de radiação (PETOUSSI-HENSS et al., 1995).	18
Tabela 4.1 – Resultado dos testes de controle de qualidade para o aparelho de raios X do Hospital Alpha (marca: CGR, modelo: triplunix 5).	54
Tabela 4.2 – Resultado dos testes de controle de qualidade para o aparelho de raios X do Hospital Bravo (marca: GE, modelo: Proteus XR/a).	55
Tabela 4.3 – Dados médios pessoais de pacientes para os exames de urografia no Hospital Alpha (entre parênteses, variações mínima e máxima).	56
Tabela 4.4 – Dados médios pessoais de pacientes para os exames de urografia no Hospital Bravo (entre parênteses, variações mínima e máxima).	56
Tabela 4.5 – Parâmetros técnicos dos exames de urografia para o Hospital Alpha (entre parênteses, variações mínima e máxima).	57
Tabela 4.6 – Parâmetros técnicos dos exames de urografia para o Hospital Bravo (entre parênteses, variações mínima e máxima).	57
Tabela 4.7 – Valores médios e 3º quartil de PKA para exames de urografia excretora e uretrocistografia.	66
Tabela 4.8 – Valores médios de dose efetiva para exames de urografia excretora e uretrocistografia.	69
Tabela 4.9 – Valores médios de dose nos órgãos registrados pelo DiaSoft 5.0 para urografia excretora nos Hospitais Alpha e Bravo para pacientes adultos típicos.	72
Tabela 4.10 – Valores médios de dose nos órgãos registrados pelo DiaSoft 5.0 para uretrocistografia no Hospital Bravo para pacientes adultos típicos.	73
Tabela A.1 – Fator de Peso da Radiação w_R (ICRP 60, 1991).	81
Tabela A.2 – Fator de Peso para o Tecido ou Órgão w_T (ICRP 60, 1991).	82
Tabela B.1 – Fatores de uso (U).	85
Tabela B.2 – Fatores de ocupação (T).	85
Tabela B.3 – Exemplos de carga de trabalho semanal máxima (W)	86
Tabela B.4 – Fatores multiplicativos para conversão de dose externa.	86
Tabela B.5 – Níveis de restrição de dose (Portaria N° 453, SVS/MS, 1998).	87

Tabela B.6 – Valores mínimos de camadas semi-redutoras em função da fase e 91
tensão do tubo (Portaria N° 453, SVS/MS, 1998).

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação

A Humanidade vem desenvolvendo tecnologias seguras para o uso do átomo em diversos campos, tanto científico, como econômico e o social. O emprego de qualquer processo tecnológico é precedido pela demonstração de que os riscos são suplantados pelos benefícios da tecnologia. No que diz respeito às radiações ionizantes, a proteção radiológica vem desenvolvendo, dentro do escopo de uma cultura de segurança, os parâmetros para nortear as ações de engenharia para a obtenção de um padrão de segurança compatível com sua utilização pela sociedade (CUNHA, 1997).

Dentro deste contexto, a Física das Radiações teve o seu início a partir do final do século XIX com a descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad von Röntgen em 1895, da radioatividade por Henry Becquerel em 1896 e do rádio pelo casal Pierre e Marie Curie em 1898 (ATTIX, 1986). Já em 1904, cerca de 20 (vinte) elementos naturalmente radioativos eram conhecidos. Apesar de muitos pesquisadores estarem envolvidos no processo de busca do entendimento do fenômeno radioativo, as contribuições mais significativas durante os 30 (trinta) primeiros anos do Século XX foram feitas por Ernest Rutherford e seus colaboradores.

A Radiologia é a área da Medicina que utiliza raios X para a realização de exames de radiodiagnóstico, prevenção e tratamento de doenças. Na área de radiodiagnóstico, os equipamentos de raios X clínicos são produzidos na faixa de tensão do tubo entre 50 kV e 150 kV para geração de imagens estáticas ou dinâmicas de órgãos, tecidos e ossos constituintes do corpo humano que ajudam o médico radiologista no seu diagnóstico.

Os raios X empregados na Medicina constituem a principal fonte de radiação ionizante produzida pelo Homem. As vantagens médicas dos raios X são indiscutíveis; contudo, é importante o seu controle. Os profissionais que atuam na área de radiodiagnóstico compartilham entre si as responsabilidades de reduzir as doses de

radiação recebidas pelos médicos, pacientes e demais profissionais da área (BUSHONG, 1998).

Para KOTSUBO (2002), a eficiência e o sucesso dos exames radiológicos dependem principalmente da produção de uma boa imagem radiológica, com visibilidade nítida e detalhada dos órgãos a serem diagnosticadas. A Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) estabelece as diretrizes de radioproteção e está diretamente relacionada com a disciplina na prática em radiodiagnóstico médico e do público em geral. Portanto, os recursos técnicos utilizados, assim como as áreas físicas disponibilizadas, devem ser corretamente planejados ou adequados, de tal forma que a informação do diagnóstico ou do rendimento terapêutico seja a melhor possível, com o menor risco para pacientes, trabalhadores e indivíduos do público.

Ao entrar em vigor em 1998 a Portaria N° 453 “*Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*” do Ministério da Saúde, o Brasil passou a introduzir programas de proteção radiológica que vêm sendo cumpridos por alguns hospitais. Nos países desenvolvidos, esses programas são rotinas nos serviços de radiodiagnóstico. Na União Européia, foi desenvolvida progressivamente uma ampla cultura de proteção e segurança radiológica na Medicina relacionada ao emprego das radiações ionizantes. Esta consistência contribuiu para a melhoria da proteção radiológica e o estabelecimento dos requisitos legais para a proteção radiológica de pacientes submetidos a exames radiológicos (COMISSÃO EUROPÉIA, 1999).

Com os avanços tecnológicos da radiografia diagnóstica, têm-se realizado inúmeras pesquisas voltadas para a avaliação de dose dos raios X nos pacientes submetidos a todos os exames de radiodiagnóstico, com a finalidade minimizar a possibilidade de ocorrência dos efeitos biológicos resultantes das exposições aos raios X (LIMA, 2002).

Em 1991, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, sigla em inglês) publicou a Resolução N° 60 “*1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*” com a introdução de novos conceitos a respeito dos princípios de proteção radiológica. Em 1996, a ICRP publicou a Resolução N° 73 “*Radiological Protection and Safety in Medicine*”, introduzindo os níveis de

referência para pacientes. A definição de nível de referência de diagnóstico se dá como uma forma de nível de investigação, aplicável a uma grandeza facilmente medida, usualmente a dose absorvida no ar, ou em um material equivalente ao tecido humano na superfície de um fantoma padrão ou em um paciente representativo (ICRP, 1996).

Apesar das publicações da ICRP 60 e 73 gerarem dificuldades na interpretação destes novos conceitos introduzidos, o termo *nível de referência de diagnóstico* foi adotado na área de radiodiagnóstico pelos físicos médicos (CANEVARO, 2000).

Em 2001, a Comissão Européia, através da publicação do livreto Radiation Protection N° 109 “*Guidance on Diagnostic Reference Levels for Medical Exposure*”, orienta aos Estados-Membros a expressar os níveis de referência em radiodiagnóstico convencional em duas grandezas: a dose de entrada na pele (DEP), que pode ser calculada ou medida com uso de dosímetros termoluminescentes (TLDs), e o produto kerma-área (PKA), que pode ser facilmente medido com uma câmara de ionização colocada sob o sistema de colimação do tubo de raios X (EUROPEAN COMMISSION, 2001).

DELICHAS et al. (2004) recomendaram a realização da dosimetria para avaliar o potencial de otimização de dose das radiações recebida pelos pacientes. Variações de dose significativas foram observadas em vários exames, as quais foram atribuídas à experiência dos profissionais radiologistas, às características complexas de alguns exames, às diferenças dos procedimentos de exame e ao desempenho dos aparelhos de raios X.

A dose efetiva, introduzida pela ICRP 60 (1991), vem sendo amplamente utilizada como um fator relacionado a risco para avaliação de danos causados pela radiação. Uma estimativa de dose efetiva pode ser obtida através das medidas do produto kerma-área (PKA) (DELICHAS et al., 2004).

CANEVARO (2000) desenvolveu, pela primeira vez no Brasil, uma metodologia de otimizar a proteção radiológica com emprego de sistemas de medidores de produto kerma-área para que fossem medidas rotineiramente as doses em pacientes, a fim de investigar os níveis de referência e o controle de qualidade. O produto kerma-área (PKA), está especificamente relacionado à exposição de pacientes, sendo

recomendado como o método mais aconselhado de acompanhamento do exame radiográfico, para amenizar os riscos de lesão causados pelas radiações. Por sua vez, esta grandeza fornece uma informação mais completa a respeito das irradiações sendo, portanto, um sistema de medidas recomendado para todos os exames quando não se têm todos os parâmetros de irradiação conhecidos (RASSOW, 1998).

A Urologia é a especialidade médica que trata as doenças do trato urinário e genital que acometem pacientes de ambos os sexos (SBU, 2007). Por sua vez, a urografia é um exame de diagnóstico realizado com raios X para o estudo do aparelho urinário através da medida da opacidade dos rins, dos néfrons, dos ureteres, da uretra e da bexiga graças a administração de um meio de contraste radiopaco injetável a fim de descobrir eventuais anomalias, uma vez que o referido contraste é eliminado do organismo através da micção após permanecer no sistema circulatório por um dado intervalo de tempo.

Os exames de urografia permitem aos médicos radiologistas fazer a interpretação dos resultados, sendo posteriormente analisados pelos médicos urologistas, que são responsáveis pelo tratamento das principais doenças causadas nos aparelhos urinário e genital. De acordo com a Sociedade Brasileira de Urologia (SBU) e o Instituto Nacional de Câncer (INCa), dentre estas doenças, têm-se:

- doenças da próstata: cerca de 2/3 dos homens terão alguma patologia prostática durante a sua vida, sendo o câncer de próstata o que tem maior importância (SBU, 2007). O câncer de próstata é a segunda causa de óbitos por câncer em homens, com estimativa de 47.280 casos para o ano de 2006, sendo superado apenas pelo câncer de pulmão (INCa, 2005);
- doenças nos ovários: câncer de ovário, sendo o mais difícil de ser diagnosticado, com cerca de 3/4 dos tumores malignos apresentam-se em estágio avançado no momento do diagnóstico inicial. É o câncer ginecológico de maior letalidade, embora seja menos freqüente que o câncer de colo do útero (INCa, 2005);
- doenças do colo do útero: o câncer de colo do útero é a terceira neoplasia maligna mais comum entre as mulheres, com 19.260 casos, sendo superado pelo câncer de pele e pelo câncer de mama (INCa, 2005);

- doenças dos rins: tumores benignos ou malignos, trauma renal, cálculo renal (SBU, 2007);
- doenças na bexiga: tumores malignos, bexiga neurogênica e incontinência urinária (SBU, 2007);
- doenças dos testículos: tumores malignos e infecções (SBU, 2007).

1.2 Objetivos

O objetivo neste estudo foi de realizar a avaliação de produto kerma-área em pacientes submetidos a exames radiológicos de urografia excretora e de ureterocistografia dentro dos Serviços de Radiologia de dois Hospitais situados no Município do Rio de Janeiro, e comparar os valores representativos de dose de acordo com a Portaria Nº 453, do Serviço de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, de 1998.

As medidas dosimétricas em pacientes avaliados neste estudo foram realizadas com o emprego de um medidor de produto kerma-área (PKA), cujas regiões anatômicas de interesse para as medições foram, respectivamente, no abdômen para exames de urografia excretora e na sínfise púbica para exames de ureterocistografia. Além disso, foi empregado um programa de computador que registrava os valores de dose efetiva e dose nos órgãos a partir de uma exposição radiográfica para obtenção do valor de PKA.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Raios X – Definição

A natureza desconhecida e misteriosa dos raios fez com que o físico alemão Wilhelm Conrad von Röntgen (★1845 - † 1923) descobrisse de forma quase acidental, o que passou a denominar *raios X*.

Os raios X são emissões de natureza eletromagnética, produzidos pela desaceleração de partículas carregadas ou pela transição de elétrons nos átomos. O comprimento de onda dos raios X varia de 0,05 a centenas de angströms (símbolo Å), onde 1 Å equivale a 10^{-10} m. Como outras formas de radiação, entre elas os raios gama, ultravioleta, a luz visível e as ondas de rádio, os raios X apresentam fenômenos associados com sua natureza ondulatória, tais como interferência, difração e polarização.

2.2 Produção dos Raios X

Nos equipamentos, os raios X são produzidos a partir da colisão de um feixe de elétrons oriundos do filamento (cátodo, de carga negativa) contra um alvo metálico (ânodo, de carga positiva), normalmente constituído de tungstênio (Figura 2.1-A). Quando estes elétrons se chocam contra o alvo, sofrem um processo de desaceleração e liberam sua energia cinética na forma de calor (99 %) e raio X (1 %) (Figura 2.1-B).

As máquinas geradoras de radiação X são equipamentos elétricos de alta tensão que podem ser desligadas, deixando de produzir os raios X. Esta característica distingue os raios X das fontes radioativas como, por exemplo, as fontes emissoras de radiação gama que emitem radiação espontânea e constante (MAZZILLI et al., 2002).

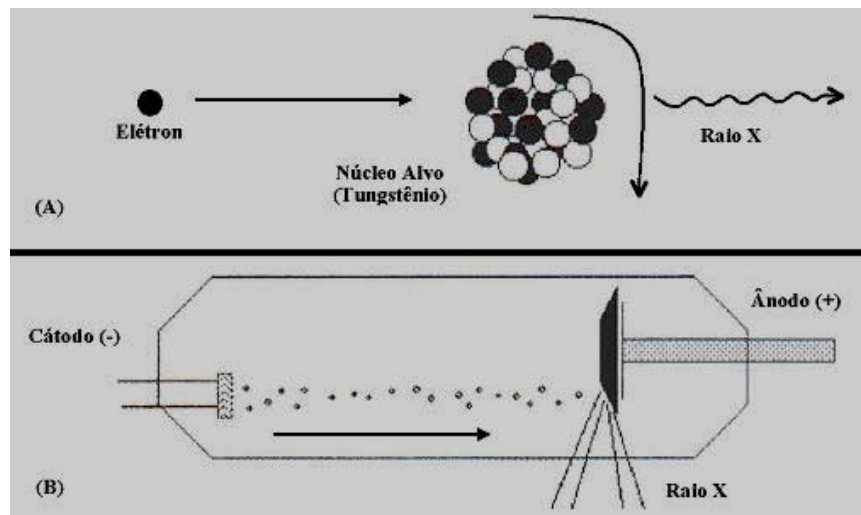


Figura 2.1 – Produção dos Raios X (MAZZILLI et al., 2002).

2.2.1 Raios X Característicos

Quando um átomo é bombardeado por radiação eletromagnética ou partículas carregadas com energia suficiente para remover um elétron das camadas mais internas, um elétron proveniente das camadas mais externas pode se deslocar para ocupar o estado de energia liberado, ocorrendo em seguida a emissão dos raios X característicos (Figura 2.2-A). Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar situado na parte mais interna na estrutura eletrônica), o excesso de energia do elétron pode ser liberado por meio de uma radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o estado final. A denominação *característico* se deve ao fato de que os fótons emitidos, por transição, em função da estrutura de energia dos elétrons que só função de cada elemento químico. Desse modo, a energia emitida permite a identificação do elemento de origem.

Os raios X característicos são, portanto, dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e, dessa forma, seu espectro de distribuição de energia é discreto (Figura 2.2-B).

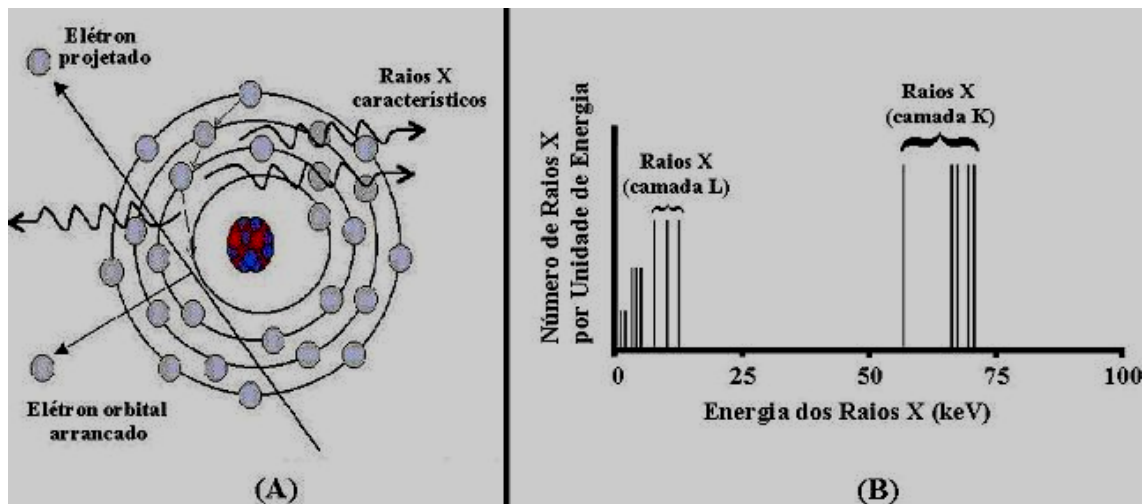


Figura 2.2 – Em A, produção do raio X característico (CARMO, 2004); em B, seu espectro discreto (KNOLL, 1989).

2.2.2. Raios X de Freamento (ou Bremsstrahlung)

Quando os elétrons acelerados interagem com o campo elétrico do núcleo do átomo de número atômico elevado, ou a sua eletrosfera, eles reduzem a sua energia cinética, ocorrendo uma mudança de direção e, em seguida, a emissão da diferença de energia cinética sob a forma de ondas eletromagnéticas. Este fenômeno é responsável pela geração de *raios X de freamento* ou *Bremsstrahlung* (Figura 2.3-A).

A energia dos raios X de freamento depende fundamentalmente da energia da partícula incidente, que é função de tensão de aceleração dos elétrons. A energia dos raios X gerados para uso médico e industrial não passa dos 500 keV. O processo depende da energia e da intensidade de interação das partículas incidentes com o núcleo e de seu ângulo de saída, e a energia da radiação produzida pode variar de zero a um valor máximo, sendo contínuo o seu espectro de distribuição de energia (Figura 2.3-B).

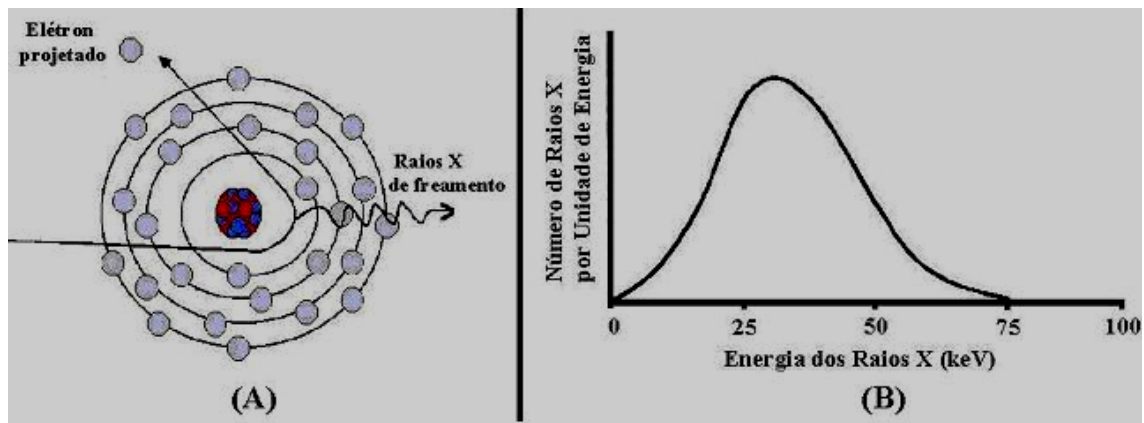


Figura 2.3 – Em A, produção do raio X de freamento (CARMO, 2004); em B, seu espectro contínuo (KNOLL, 1989).

2.3 Interação da Radiação com a Matéria

As radiações eletromagnéticas (ou fótons) podem penetrar em um dado material percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Isto se deve pelo seu caráter ondulatório, da ausência de carga e de massa de repouso. Este poder de penetração depende da seção de choque de interação para cada evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade e o alcance dos fótons são muito maiores do que a das partículas alfa e beta, e a probabilidade de interação depende muito do valor de sua energia, e do número atômico do material (TAUHATA et al., 2001).

Embora um número maior de possíveis mecanismos de interação seja conhecido para interação de fótons na matéria, há três principais tipos de interação que têm um papel importante nas medidas da radiação: *Efeito Fotoelétrico*, *Efeito Compton* e *Produção de Pares*. Todos estes processos de interação levam à transferência total ou parcial da energia do fóton incidente para a energia do elétron orbital (KNOLL, 1989). Para radiodiagnóstico médico, apenas os dois primeiros efeitos são relevantes devido à faixa de energia dos raios X, uma vez que a produção de pares ocorre apenas para interação de fótons com energia maior ou igual a 1.022 keV.

2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico (Figura 2.4), um fóton incidente transfere toda a sua energia E_f para um elétron orbital o qual é ejetado do átomo com uma energia cinética E_{c_e} (considerando as condições não relativísticas), sendo igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação E_b necessária para remover o elétron de seu orbital, isto é:

$$E_{c_e} = E_f - E_b \therefore E_b = E_f - E_{c_e} \quad (2-1)$$

onde

$$E_{c_e} = \frac{1}{2} m (v)^2 \quad (2-2)$$

sendo que m é a massa do elétron e v é a velocidade do elétron;

e

$$E_f = h \nu \quad (2-3)$$

onde h é a constante de Planck ($h \cong 6,63 * 10^{-34} \text{ J} * \text{s}$) e ν é a frequência.

Substituindo as equações 2-2 e 2-3 em 2-1, tem-se que:

$$E_b = h \nu - \frac{1}{2} m (v)^2 \quad (2-4)$$

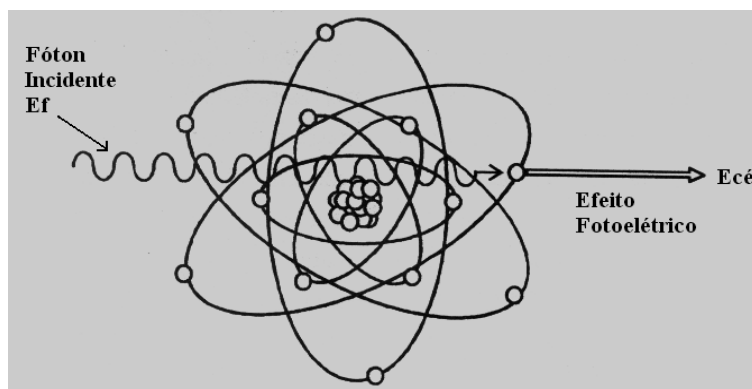


Figura 2.4 – Esquema do processo de interação pelo efeito fotoelétrico (TAUHATA et al., 2001).

2.3.2 Efeito Compton

O efeito Compton é o processo de interação de um fóton incidente, de comprimento de onda λ , com um dos elétrons situados na camada mais externa do átomo. Isto significa que a energia do fóton incidente E_f deve ser grande comparada à energia de ligação do elétron.

Neste processo, o fóton incidente E_f é desviado por um ângulo θ em relação a sua direção original após interagir com o elétron orbital, cedendo parte de sua energia e o seu comprimento de onda passa a ser maior, ou seja, λ' . Já o elétron ejetado se desloca com um ângulo ϕ em relação à direção original do fóton, tendo uma energia E_e (Figura 2.5). Como todos os ângulos de espalhamento são possíveis, a energia transferida do fóton ao elétron varia de zero até um valor máximo.

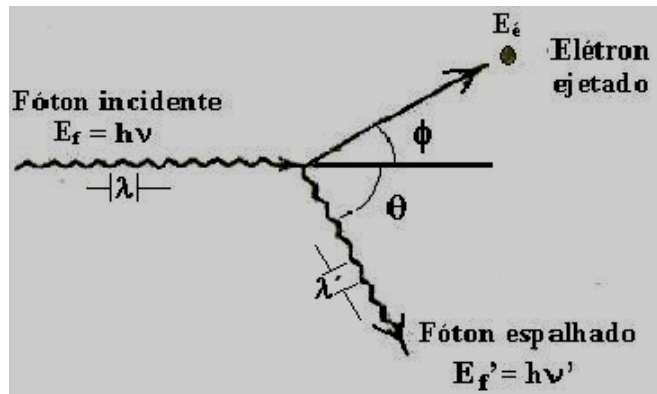


Figura 2.5 – Esquema do processo de interação pelo efeito Compton (KNOLL, 1989).

A expressão que relaciona a transferência de energia do fóton incidente para o elétron orbital e o ângulo de espalhamento para qualquer interação pode ser derivada pelas equações simultaneamente escritas para a conversão de energia e momento. Usando as simbologias definidas na Figura 2.5, pode-se demonstrar que:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2-5)$$

onde m_0c^2 é o produto da massa do elétron em repouso com o quadrado da velocidade da luz no vácuo ($m_0c^2 = 0,511 \text{ MeV}$).

A probabilidade do efeito Compton por átomo depende da densidade eletrônica do alvo e do número atômico Z do material absorvedor (KNOLL, 1989).

2.4 Grandezas para Radiações Ionizantes

Uma das questões iniciais na utilização da radiação ionizante é como realizar uma medição de quantidades utilizando a própria radiação ou os efeitos e subprodutos de suas interações com a matéria (TAUHATA et al., 2001).

Uma abordagem intuitiva seria medir as radiações emitidas, por exemplo, num intervalo de tempo ou as radiações que atravessam uma dada seção. São grandezas radiológicas associadas ao campo de radiação, que contabilizam o número de radiações

relacionado com alguma outra grandeza do sistema de medição tradicional, como tempo e área.

Outra maneira seria avaliar os efeitos da interação da radiação com a matéria, utilizando algum efeito ou subproduto como, por exemplo, a utilização da carga elétrica dos elétrons ou íons produzidos pela ionização, a energia transferida ao material pela radiação, a energia absorvida pelo material, a luminescência, a alteração da condutividade elétrica, o calor produzido, etc. De modo semelhante, utilizando relações com a massa ou volume, podem se definir grandezas radiológicas como *kerma* (**k**), *exposição* (**X**) ou *dose absorvida* (**D**). São grandezas dosimétricas pois estão associadas à interação da radiação com um material (TAUHATA et al., 2001).

Na área de radiodiagnóstico médico e odontológico, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais são calibrados é o *kerma no ar*. A partir do *kerma no ar* podem-se determinar todas as demais grandezas de uso prático (TAUHATA & RAMOS, 2002).

As medições de radiação, nesta área, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria do paciente. A grandeza *kerma no ar* é suficiente para a caracterização e controle da fonte (campo de radiação incidente no paciente) e para a avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem (campo de radiação pós-paciente).

A dosimetria do paciente é um pouco mais complexa devido à diversidade de técnicas para obtenção da imagem e das diferentes intensidades, durações e energias dos campos utilizados. Como agravante, tem aparecido uma abundância de grandezas para cada técnica.

Enquanto que em algumas situações a grandeza dosimétrica de interesse pode ser medida diretamente, em outras, a medição direta não é de todo possível como, por exemplo, na medição de dose em um órgão ou tecido interno. Neste caso, obtém-se o valor de dose no órgão ou no tecido indiretamente através da aplicação de coeficientes de conversão tabelados, a partir de uma grandeza medida diretamente, para condições de referência.

Até o momento, as diferentes grandezas utilizadas na área de radiodiagnóstico partem da definição de grandezas dosimétricas básicas (*kerma no ar* ou *exposição*), mas levam em conta as condições em que as medições são realizadas (livre no ar, no paciente ou no simulador) e o meio em que são expressos os valores da grandeza (no ar, na pele ou no tecido mole).

Organismos internacionais como a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, sigla em inglês) e a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, sigla em inglês), nestes últimos anos, têm-se esforçado para estabelecer um sistema harmonizado de grandezas, símbolos e unidades, a fim de preencher esta lacuna numa das áreas mais antigas de aplicação de raios X, mas ainda não existe um consenso internacional.

2.4.1 Definição das Grandezas Dosimétricas e de Radiodiagnóstico

2.4.1.1 Grandezas Dosimétricas

2.4.1.1.1 Exposição (X)

É o quociente entre **dQ** por **dm**, onde **dQ** é o valor absoluto da carga total de íons produzidos por um feixe de radiação eletromagnética no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos, como os pósitrons) liberados pelos fótons no ar, em uma massa **dm**, são completamente freados no ar.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2-6)$$

Unidade no SI: C * kg⁻¹.

2.4.1.1.2 Kerma (k)

É o quociente entre dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons incidentes em um material de massa dm .

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2-7)$$

Unidade no SI: Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} * \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.1.3 Dose Absorvida (D)

É o quociente de $\overline{d\varepsilon}$ por dm , onde $\overline{d\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , num ponto de interesse.

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (2-8)$$

Unidade no SI: Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} * \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.2 Grandezas Limitantes de Radioproteção

2.4.1.2.1 Dose Equivalente (H_T)

É o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ obtido sobre todo o tecido ou órgão T , devido à radiação R .

$$H_T = \sum_R D_{T,R} * w_R \quad (2-9)$$

onde w_R é o fator de peso da radiação cujo tipo de radiação é definido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, sigla em inglês), a partir da Resolução Nº 60 “1990 Recommendations of the International Commission on Radiological

Protection” (ICRP, 1991). No Anexo A, a Tabela A.1 apresenta os valores de w_R para cada partícula ou radiação com sua respectiva faixa de energia.

Unidade no SI: Sievert (Sv), onde $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} * \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.2.2 Dose Efetiva (E)

É definida como a soma ponderada das doses equivalentes H_T em todos os órgãos ou tecidos do corpo.

$$E = \sum_T w_T * H_T \quad (2-10)$$

onde w_T é o fator de peso do órgão ou tecido T relevante e seus valores estão associados à radiosensibilidade do órgão. No Anexo A, a Tabela A.2 apresenta os valores de w_T definidos pela Resolução N° 60 da ICRP para cada órgão ou tecido.

Unidade no SI: Sievert (Sv), onde $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} * \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.3 Grandezas Dosimétricas Especiais para Radiodiagnóstico

2.4.1.3.1 Kerma no Ar Incidente ($k_{a,i}$)

É o kerma no ar no eixo central do feixe incidente à distância foco-superfície da pele, isto é, no plano de entrada da pele. Inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retroespalhada.

Unidade no SI: Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} * \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.3.2 Kerma no Ar na Superfície de Entrada ($k_{a,e}$)

É o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

Unidade no SI: Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$.

2.4.1.3.3 Produto Kerma no Ar-Área (PKA)

É a integral do kerma no ar livre sobre a área A, do eixo dos raios X em um plano perpendicular ao seu eixo.

$$\text{PKA} = \int_A k_a(A) dA \quad (2-11)$$

Unidade no SI: $1 \text{ Gy cm}^2 = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \text{ cm}^2$.

Nesta definição, é excluída a radiação espalhada pelo paciente.

Com relação à grandeza produto kerma-área (PKA), não se tem ainda, no Brasil, uma definição dos níveis de referência para diversos exames de radiodiagnóstico médico junto com os dados relativos a dose de radiação administrada e aos tipos de aparelhos de radiodiagnóstico empregados. A Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998), no item 4.49, letra b, estabelece que o valor representativo de dose dada aos pacientes pode ser determinado em fantoma padronizado ou pelo 3° quartil da distribuição de dose em pacientes, para cada tipo de exame, ou por outro método apropriado. O 3° quartil é o termo da série procedido por 75 % dos termos estatísticos seguido pelos restantes 25 %.

2.4.2 Relação entre o Produto Kerma-Área e a Dose Efetiva

Existem programas de computador que estimam doses em órgãos e de dose efetiva a partir de medições do PKA em procedimentos radiológicos.

A partir destes programas são gerados coeficientes de conversão que dependem principalmente da tensão de pico aplicada no tubo, da região anatômica irradiada, da projeção e incidência e, em menor grau, da qualidade do feixe. Estes fatores são calculados para um paciente padrão e não devem ser considerados de forma absoluta para os pacientes individuais. A Tabela 2.1 apresenta os coeficientes de conversão de

PKA para dose efetiva para exames radiológicos de abdômen em incidência antero-posterior (AP) e pósterio-anterior (PA) e os correspondentes parâmetros de radiação.

Tabela 2.1 – Coeficientes de conversão (dose efetiva E por unidade de PKA) calculados para exames de abdômen, e os correspondentes parâmetros de radiação (PETOUSSI-HENSS et al, 1995).

Exame	Tensão (kVp)	Filtração (mm Al)	Distância Foco- Filme (cm)	Distância Foco- Superfície (cm)	Campo de Radiação (cm ²)	Fator de Conversão (mSv/Gycm ²)
Abdômen AP	80	2,5	115	85	30x40	0,27
					40x40	0,22
					35x35	0,24
Abdômen PA	80	2,5	115	85	30x40	0,16
					40x40	0,13
					35x35	0,13

O fato de dispor de coeficientes que permitem estimar doses efetivas em pacientes a partir da medida do PKA deve ser tratado cautelosamente. A aplicação do conceito de dose efetiva em pacientes individuais apresenta diversas limitações. Ao estimar-se a dose da população em termos de dose efetiva a partir do PKAs medidos, não deveria confiar-se incondicionalmente no resultado numérico, devido às incertezas relativamente altas dos valores medidos de PKA, da ordem de 30 %, com instrumentos devidamente calibrados, e nos fatores de conversão aplicados, além das limitações da aplicação do conceito de dose efetiva em radiodiagnóstico (CANEVARO, 2000).

2.5 Medidores de Produto Kerma-Área

Nos anos 60 do século XX, houve diversas propostas para medição dosimétrica de pacientes. Todavia, as medidas de dose nos pacientes são mais complexas, pois devem considerar os tipos de tecidos expostos às radiações, bem como a variação de dose ao longo da estrutura anatômica irradiada. Por outro lado, quando se mede dose em um dado ponto, não se tem a noção da área ou do volume irradiado. A fim de superar estes problemas, foram desenvolvidos vários instrumentos integradores com indicações de grandezas distintas, entre elas a grandeza produto kerma-área (PKA).

O produto kerma-área é a grandeza mais adequada para medição do grau de exposição do paciente em radiodiagnóstico e para expressar os níveis de referência. O PKA é uma grandeza que está relacionada com o risco de indução de efeitos radioinduzidos, porque considera, além do kerma no ar, a área irradiada que dá uma indicação da quantidade de energia ministrada ao paciente (CANEVARO, 2000).

No medidor de produto kerma-área avalia-se, a partir da aplicação de uma dada tensão e corrente no tubo de raios X com uma dada filtração, a taxa de dose gerada multiplicada pelo tempo e pelo tamanho do campo de radiação (Figura 2.6). A distância focal não é considerada porque a dose diminui com a Lei do Inverso do Quadrado e o tamanho do campo de radiação aumenta com o quadrado da distância de modo que o produto permanece constante. Vale ressaltar que os medidores de PKA são projetados de tal forma que a sua resposta é independente da energia para feixes dos raios X na faixa das qualidades de radiodiagnóstico.

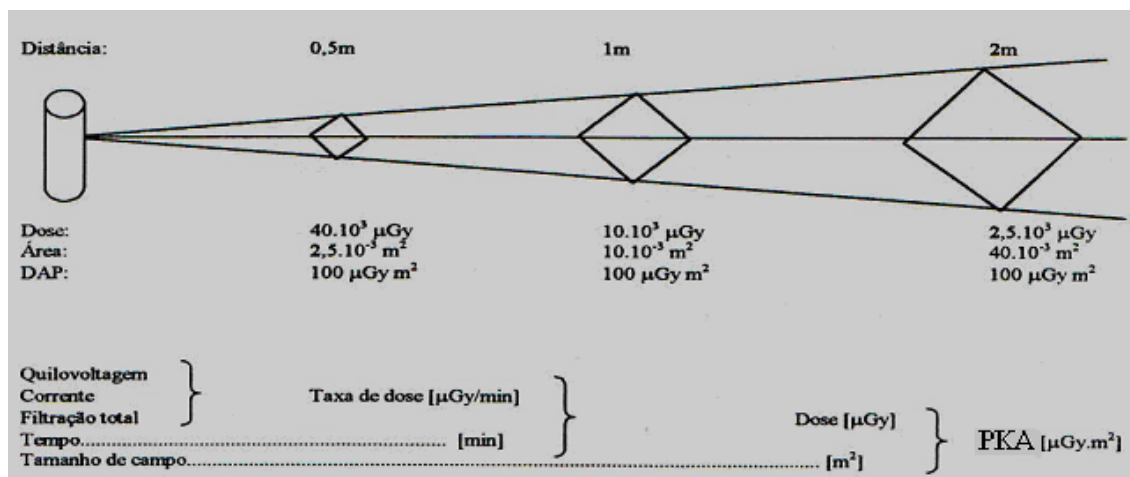


Figura 2.6 – Princípio de medidas de PKA e os fatores que influenciam a exposição do paciente, tendo a relação entre a distância, a área e a dose (CANEVARO, 2000).

A partir de 1969, a ICRP passou a incluir nas suas recomendações o emprego dos medidores de PKA com a consideração da sua importância para o treinamento de profissionais de radiodiagnóstico restringindo o tamanho do campo de radiação ou do tempo de exposição (CANEVARO, 2000).

2.6 Princípios de Proteção Radiológica

O principal objetivo da proteção radiológica é proteger os indivíduos, seus descendentes e a Humanidade como um todo dos efeitos danosos das radiações ionizantes permitindo, desta forma, o desempenho seguro das atividades que fazem uso das radiações (MAZZILLI et al., 2002).

A Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) adota os princípios básicos de um Sistema de Proteção Radiológica, que são a *Justificação*, a *Otimização* e a *Limitação de Doses Individuais*. Entretanto, somente os dois primeiros são aplicáveis às exposições médicas. De modo geral, estes princípios são recomendados pelos organismos internacionais (ICRP, IAEA) e estabelecidos pelos países-membros. No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é responsável em estabelecer os princípios de radioproteção através da Norma CNEN-NN-3.01 “*Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*” (CNEN, 2006).

2.6.1 Justificação

É o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática ou fonte ligada a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o dano que possa ser causado. Ou seja, qualquer atividade envolvendo o uso de radiação deve ser sempre justificado em relação a outras alternativas de modo a trazer um benefício líquido real para o indivíduo e a sociedade.

2.6.2 Otimização

É o princípio básico que estabelece que todas as instalações e as suas práticas devem ser planeadas, implantadas e executadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas e a possibilidade de exposições sejam tão baixas quanto razoavelmente exeqüíveis (Princípio ALARA - **As Low As Reasonably Achievable**), levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de dose aplicáveis.

2.6.3 Limitação de Doses Individuais

Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou de dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e exposição do público decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas.

2.7 Detectores de Radiações Ionizantes

2.7.1 Detectores a Gás

Os detectores de radiação mais antigos e amplamente empregados são baseados nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa por um meio gasoso. Os modos primários de interação envolvem a ionização e a excitação das moléculas do gás

ao longo da trajetória da partícula. Embora as moléculas excitadas possam, às vezes, ser usadas para produzir um sinal apropriado (como nos cintiladores a gás), a maioria dos detectores a gás é baseada na coleta dos elétrons e íons positivos formados pela ionização direta criada pela passagem da radiação. Os detectores a gás, como as *câmaras de ionização*, *contadores proporcionais* e *detectores Geiger-Müller*, geram de diferentes modos, um sinal eletrônico de saída proveniente dos pares de íons formados no gás que preenche o detector (KNOLL, 1989).

2.7.2 Regiões de Operação para Detectores a Gás

A probabilidade de interação da radiação com o gás, resultando na formação de pares de íons, varia com o tipo de radiação, com a pressão e o tipo de gás interior do detector. Quando um campo elétrico é aplicado, esses íons serão coletados e podem se multiplicar em função do campo elétrico, gerando diferentes tipos de detectores a gás. A Figura 2.7 ilustra a variação do número de pares de íons em relação à variação do campo elétrico, para duas radiações de mesmo tipo e energias diferentes. Pode-se separar o intervalo de variação do campo elétrico em seis regiões, pelas características específicas de geração e coleta de carga. Essas regiões são:

- Região inicial não-proporcional;
- Região de saturação iônica;
- Região proporcional;
- Região de proporcionalidade limitada;
- Região do Geiger-Müller; e
- Região de descarga contínua.

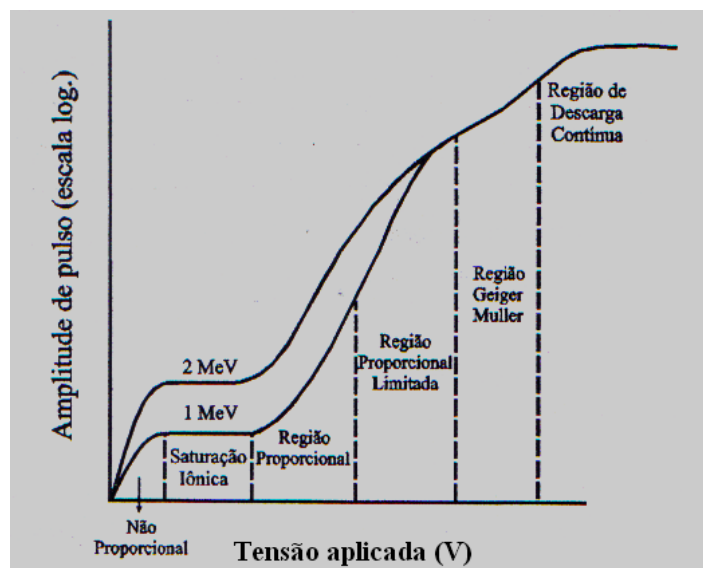


Figura 2.7 – Regiões de operação para detectores a gás (TAUHATA et al, 2001).

Na região inicial não-proporcional, a velocidade dos íons e elétrons é pequena, possibilitando a ocorrência de recombinação e, desta forma, o número de cargas coletadas é menor que o número de cargas produzidas, não sendo uma região indicada para a operação dos detectores de radiação.

À medida que a intensidade do campo elétrico aumenta, a taxa de recombinação diminui e alcança-se a região de saturação onde todos os pares de íons produzidos são coletados, sendo esta a faixa de operação dos detectores denominada *câmaras de ionização*. Esta região se estende até um limite em que os elétrons livres alcançam energia cinética superior à energia de ligação dos elétrons das camadas mais afastadas do núcleo.

2.7.3 Câmaras de Ionização

A câmara de ionização é o mais simples entre os detectores a gás existentes, uma vez que se baseiam na coleta simples, sem multiplicação de pares de íons produzidos na interação primária da radiação com o gás. Por causa disso, a carga coletada é muito baixa, normalmente com corrente elétrica de 10^{-12} Ampères e precisam ser utilizados eletrômetros para que o sinal seja convenientemente processado. Também é menos

sensível, porém mais estável (da ordem de 0,1 %), já que não é afetada por flutuações de tensão, com uma resposta linear mais ampla.

Em função de ser um dosímetro absoluto e possuir grande estabilidade, as câmaras de ionização são muito utilizadas como instrumentos de referência bastando estar rastreada ao sistema metrológico e ser utilizada corretamente.

2.8 Sistema Urinário

Os exames radiológicos do sistema urinário estão entre os procedimentos contrastados mais comuns realizados nos serviços de radiologia (BONTRAGER, 2001). Por sua vez, o sistema urinário remove dos organismos os resíduos metabólicos presentes no sangue através de um sistema de tubos. É composto pelos rins, que são dois órgãos cujas suas anatomias são do tamanho de um punho fechado com formato de um grão de feijão. As principais funções dos rins são de filtrar e remover os produtos finais contidos no sangue e controlar as concentrações da maior parte das substâncias iônicas no líquido extracelular, inclusive de íons como os de sódio, potássio e hidrogênio. Há, ainda, os ureteres que têm a função de drenar a urina dos rins, a bexiga que armazena a urina até que ela seja eliminada do organismo, e a uretra, em forma de canal, que permite que a urina seja expelida para fora do corpo. Os resíduos químicos são produzidos no organismo pela decomposição de tecidos gastos, nutrientes e remédios. As artérias renais têm a função de levar o sangue até os rins, onde o sangue é coletado pelas veias renais após a filtração. Cada rim possui cerca de 1 milhão de pequenas unidades, chamadas de *néfrons* (GUYTON, 1988). A Figura 2.8 apresenta, respectivamente, as constituições estruturais do aparelho urinário e de um dos rins.

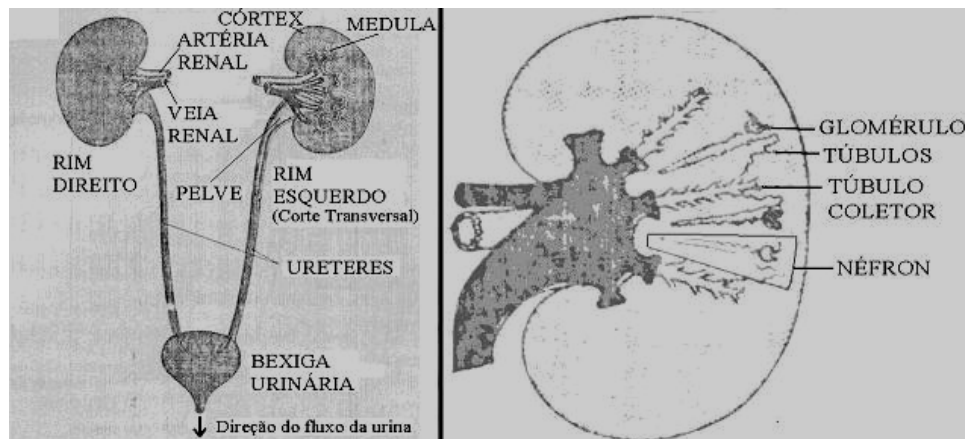


Figura 2.8 – À esquerda, o aparelho urinário e seus componentes; à direita, as principais estruturas anatômicas de um dos rins (GUYTON, 1988).

2.9 Urografia

2.9.1 Introdução

As técnicas de exames radiológicos de urografia incluem a *simples radiografia do abdômen*, a *urografia excretora* (ou *urografia intravenosa*), a *urografia venosa com nefrotomografias*, a *uretrocistografia* e a *cistografia* (TRINDADE, 1999; CARMO, 2004). Porém, a radiografia do aparelho urinário como um todo está baseada fundamentalmente em dois processos básicos: a *urografia excretora* e a *uretrocistografia* (ILHA, 1968).

Antes do advento dos novos métodos de imagem, isto é, da ultra-sonografia, da tomografia computadorizada, da ressonância magnética e das técnicas da medicina nuclear, o simples exame de raios X e a urografia eram os pontos de partida no diagnóstico por imagem do trato urinário. Com isso, nos últimos 20 anos, houve a redução do emprego da radiologia convencional em exames de urografia.

A solicitação e a ordem da realização dos exames de urografia vão depender da hipótese diagnóstica principal, dos diagnósticos diferenciais a serem eliminados, do provável tratamento para que o paciente seja submetido e do valor informativo dos diferentes métodos de imagem diagnóstica disponíveis nos dias de hoje.

2.9.2 Contrastes Radiológicos

O desenvolvimento das técnicas radiológicas está diretamente relacionado com o aperfeiçoamento dos meios de contraste radiopacos que, uma vez administrados por injeção, devem ser rapidamente excretados por filtração glomerular, tendo que transitar ao longo dos néfrons até serem eliminados do organismo através dos cálices. No caso da aplicação do contraste injetado, a sua concentração representa cerca de 50 vezes, ocasionando uma produção de pielogramas relativamente densos, responsáveis pela visualização das vias excretoras.

Atualmente, os contrastes empregados em exames radiológicos de urografia são os de iodetos orgânicos, onde o elemento químico, o iodo, é o componente que confere a radiopacidade. Quanto aos meios radiopacos para os contrastes, existem dois tipos: os iônicos e os não-iônicos.

Nos últimos quarenta anos, os contrastes iônicos apresentam uma alta osmolaridade e são representados por diatrizoatos ou iotalamatos (ânions) juntamente com o sódio ou meglumina (cátion) (BONTRAGER, 2001). Já os contrastes não-iônicos apresentam baixa osmolaridade, onde estão disponíveis o iopamidol e o ioexol, que são indicados para uso mielográfico e intravascular, respectivamente.

No que diz respeito à experiência clínica com os dois tipos de contraste, os não-iônicos apresentam vantagens em relação aos iônicos, tais que:

- os contrastes não-iônicos provocam de 20 % a 30 % menos reações que os iônicos (respectivamente 3,13 % x 12,66 %);
- quanto à incidência de reações graves, os não-iônicos têm 0,04 % e os iônicos, 0,22 %;
- quanto à taxa de mortalidade, os não-iônicos apresentam uma proporção de 1:160.000 enquanto que os iônicos apresentam uma proporção de 1:40.000.

Apesar destas vantagens seguras, os contrastes não-iônicos apresentam um fator limitante ao seu emprego generalizado devido ao seu elevado custo.

2.9.3 Efeitos Colaterais aos Contrastes

Os efeitos colaterais ocorrem em muitas pacientes como um resultado esperado à administração do contraste iodado. Eles são breves e autolimitados. Dois efeitos colaterais comuns após a injeção intravenosa do contraste são as sensações breves de calor e de gosto metálico na boca. A explicação desses efeitos ao paciente e a cuidadosa descrição do exame ajudam a reduzir a ansiedade e a preparar o paciente psicologicamente.

Às vésperas de um exame de urografia excretora, por exemplo, é feito pela equipe médica um questionário cuidadoso com o paciente a fim de alertar sobre uma possível reação ao contraste. Pacientes com história de alergia são mais propensos a sofrer reações adversas. Devem ser incluídas perguntas quanto às eventuais alergias ao paciente, tais como alergia a algum medicamento, alergia ao iodo, alergia a algum alimento (por exemplo, camarão), se apresenta febre no feno, asma ou urticária, etc. Uma resposta positiva a qualquer dessas perguntas alerta a equipe para um aumento na probabilidade de reações.

Como a reação é possível e imprevisível, deve-se ter sempre à mão todo o equipamento de emergência necessário. Além das medicações de emergência, o carro de parada deverá conter equipamentos de reanimação cardiopulmonar, oxigênio portátil, aparelhos de sucção (vácuo) e de pressão, um desfibrilador e um monitor (Figura 2.9). Vale ressaltar que o médico radiologista é responsável por garantir que o carro de parada esteja completo e disponível na sala de exames. Todos os equipamentos devem ser periodicamente verificados antes de um exame contrastado. Uma medicação básica, a epinefrina, deve estar disponível em uma seringa com agulha, pronta para uso (BONTRAGER, 2001).

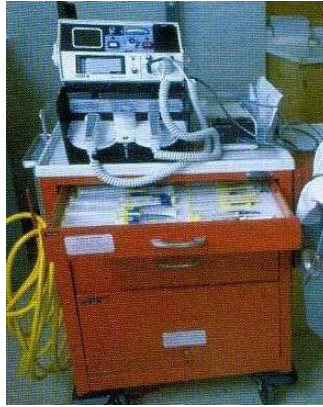


Figura 2.9 – Carro de parada/emergência (BONTRAGER, 2001).

2.9.4 Principais Indicações dos Métodos de Imagem em Urografia

Na avaliação das diversas patologias do trato urinário, é necessária a utilização de diferentes métodos de imagem para o estabelecimento de um diagnóstico definitivo.

A definição de uma ordem racional de solicitação desses exames auxiliares deve levar em consideração o valor informativo do método, a disponibilidade do mesmo em um ambiente de trabalho, o grau de invasibilidade da técnica utilizada e a relação custo/benefício para o paciente.

O estabelecimento dessa rotina de investigação é extremamente complexo, e existem inúmeros aspectos adversos na área de conhecimento. Deve-se acrescentar a essa dificuldade o acelerado avanço tecnológico ocorrido nos últimos anos no campo da imagenologia, determinando que os valores relativos desses métodos investigatórios se alterem em intervalos relativamente curtos, antes mesmo que conceitos anteriormente firmados estejam totalmente sedimentados.

2.9.5 Urografia Excretora

2.9.5.1 Definição

A urografia excretora, também conhecida como urografia intravenosa, é o exame radiológico básico do trato urinário e o seu principal objetivo é avaliar a forma, a estrutura e a função dos rins. Porém, nos últimos anos, com o avanço da tecnologia de diagnóstico por imagem como tomografia excretora, ressonância magnética e ultra-som, estes exames vêm sendo freqüentemente empregados para compensar as limitações da urografia excretora na avaliação da doença do trato urinário. Mesmo assim, o exame considerado ideal para a avaliação global do aparelho urinário permanece polêmico (DYER et al., 2001).

Não obstante, a urografia excretora continua sendo muito importante para avaliar as diversas alterações urológicas. Ainda constitui como o mais adequado exame radiológico para a investigação do sistema coletor (dutos coletores, cálices, sistema coletor intra-renal, ureteres). Este exame também é indicado para a avaliação de anormalidades congênitas, seguimentos cirúrgicos e terapêuticos e do estudo da função renal. Ao se realizar corretamente, a urografia excretora pode fornecer detalhes mais precisos no diagnóstico sem interferir em outras modalidades de imagem.

Vale ressaltar a validade da urografia excretora a fim de manter, sobretudo, o seu aprimoramento técnico e interpretativo (NACIF et al., 2004).

2.9.5.2 Metodologia Padrão da Urografia Excretora

2.9.5.2.1 Preparação do Paciente

A preparação do paciente para o exame de urografia excretora deve ser feita com o trato intestinal livre de gases e fezes para facilitar a visualização do aparelho urinário (BONTRAGER, 2001). Com isso, a sua preparação geral inclui:

- Jantar leve na noite anterior ao exame;
- Laxante para limpeza intestinal;

- Jejum após a meia-noite (mínimo de 8 horas);
- Um enema na manhã do exame.

Antes da execução do exame, todas as roupas (exceto calçados e meias) devem ser substituídas por um avental de mangas curtas fornecido pelo hospital. O avental deve ser fechado por trás com um laço.

O paciente deverá urinar poucos minutos antes do exame pelas seguintes razões:

- A bexiga muito cheia pode romper, especialmente se for comprimido o abdômen, durante o exame;
- A urina já presente na bexiga dilui o contraste que ali se acumula.

2.9.5.2.2 Cuidados com as Gestantes

Deve ser obtida a história menstrual em se tratando de uma paciente do sexo feminino. A irradiação no início da gravidez é uma das situações mais desastrosas em radiologia. Exames com raios X, como a urografia excretora que inclui a pelve e o útero no raio central, só devem ser realizados em gestantes quando absolutamente necessário e quando os benefícios excedem os riscos. Radiografias abdominais de uma gestante devem ser retardadas até o terceiro trimestre, se for o caso. Em certos casos, uma urografia excretora em uma gestante pode ser necessária. Frequentemente, quer-se afastar a obstrução urinária. Nessa situação, o técnico deve comunicar-se com o radiologista para saber se é possível diminuir o número de filmes a serem realizados durante o exame, o que pode reduzir a dose de irradiação sobre o feto. O uso de maior valor de tensão, com menor fator de exposição em mAs, também reduz a exposição total (BONTRAGER, 2001).

2.9.5.2.3 Preparação da Sala de Exames

Os equipamentos e suprimentos necessários durante a urografia, além de uma sala preparada para exames (Figura 2.10), são os seguintes:

- Tipo e quantidade certos do meio de contraste, tendo uma seringa apropriada;
- Frasco vazio do meio de contraste para mostrar ao médico, ou ao assistente, que vai aplicar a injeção;
- Agulhas e escalpes (tamanho 19) com circuito acoplado, todos estéreis;
- Gaze ou algodão com álcool;
- Torniquete;
- Toalha ou esponja para apoiar o cotovelo;
- Escudo gonadal para os homens;
- Bacia para vomitar (em caso de reação ao contraste após ser injetado no paciente);
- Números de chumbo, cronômetro, marcadores direita/esquerda (D/E);
- Carro de parada (emergência);
- Epinefrina pronta para injeção;
- Dispositivo de compressão ureteral (se usado pelo centro);
- Compressa fria para a testa e uma quente para o sítio de punção, se necessário.

Esses itens devem estar preparados e prontos para uso antes do paciente ser levado à sala de exames.

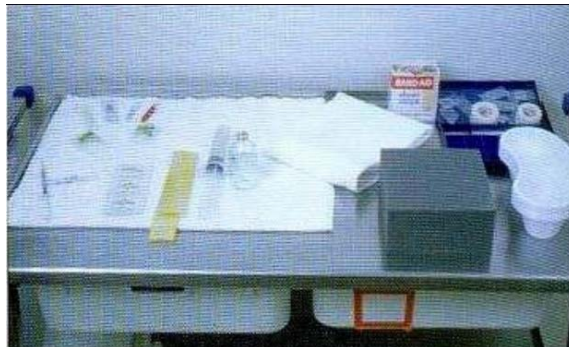


Figura 2.10 – Materiais usados para urografia excretora (BONTRAGER, 2001).

2.9.5.2.4 Seleção da Veia

Para a maioria das urografias excretoras contrastadas, são recomendadas as veias de fossa antecubital. Geralmente são grandes, de fácil acesso e duráveis o suficiente

para suportar a injeção do contraste sem extravasamento. As veias comumente usadas durante a punção incluem a cubital mediana, a cefálica e a basílica. O profissional em radiodiagnóstico deve estar preparado para problemas com qualquer tipo de punção em virtude da flexão do cotovelo podendo a agulha se desalojar ficando solta durante o procedimento. Em alguns casos, as veias de fossa antecubital podem ficar desgastadas pelo uso para outros fins, uma vez que as demais veias devem ser selecionadas. As veias posteriores da mão, ou do antebraço inferior, também podem ser confiáveis para infusão do contraste iodado. A Figura 2.11 ilustra as possíveis indicações das veias a serem puncionadas.

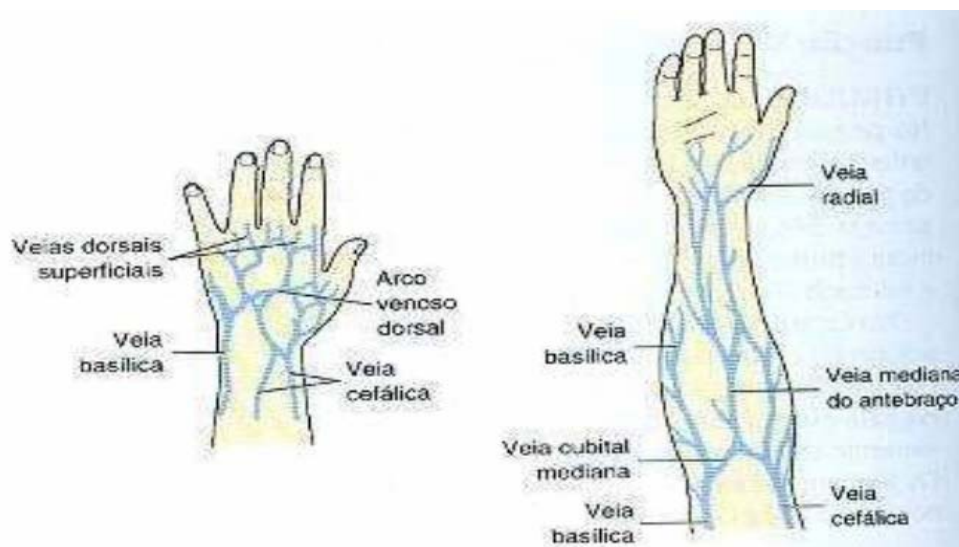


Figura 2.11 – Possíveis veias a serem puncionadas para injeção do contraste iodado (BONTRAGER, 2001).

2.9.5.2.5 Etapas de Execução do Exame

A seguir são apresentadas as etapas de execução do exame radiológico de urografia excretora realizadas dentro de uma sala de exames de raios X:

1 – Radiografia panorâmica do abdômen antero-posterior (AP), para otimizar a visualização das lesões contendo cálcio e origem potencial no trato urinário (Figura 2.12);

2 – Aplicação do meio contrastado injetável, dando uma seqüência de imagens para otimizar a detecção de porções específicas do trato urinário durante a opacidade máxima do contraste (Figura 2.13);

3 – Radiografia colimada da loja renal entre 1 e 3 minutos após a injeção do contraste, para visualização do parênquima renal;

4 – Após 5 minutos da aplicação do contraste, realiza-se uma radiografia panorâmica para incluir todo o aparelho urinário, sendo a posição AP é a mais indicada;

5 – Após 10 minutos da aplicação do contraste, realiza-se uma radiografia colimada da loja renal, que é uma membrana que reveste o néfron, através da compressão uretral com velcro e um molde de espuma no abdômen do paciente, o que permite reter o contraste iodado no aparelho urinário por um tempo maior, obtendo um estudo mais completo para avaliação dos cálices renais e sistemas coletores (Figura 2.14);

6 – Após 15 minutos da aplicação do contraste, realiza-se uma radiografia panorâmica sem a compressão uretral, o qual uma grande concentração de contraste iodado preenche os ureteres. Caso não seja suficiente para visualização, pode-se tentar mudanças de posicionamento do paciente como o decúbito ventral (ou póstero-anterior – PA) ou posições oblíquas dependentes (direita/esquerda), afim de proporcionar uma perspectiva diferente dos rins e projetar os ureteres longe da coluna (Figura 2.15);

7 – Radiografia na bexiga cheia antes do paciente ser conduzido ao banheiro para micção em posição AP (Figura 2.16);

8 – Radiografia na bexiga vazia após a micção em posição AP.



Figura 2.12 – Radiografia simples de uma urografia excretora (BONTRAGER, 2001).



Figura 2.13 – Aplicação do contraste iodado na veia (BONTRAGER, 2001).



Figura 2.14 – À esquerda, compressão uretral com velcro e um molde de espuma no abdômen; à direita, um filme radiografado com 10 minutos após a aplicação do contraste (BONTRAGER, 2001).

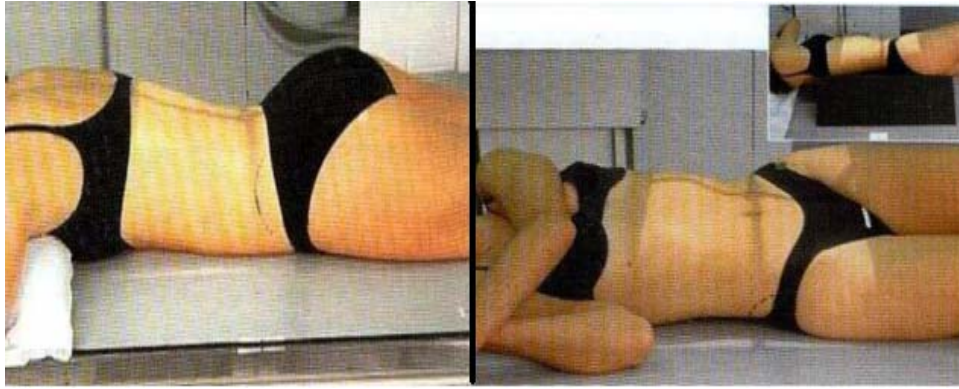


Figura 2.15 – À esquerda, posição em decúbito ventral (ou pósterio-anterior – PA); à direita, posições oblíquas dependentes (direita/esquerda, em detalhe acima) (BONTRAGER, 2001).



Figura 2.16 – Radiografia de uma bexiga cheia em posição AP (BONTRAGER, 2001).

2.9.6 Uretrocistografia

2.9.6.1 Definição

A uretrocistografia, também conhecida como uretrocistografia miccional, é o exame radiológico que fornece um estudo da uretra e avalia a capacidade do paciente urinar. Dessa forma, trata-se de um estudo funcional da bexiga e da uretra, sendo este exame universalmente indicado tanto em crianças como em adultos (BONTRAGER, 2001; TRINDADE, 1999).

2.9.6.2 Metodologia Padrão da Uretrocistografia

Embora os princípios técnicos sejam os mesmos, existem peculiaridades na realização da uretrocistografia em crianças e em adultos. Por exemplo, nas meninas, a partir dos 3 anos de idade, a capacidade vesical é até 250 ml e aumenta ao completar 12 anos enquanto que, nos meninos, a capacidade vesical é menor, em torno de 150 ml com idade entre 5 e 6 anos, passando a ter 250 ml em idades mais avançadas. Já nos adultos, a capacidade vesical é de até 500 ml.

Quanto à aplicação do contraste iodado, é feita a diluição com soro fisiológico a 30 % para crianças e de 50 % a 60 % para adultos (TRINDADE, 1999).

2.9.6.2.1 Preparação do Paciente

Como na urografia excretora, o paciente deve tirar todo seu vestuário, inclusive sua peça íntima, estando apenas vestido com um avental de mangas curtas fornecido pelo hospital, sendo fechado por trás com um laço.

2.9.6.2.2 Preparação da Sala de Exames

Os equipamento e suprimentos necessários durante a uretrocistografia, além do preparo da sala de exames de raios X, são os seguintes:

- Tipo e quantidade certos do meio de contraste iodado;
- Seringas;
- Frasco de soro fisiológico;
- Vasilhame de aço inoxidável para diluição do contraste iodado com soro fisiológico;
- Gaze com polvedine e álcool;
- Pinça para gaze;
- Números de chumbo;

- Pinça de 4 garras em latão cromado, acompanhada com uma caixa de esterilização de aço inoxidável para exames de pacientes do sexo masculino (Figura 2.17-A);
- Pinça de Knutsen com 2 garras em latão cromado, acompanhada com uma caixa de esterilização de aço inoxidável para exames de pacientes do sexo masculino (Figura 2.17-B);
- Sonda de borracha para aplicação do contraste iodado diluído, para pacientes do sexo feminino;
- Avental plumbífero e protetor de tireóide para médico radiologista (Figura 2.18);
- Anel dosimétrico (Figura 2.19).

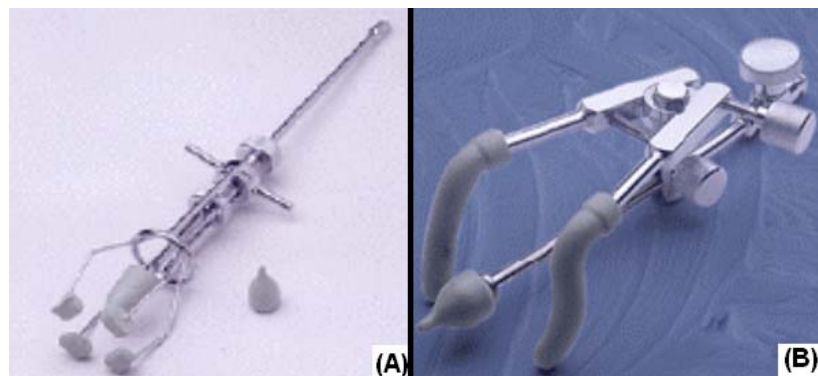


Figura 2.17 – Em A, pinça de quatro garras; em B, pinça de Knutsen de duas garras.



Figura 2.18 – À esquerda, uso de um avental plumbífero; à direita, protetor de tireóide.



Figura 2.19 – Anéis dosimétricos.

2.9.6.2.3 Etapas de Execução do Exame

São apresentadas as seguintes etapas de execução do exame radiológico de uretrocistografia realizadas dentro da sala de exames de raios X:

- 1 – Radiografia AP em decúbito dorsal quando a bexiga estiver cheia;
- 2 – Aplicação do contraste diluído na uretra do paciente feito pelo médico radiologista ao ser exposto pelos raios X, no qual deve portar o anel dosimétrico em um dos dedos da mão, e usar o avental plumbífero com o protetor de tireóide;
- 3 – Durante a fase miccional, são feitas radiografias nas posições oblíquas (direita e esquerda), enquadrando o abdômen, inclusive os rins, para verificar a existência de refluxo vesicoureteral (Figura 2.20)

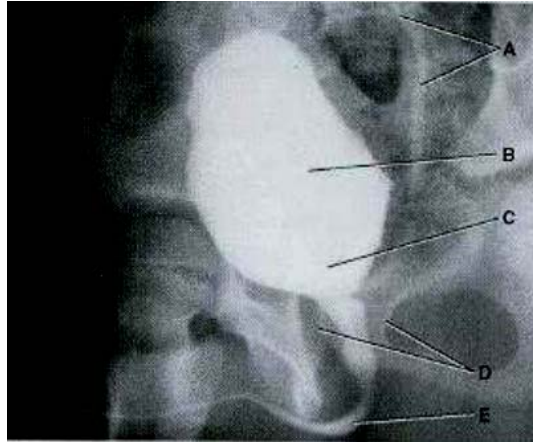


Figura 2.20 – Uretrocistografia miccional em posição oblíqua direita de um paciente do sexo masculino. As letras identificam as estruturas anatômicas: A – Ureter distal; B – Bexiga urinária; C – Trígono vesical; D – Área da próstata; E – Uretra (BONTRAGER, 2001).

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Avaliação do Controle de Qualidade dos Equipamentos de Radiodiagnóstico Médico

Um *Programa de Garantia da Qualidade* é um conjunto de ações sistemáticas, planejadas e periódicas que visa garantir a confiabilidade adequada quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componente ou procedimentos, de acordo com um padrão aprovado. Em *Radiodiagnóstico*, estas ações devem resultar na produção continuada de imagens de alta qualidade com mínimo de exposição para pacientes.

Com o objetivo de conhecer e garantir uma produção contínua de imagens radiográficas com qualidade e minimizando a exposição dos pacientes submetidos aos exames radiológicos de urografia excretora e ureterocistografia neste estudo e, para atender as recomendações da Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) e da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, sob o título *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança* (ANVISA/MS, 2005), sendo revogada com a Resolução N° 1016 em 03/04/2006, foram realizados os procedimentos do Controle de Qualidade dos aparelhos de raios X convencionais utilizados para os exames acima citados em dois hospitais localizados no Município do Rio de Janeiro, a fim de proporcionar uma melhoria da qualidade dos mesmos. Foram avaliados os seguintes hospitais: um de nível filantrópico e um de ordem universitário sob administração da União. Por questões de ordem ética, foram denominados, respectivamente, Hospitais Alpha e Bravo.

Para verificar se os equipamentos de raios X dos hospitais avaliados se encontravam dentro dos requisitos da Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998), foi efetuada uma avaliação dos equipamentos de acordo com os métodos descritos a seguir (ver ANEXO B):

1. levantamento radiométrico em vários pontos distintos da sala de exames;

2. exatidão da tensão no tubo, em kV;
3. exatidão da corrente no tubo, em mA;
4. exatidão do tempo de exposição, em ms ou s;
5. reprodutibilidade da exposição através da taxa de kerma no ar, em mGy;
6. linearidade da exposição da taxa de kerma no ar com o mAs, em mGy/mAs;
7. rendimento de saída a 1 m do ponto focal do tubo de raios X a uma tensão de 80 kV, em mGy m²/mA minuto;
8. exatidão do sistema de colimação;
9. perpendicularidade do feixe central;
10. avaliação da camada semi-redutora.

Abaixo é apresentada a relação dos instrumentos utilizados para a realização deste processo:

- Câmara de ionização utilizada para realização do levantamento radiométrico; marca: Victoreen; modelo: 450P; n° de série: 4290; escala da taxa de exposição: de 0 µR/h a 500 µR/h (Figura 3.1).
- Detector semicondutor [Si(Li)] - medidor de tensão em kVp (cor: verde); marca: Unfors Instruments; modelo: 9001; n° de série: 91596; faixa de operação: de 55 kVp a 145 kVp; incerteza de ± 2 % (Figura 3.2 -A).
- Detector semicondutor [Si(Li)] - medidor de tempo de exposição (cor: amarelo); marca: Unfors Instruments; modelo: 8003; n° de série: 65150; faixa de operação: de ms a s para tensões de 20 kV a 155 kV; incerteza de ± 2 % (Figura 3.2-B).
- Detector semicondutor [Si(Li)] - medidor de dose (cor: azul); marca: Unfors Instruments; modelo: 6003; n° de série: 55319; faixa de operação: µGy - µGy/s para tensões de 50 kV a 150 kV; incerteza de ± 2 % (Figura 3.2 -C).
- Chassi com um filme de 30 X 40 (Figura 3.3-A).

- Cilindro de acrílico com esferas para aferir alinhamento do feixe central de radiação, com 207 mm de comprimento por 105 mm de diâmetro (Figura 3.3-B).
- Moedas de R\$ 0,10 novas de 2 cm de diâmetro para delimitação da bordas de campo (Figura 3.3-C).
- Trena e nível de bolha.
- Filtros de alumínio para medição da camada semi-redutora → fabricante: VICTOREEN - Nuclear Associates (Figura 3.4).
- Fantoma para simulação do abdômen de um paciente adulto, com 1,75 m de altura e 73,5 kg de massa corporal.



Figura 3.1 – Câmara de ionização, da marca Victoreen, modelo 450P.

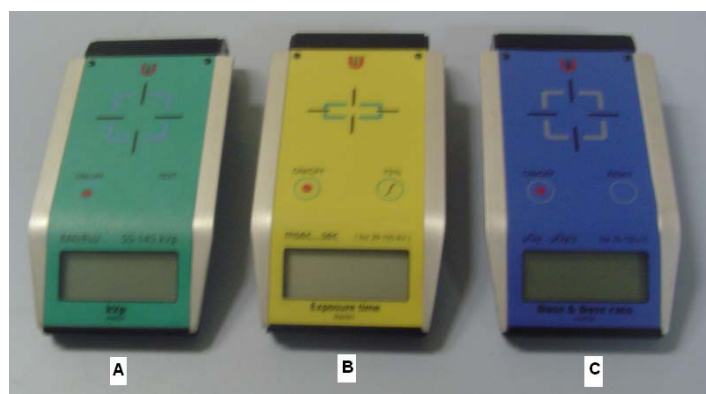


Figura 3.2 – Detectores semicondutores, da marca Unfors Instruments (da esquerda para direita: em A, detector para medição tensão de pico, modelo 9001; em B, detector para medição de tempo, modelo 8003; em C, detector para medição de dose, modelo 6003).

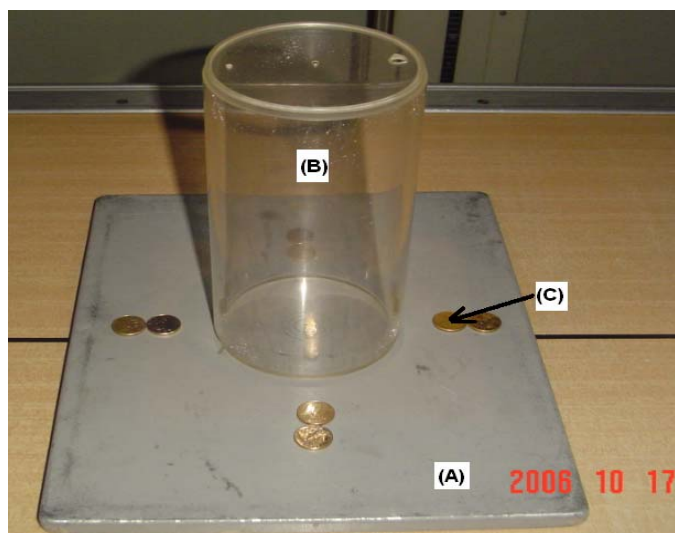


Figura 3.3 – Esquema para testes de exatidão do sistema de colimação e perpendicularidade do feixe: em A, chassi com filme de 30 X 40; em B, cilindro de acrílico com esferas metálicas nas extremidades; em C, moedas novas de R\$ 0,10 de 2 cm de diâmetro usadas para delimitação das bordas do campo de radiação.



Figura 3.4 – Filtros de alumínio empregados para realização do teste da camada semi-redutora, da marca Victoreen - Nuclear Associates.

No que diz respeito ao teste do sistema de colimação, o instrumento ideal seria uma placa milimetrada com dois retângulos de dimensões diferentes. Porém, devido a falta do referido instrumento na sala de exames, foram utilizadas moedas novas de R\$ 0,10, com 2 cm de diâmetro, para delimitação das bordas do campo.

A seguir é apresentada a relação dos aparelhos de raios X instalados nas salas de exames contrastados para urografia nos hospitais mencionados neste estudo:

- Hospital Alpha.

* Aparelho de raios X; marca: CGR; modelo: triplunix 5; faixa de operação: tensão de 0 kV a 150 kV; corrente de 50 mA a 500 mA; tempo de exposição de 0,008 s a 0,50 s; ano de fabricação: 1976 (Figura 3.5-A).

* Cabeçote e tubo; marca: CGR; modelo: CGR/433 OD 76.

* Sistema de colimação do feixe de raios X; marca: CGR; modelo: sem identificação.

- Hospital Bravo.

* Aparelho de raios X; marca: GE Medical System; modelo: Proteus XR/a; faixa de operação: tensão de 36 kV a 125 kV; corrente de 40 mA a 500 mA; produto corrente-tempo de 2 mAs a 500 mAs; ano de fabricação: 2002 (Figura 3.5-B).

* Cabeçote e tubo; marca: GE Company – Varian, Salt Lake City; modelo: 2271627; n° de série: 72074-3M; filtro inerente: 0,6 mm Al; filtro adicional: 1,3 mm Al; data de fabricação: Fev./2003.

* Sistema de colimação do feixe de raios X; marca: GE/Siemens; modelo: ALO1F; tipo: 2261765; n° de série: 02358; n° de matrícula: 5892919; n° de revisão: 05; filtro: 1,0 mm Al; data de fabricação: Dez./2002.



Figura 3.5 – Em A, aparelho de raios X do Hospital Alpha, da marca CGR, modelo triplunix 5; em B, aparelho de raios X do Hospital Bravo, da marca GE Medical Systems, modelo Proteus XR/a.

3.2 Medidor de Produto Kerma-Área

O medidor de produto kerma-área empregado neste estudo é da marca PTW Freiburg, modelo PTW DIAMENTOR M2 (Figura 3.6), da Comissão Técnica de Assessoramento à Reitoria para Atividades com Radiações Ionizantes do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (COTAR-X/HUCFF/UFRJ), o qual apresenta as seguintes características técnicas: dimensão de 262 mm x 157 mm x 147 mm, um visor de leitura e uma impressora para registrar a data, a hora, o tempo de exposição aos raios X e o valor de produto kerma-área (PKA), cuja unidade está calibrada em cGy cm^2 , e dois canais, especificados como A e B (PTW Freiburg, 1998).



Figura 3.6 – Medidor de produto kerma-área PTW DIAMENTOR M2, da marca PTW Freiburg.

A câmara de ionização padrão (marca PTW Freiburg) é do tipo 57523 (tamanho B), com dimensões de 17 cm x 18,5 cm x 1,7 cm (Figura 3.7). Os trilhos-guia para o tamanho adequado são adaptados à câmara de ionização a fim de permitir ao usuário de deslizá-la nas guias do sistema de colimação dos tubos de raios X. O material da câmara é de acrílico, com 70 % de transparência à luz visível e não causa prejuízo ao feixe de luz que sai do tubo. Apresenta, ainda, um filtro adicional na admissão do feixe com uma espessura aproximada de 0,5 mm equivalente a de alumínio. A sua conexão com o medidor é feita por um cabo do tipo K3S (Nº 5734/K3S), com um conector interno de três camadas, sendo uma interna para conexão ao condutor potencial, uma no meio para conexão a tensão de polarização de 475 V, e uma externa conectada a terra (PTW Freiburg, 1998).



Figura 3.7 – À esquerda, câmara de ionização tipo 57523 (tamanho B) com conector; à direita, apresentação da câmara em duas vistas (lateral e frontal) com dimensões cotadas em milímetros (PTW Freiburg, 1998).

seu uso, é necessário realizar a recalibração toda vez que o medidor de PKA for instalado em vários aparelhos de raios X, ou quando se tem a necessidade de trocar o eletrômetro e/ou a câmara de ionização, ou pelo menos uma vez por ano se a câmara estiver permanentemente instalada no mesmo aparelho (IPSM, NRPB & CoR, 1992; ICRU 74, 2005).

A grandeza avaliada nos medidores de PKA não é simplesmente em kerma no ar mas ao produto kerma-área, em unidades de Gy cm^2 . A cadeia de rastreabilidade é estabelecida através da calibração em kerma no ar do instrumento de referência, e pelo uso de um método exato o suficiente para medir a área do feixe (ICRU 74, 2005).

Por este motivo, o medidor de PKA PTW DIAMENTOR M2 teve de ser recalibrado toda vez que fosse instalado em cada um dos aparelhos de raios X usados neste estudo. A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a mesa normalmente usada para exames radiológicos foi de 1 m. A câmara de ionização do medidor de PKA foi montada sob o sistema de colimação do tubo de raios X. O campo de radiação foi colimado com as dimensões de 10 cm x 10 cm a fim de evitar a não uniformidade na taxa de dose através do feixe. As medidas de calibração foram feitas a 20 cm de distância acima da mesa, sendo utilizada em conjunto uma câmara de ionização de referência para medir os valores de kerma no ar.

Neste estudo, a recalibração para o medidor de PKA PTW DIAMENTOR M2 foi realizada com o emprego dos seguintes instrumentos:

- Medidor de kerma no ar (Figura 3.9-A) com câmara de ionização de referência (Figura 3.9-B) → marca: PTW Freiburg; modelo: CONNY II; n° de série: 110070146; unidade calibrada em mGy.
- Medidor de exposição (Figura 3.9-C) → marca: VICTOREEN Inc.; modelo: Rad-Check Plus 06-526; n° de série: 96234; faixa de variação: de 0,001 R a 1,999 R.

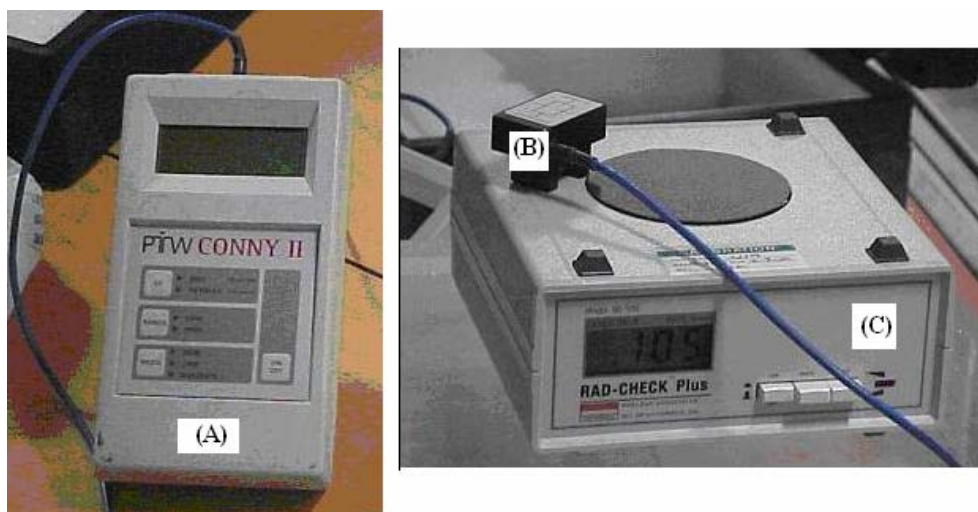


Figura 3.9 – Em A, medidor de kerma no ar CONNY II, da marca PTW Freiburg; em B, câmara de ionização de referência do medidor de kerma no ar usada durante a recalibração do medidor de PKA; em C, medidor de exposição da marca VICTOREEN, modelo Rad-Check Plus 06-526.

Para uma dada exposição de raios X, o medidor de kerma no ar com a câmara de ionização de referência PTW Freiburg CONNY II e o medidor de exposição VICTOREEN Rad-Check Plus 06-526 registraram, cada um, os valores de kerma no ar e de exposição, sendo este último convertido por meio de cálculo para kerma no ar. A partir daí, foi calculada uma constante numérica c obtida pela relação entre os valores registrados pelos dois medidores, ou seja:

$$c = \frac{\text{leitura do medidor PTW Freiburg CONNY II}}{\text{leitura do medidor VICTOREEN Rad - Check Plus}} \quad (3-1)$$

Deste modo, a expressão para o cálculo do fator de recalibração F_r do medidor de PKA PTW DIAMENTOR M2 a ser usado para a correção dos valores de PKA a partir da leitura média de exposição radiográfica com o medidor VICTORREN Rad-Check Plus 06-526 aplicando a técnica radiográfica adotada por cada um dos hospitais para os exames de urografia antes do início do expediente foi de:

$$F_r = \text{leitura média do medidor VICTOREEN Rad- CheckPlus} * c * 10 \quad (3-2)$$

No Hospital Alpha, o fator de recalibração F_r para o medidor PKA PTW DIAMENTOR M2 foi de 1,34 e, no Hospital Bravo, foi de 1,21.

Para todos os exames de urografia excretora e de uretrocistografia, o tubo de raios X encontrava-se acima da mesa de exames, sendo o seu fator de correção de geometria F_g determinado pelos fabricantes dos dois aparelhos de raios X igual a 1,1 (CANEVARO, 2000). O fator de correção para pressão e temperatura $F_{p,t}$ foi considerado como sendo igual a 1 em função dos aparelhos de raios X serem instalados em salas climatizadas ($T \cong 20\text{ }^{\circ}\text{C}$) e pressão atmosférica de 1 atm (nível do mar, Município do Rio de Janeiro). Portanto, todos os valores de PKA corrigidos neste estudo, expressos em cGy cm^2 , foram calculados pela seguinte expressão:

$$\text{PKA}_{\text{corrigido}} = \text{PKA} * F_r * F_g * F_{p,t} \quad (3-3)$$

3.3 Metodologia para Dosimetria dos Pacientes

Neste estudo, foram avaliados 47 pacientes, sendo 24 pacientes para exames de urografia excretora no Hospital Alpha, 17 pacientes para exames de urografia excretora e 6 pacientes para exames de uretrocistografia no Hospital Bravo.

A duração dos exames de urografia excretora e uretrocistografia foi, em média, de 1 hora. Porém, esta duração dependeu da experiência do médico radiologista e das condições clínicas dos pacientes.

Quanto aos métodos de medição, a câmara de ionização foi posicionada sob o sistema de colimação do feixe do tubo de raios X (Figura 3.10, à esquerda) para, em seguida, ser conectada ao medidor de produto kerma-área PTW DIAMENTOR M2 por um conector interno. A câmara apresentava em uma de suas fases uma cruzeta com um ponto central para que pudesse coincidir com o centro do diafragma por onde se dava a passagem do feixe principal dos raios X (Figura 3.10, à direita). Por sua vez, o medidor foi conectado por meio de interface a um laptop com o programa de unidades dosimétricas DiaSoft 5.0 instalado a fim de obter automaticamente os valores de PKA, dose efetiva e dose nos órgãos (Figuras 3.11).



Figura 3.10 – À esquerda, câmara de ionização posicionada sob o sistema de colimação do feixe do tubo de raios X. À direita, indicação por uma seta da cruzeta com o ponto central da câmara coincidindo com o centro da cruz do sistema de colimação do tubo para passagem do feixe principal dos raios X.

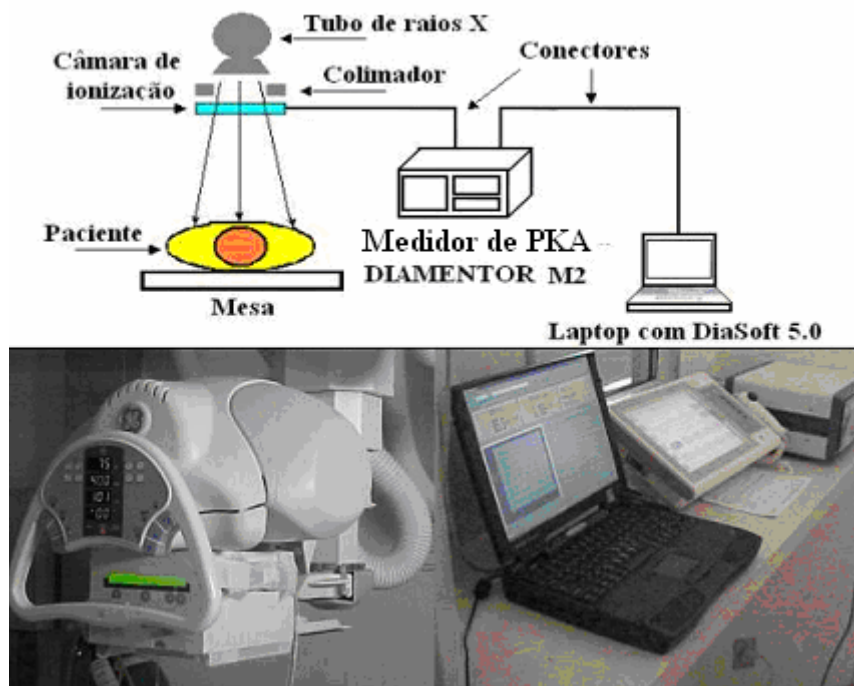


Figura 3.11 – Acima, layout para montagem do sistema de medidas de PKA (MATSUBARA et al., 2004); abaixo, montagem do sistema de medidas de PKA em ambiente real para exames radiológicos.

Para os exames radiológicos de urografia excretora e de uretrocistografia, a tensão elétrica no tubo de raios X (em kV) foi selecionada a partir da técnica radiológica adotada pelo hospital para cada exame, junto com o valor alto para corrente (em mA) e o valor baixo para o tempo de exposição (em s). Contudo, esta seleção estava

relacionada principalmente com a espessura anatômica do paciente medida na sala de exames com o espessômetro (abdômen, para urografia excretora; sínfise púbica, para uretrocistografia). A expressão matemática para seleção de tensão no tubo de raios X é dada por:

$$V = 2e + k \quad (3-4)$$

onde **V** é a tensão selecionada para o tubo dada em kV, **e** é a espessura anatômica do paciente dada em cm e **k** é a constante do aparelho de raios X fornecida pelo fabricante. Neste estudo, o valor da constante **k** foi igual a 30 para os dois aparelhos de raios X. Como a câmara de ionização estava posicionada ao sistema de colimação do feixe, havia a atenuação dos raios X que saíam do tubo ocasionando a diminuição gradativa do fluxo radiante que se propagava no interior da câmara, decorrente da ação dos processos de espalhamento (efeito Compton) e de absorção de radiação (efeito fotoelétrico). A fim de compensar esta atenuação, foi elevada a tensão selecionada no tubo em até 5 % para gerar boas imagens radiográficas, facilitando o trabalho de diagnóstico dos filmes revelados por parte dos médicos radiologistas.

Ao longo deste estudo, foram registrados parâmetros importantes através do preenchimento de uma ficha de avaliação do paciente (ver ANEXO C), tais como: data, local e horário do exame, idade, sexo, altura, massa corporal e espessura anatômica do paciente, tipo de exame, tensão, produto corrente-tempo de exposição empregados, entre outros. Para cada exposição radiográfica, era registrado o valor de PKA no visor do medidor o qual era anotado na ficha de avaliação e impresso no próprio medidor. Antes da próxima exposição, o valor de PKA era ajustado no medidor para zero.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados da Avaliação do Controle de Qualidade dos Equipamentos de Radiodiagnóstico Médico

Os dois aparelhos de raios X apresentaram desempenhos satisfatórios na maioria dos testes estabelecidos pela Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) e pela Resolução N° 1016 da ANVISA, de 03/04/2006.

Os resultados para o teste de exatidão do tempo de exposição para 16 ms para o aparelho de raios X do Hospital Alpha e do teste de linearidade para 81 kV e 80 mA para o aparelho de raios X do Hospital Bravo apresentaram resultados fora da faixa recomendada.

O teste do sistema de colimação e perpendicularidade do feixe de radiação do aparelho de raios X do Hospital Bravo não foi possível de ser realizado em virtude de problemas de luminosidade no sistema de colimação que não puderam ser corrigidos a tempo.

No que diz respeito ao rendimento médio a 1 m do ponto focal para uma tensão de 80 kV no Hospital Alpha, os valores para cada técnica radiológica usada do aparelho de raios X estavam fora da faixa estabelecida pela Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998), de 4,8 a 6,4 mGy m²/mA min para os aparelhos de raios X trifásicos. Já para o aparelho do Hospital Bravo, o valor para técnica radiológica de 81 kV e 200 mA foi de 4,72 mGy m²/mA, muito próximo da faixa estabelecida pela referida portaria. As Tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os resultados dos testes de desempenho para os aparelhos de raios X avaliados neste estudo.

Tabela 4.1 – Resultado dos testes de controle de qualidade para o aparelho de raios X do Hospital Alpha (marca: CGR, modelo: triplunix 5).

Descrição	Aceitável	Valores medidos	Situação
Levantamento Radiométrico	Nível de restrição de dose anual em área controlada (5 mSv/ano)	Aparelho de raios X desligado: 0,0054 mSv/ano.	Aprovado.
		Aparelho de raios X ligado: 0,0854 mSv/ano.	Aprovado.
Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo (kV)	Exatidão: ± 10 %.	Exatidão para 60 kV: 7,77 %	Aprovado.
		Exatidão para 80 kV: 4,10 %	Aprovado.
		Exatidão para 90 kV: 6,42 %	Aprovado.
	Reprodutibilidade: ± 10 %.	Reprodut. para 60 kV: 9,70 %	Aprovado.
		Reprodut. para 80 kV: 6,31 %	Aprovado.
		Reprodut. para 90 kV: 7,41 %	Aprovado.
Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição (ms)	Exatidão: ± 10 %.	Exatidão para 16 ms: 43,75 %	Reprovado
		Exatidão para 58 ms: 9,83 %	Aprovado.
		Exatidão para 100 ms: 6,50 %	Aprovado.
	Reprodutibilidade: ± 10 %.	Reprodut. para 16 ms: 23,53 %	Reprovado
		Reprodut. para 58 ms: 0,76 %	Aprovado.
		Reprodut. para 100 ms: 0,21 %	Aprovado.
Reprodutibilidade e Linearidade de Exposição	Reprodutibilidade para 80 kV: ± 10 %.	Reprodut. com 100 mAs: 3,25 %	Aprovado.
		Reprodut. com 200 mAs: 1,01 %	Aprovado.
	Linearidade para 80 kV: ± 20 %.	Linearidade com 100 mAs: 13,33 %	Aprovado.
		Linearidade com 200 mAs: 18,18 %	Aprovado.
Rendimento de Saída a 1 m para 80 kV	Para gerador trifásico: entre 4,8 e 6,4 mGy m ² /mA min	Rendimento médio a 1 m para 80 kV, 100 mA: 1,77 mGy m ² /mA min.	Reprovado.
		Rendimento médio a 1 m para 80 kV, 200 mA: 1,24 mGy m ² /mA min.	Reprovado.
Exatidão do Sistema de Colimação	< 2 % Distância Foco-Cilindro (100 cm)	Parte sup. do filme.: 0,5 cm	Aprovado.
		Sup. direita do filme: 0,4 cm	Aprovado.
		Parte inf. do filme: 0,0 cm	Aprovado.
		Inf. esquerda do filme: 0,6 cm	Aprovado.
Perpendicularidade do Feixe de Colimação	< 3°	1,5°	Aprovado.
Camada Semi-Redutora (CSR)	2,60 mm Al p/ tensão no tubo de 80 kV, trifásico	CSR calculado: 4,3 mm Al.	Aprovado.

Tabela 4.2 – Resultado dos testes de controle de qualidade para o aparelho de raios X do Hospital Bravo (marca: GE, modelo: Proteus XR/a).

Descrição	Aceitável	Valores medidos	Situação
Levantamento Radiométrico	Nível de restrição de dose anual em área controlada (5 mSv/ano)	Aparelho de raios X desligado: 0,0082 mSv/ano.	Aprovado.
		Aparelho de raios X ligado: 0,0176 mSv/ano.	Aprovado.
Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo (kV)	Exatidão: ± 10 %.	Exatidão para 60 kV: -2,67 %	Aprovado.
		Exatidão para 81 kV: 0,93 %	Aprovado.
		Exatidão para 90 kV: 1,33 %	Aprovado.
	Reprodutibilidade: ± 10 %.	Reprodut. para 60 kV: 2,30 %	Aprovado.
		Reprodut. para 81 kV: 0,56 %	Aprovado.
		Reprodut. para 90 kV: 1,01 %	Aprovado.
Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição (ms)	Exatidão: ± 10 %.	Exatidão para 10 ms: -2,00 %	Aprovado.
		Exatidão para 50 ms: 0,60 %	Aprovado.
		Exatidão para 100 ms: 0,70 %	Aprovado.
	Reprodutibilidade: ± 10 %.	Reprodut. para 10 ms: 0,99 %	Aprovado.
		Reprodut. para 50 ms: 0,20 %	Aprovado.
		Reprodut. para 100 ms: 0,00 %	Aprovado.
Reprodutibilidade e Linearidade de Exposição	Reprodutibilidade para 81 kV: ± 10 %.	Reprodut. com 100 mAs: 0,12 %	Aprovado.
		Reprodut. com 200 mAs: 0,14 %	Aprovado.
	Linearidade para 81 kV: ± 20 %.	Linearidade com 100 mAs: 103,45 %	Reprovado.
		Linearidade com 200 mAs: 16,59 %	Aprovado.
Rendimento de Saída a 1 m para 81 kV	Para gerador trifásico: entre 4,8 e 6,4 mGy m ² /mA min	Rendimento médio a 1 m para 81 kV, 100 mA: 3,87 mGy m ² /mA min.	Reprovado.
		Rendimento médio a 1 m para 81 kV, 200 mA: 4,72 mGy m ² /mA min.	Reprovado.
Exatidão do Sistema de Colimação	< 2 % Distância Foco-Cilindro (100 cm)	Parte sup. do filme.: -x-	Não avaliado.
		Sup. direita do filme: -x-	Não avaliado.
		Parte inf. do filme: -x-	Não avaliado.
		Inf. esquerda do filme: -x-	Não avaliado.
Perpendicularidade do Feixe de Colimação	< 3°	1,5°	Aprovado.
Camada Semi-Redutora (CSR)	2,60 mm Al p/ tensão no tubo de 80 kV, trifásico	CSR calculado: 4,3 mm Al.	Aprovado.

4.2 Características dos Pacientes Avaliados

Como já foi mencionado no item 3.3, Capítulo 3, página 50, foram avaliados neste estudo 47 pacientes, sendo 24 pacientes no Hospital Alpha e 23 pacientes no Hospital Bravo. As Tabelas 4.3 e 4.4 apresentam os dados médios dos pacientes para cada exame de urografia nos dois hospitais.

Tabela 4.3 – Dados médios pessoais de pacientes para os exames de urografia no Hospital Alpha (entre parênteses, variações mínima e máxima).

Exame	Nº de pacientes	Idade (anos)	Altura (m)	Massa corporal (kg)	Espessura (cm)*
Urografia excretora	24	46,6 (23– 79)	1,66 (1,50 – 1,80)	67,8 (43 – 110)	21,4 (15 – 33)

Tabela 4.4 – Dados médios pessoais de pacientes para os exames de urografia no Hospital Bravo (entre parênteses, variações mínima e máxima).

Exame	Nº de pacientes	Idade (anos)	Altura (m)	Massa corporal (kg)	Espessura (cm)*
Urografia excretora	17	52,8 (19 – 81)	1,67 (1,56 – 1,86)	75,7 (52 – 100)	24,1 (17 – 29)
Uretrocistografia	6	61,5 (44 – 85)	1,70 (1,56 – 1,90)	75,2 (52 – 98)	22,3 (18 – 27)

* Nota: Para urografia excretora, a espessura de referência é o abdômen; para uretrocistografia, é a sínfise púbica.

Com relação ao número de exposições radiográficas realizadas no Hospital Alpha, o número médio de exposições para urografia excretora foi de 8,2. Para as

técnicas radiográficas, as médias de tensão e de produto corrente-tempo foram de 77 kV e 61,4 mAs. No Hospital Bravo, a média de exposições radiográficas para urografia excretora foi de 9,4 e, para uretrocistografia, foi de 8,3. Para as técnicas radiográficas, as médias de tensão e de produto corrente-tempo foram de 81,2 kV e 32,3 mAs para urografia excretora e 83,8 kV e 29,7 mAs para uretrocistografia. As Tabelas 4.5 e 4.6 apresentam os parâmetros técnicos utilizados para realização dos exames de urografia nos dois hospitais.

Tabela 4.5 – Parâmetros técnicos dos exames de urografia para o Hospital Alpha (entre parênteses, variações mínima e máxima).

Exame	Nº de exposições	Tensão (kV)	Corrente x tempo (mAs)
Urografia excretora	8,4 (5 – 14)	77 (60 – 100)	61,4 (60 – 200)

Tabela 4.6 – Parâmetros técnicos dos exames de urografia para o Hospital Bravo (entre parênteses, variações mínima e máxima).

Exame	Nº de exposições	Tensão (kV)	Corrente x tempo (mAs)
Urografia excretora	9,4 (7 – 11)	81,2 (75 – 95)	32,3 (12,5 – 40)
Uretrocistografia	8,3 (4 – 10)	83,8 (75 – 98)	29,7 (8 – 40)

A seguir as Figuras 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam a distribuição dos valores de PKA para cada tensão, em kV, aplicada no tubo de raios X para os exames de urografia realizados nos dois hospitais.

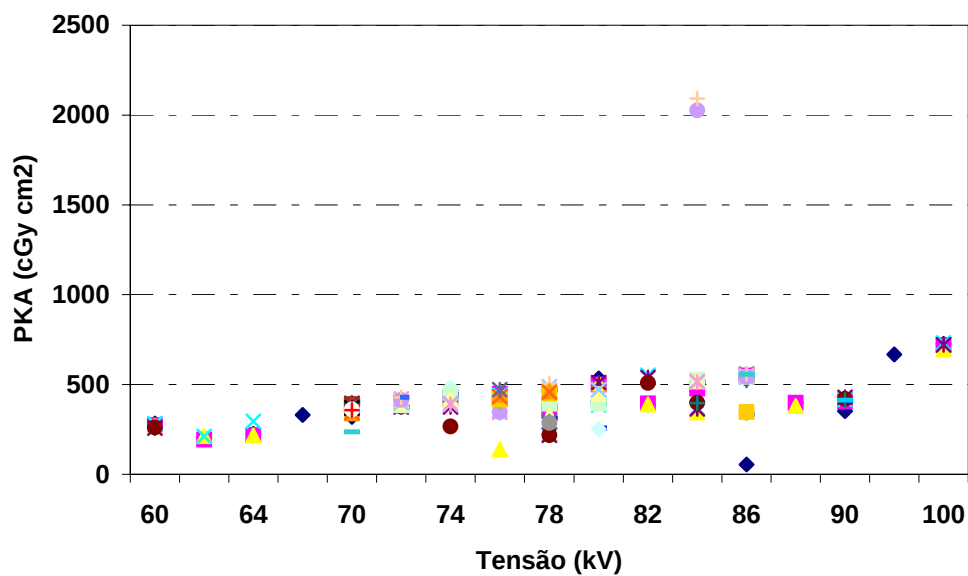


Figura 4.1 – Gráfico tensão x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).

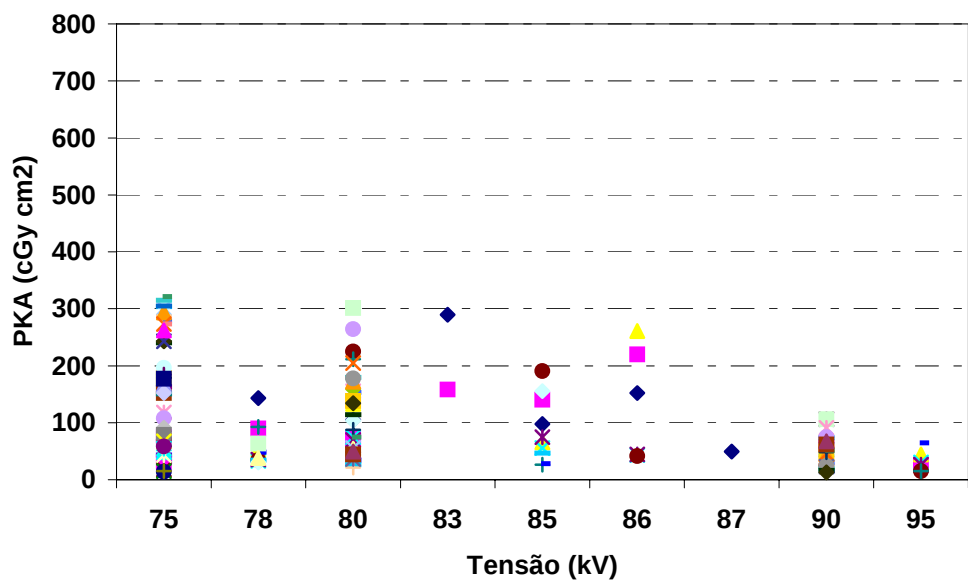


Figura 4.2 – Gráfico tensão x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).

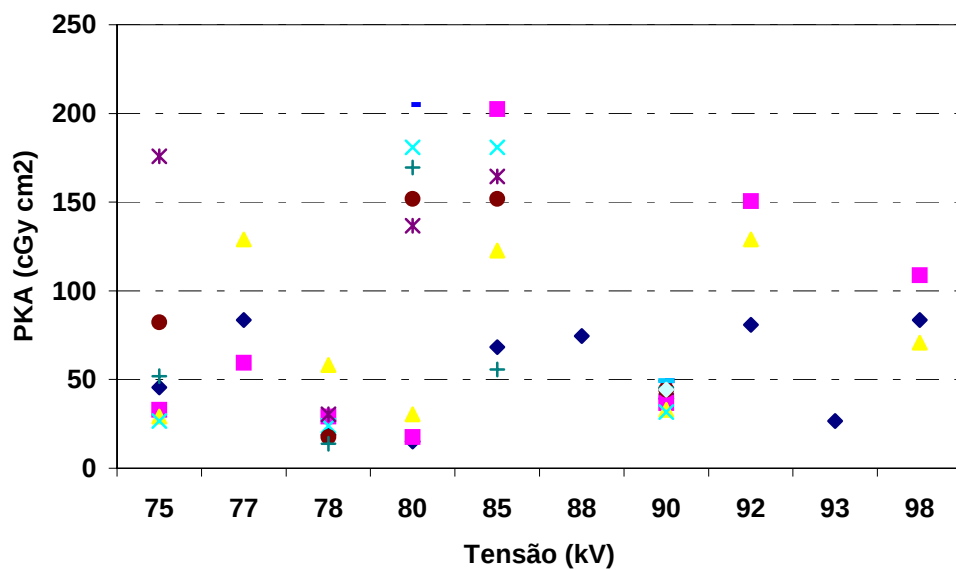


Figura 4.3 – Gráfico tensão x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).

A seguir são apresentadas as Figuras 4.4, 4.5 e 4.6 que ilustram a distribuição dos valores de PKA para cada produto corrente-tempo em mAs aplicada nos exames de urografia realizados nos dois hospitais.

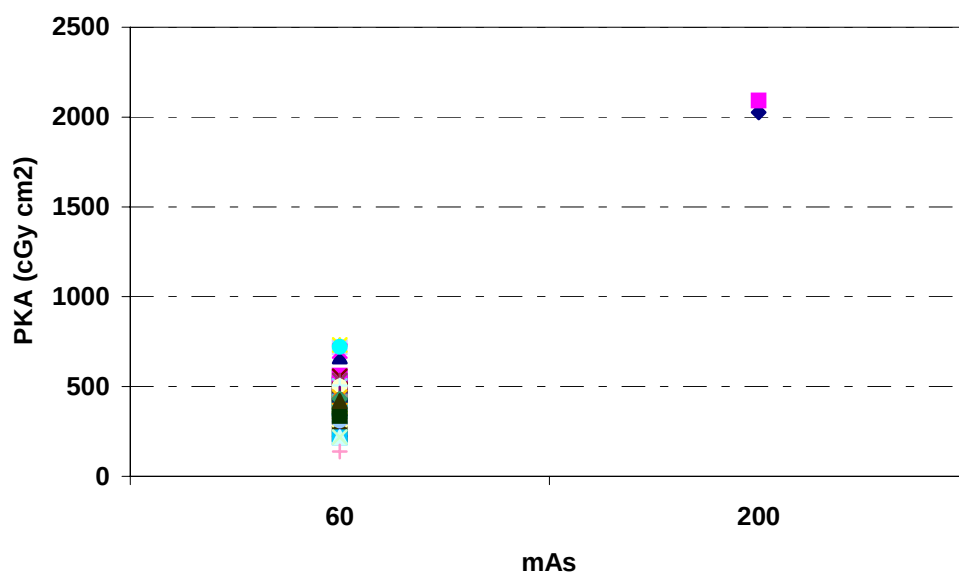


Figura 4.4 – Gráfico mAs x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).

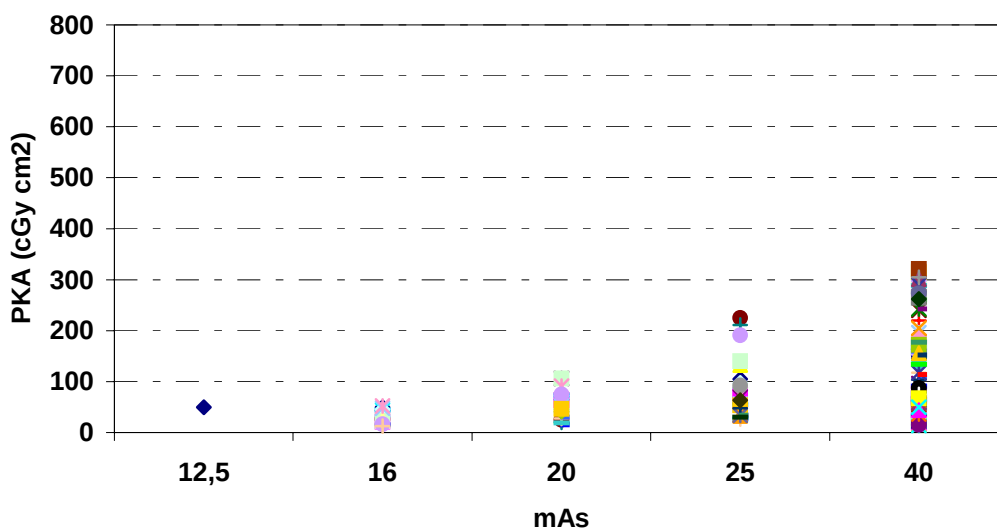


Figura 4.5 – Gráfico mAs x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).

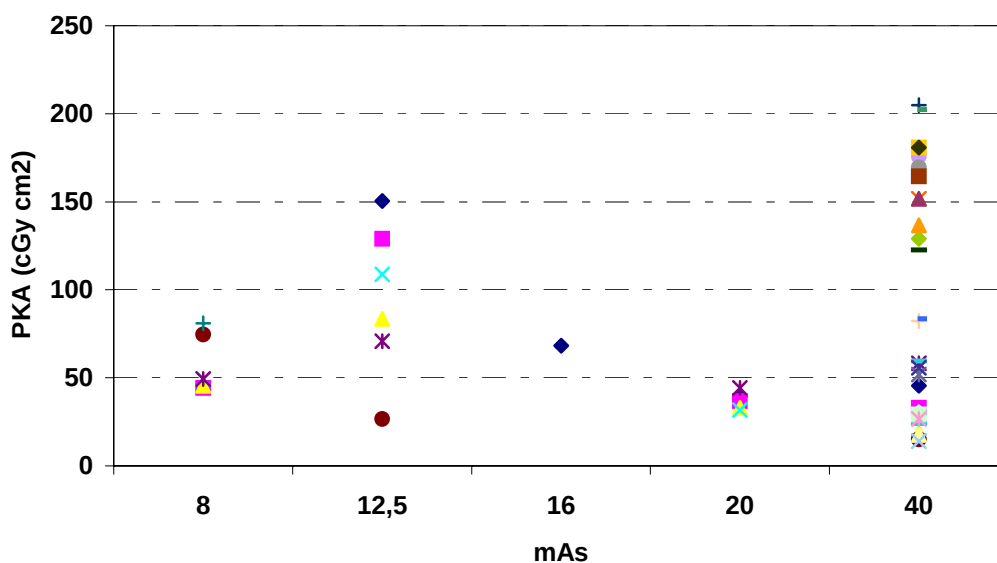


Figura 4.6 – Gráfico mAs x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).

No gráfico da Figura 4.4, foi observado, ao longo dos exames de urografia excretora no Hospital Alpha, a aplicação da técnica do produto corrente-tempo de 60 mAs uma vez que a mesma técnica para 200 mAs foi aplicada erroneamente por um dos profissionais de radiologia no início do referido exame em um dos pacientes avaliados. No Hospital Bravo, este parâmetro variou de 8 mAs a 40 mAs (Figuras 4.5 e 4.6) e as tensões utilizadas variaram entre 60 kV e 100 kV nos dois hospitais (Figuras

4.1 a 4.3). Assim, por este fato, observam-se os valores mais baixos de PKA para o Hospital Bravo.

4.3 Medições Dosimétricas em Pacientes

4.3.1 Resultados dos Valores de Produto Kerma-Área (PKA) Obtidos com Medidor PTW DIAMENTOR M2

Nesta etapa, todos os pacientes submetidos aos exames de urografia nos dois hospitais foram avaliados com o emprego do medidor de produto kerma-área PTW DIAMENTOR M2. O número total de exposições radiográficas realizadas nos pacientes submetidos aos exames de urografia excretora no Hospital Alpha foi de 201 exposições. No Hospital Bravo, o número total de exposições radiográficas para urografia excretora foi de 159 exposições e, para uretrocistografia, foi de 50 exposições. As Figuras 4.7, 4.8 e 4.9 apresentam os gráficos referentes às exposições dos pacientes relacionadas a cada um dos valores de produto dose-área nos exames avaliados neste estudo nos dois hospitais.

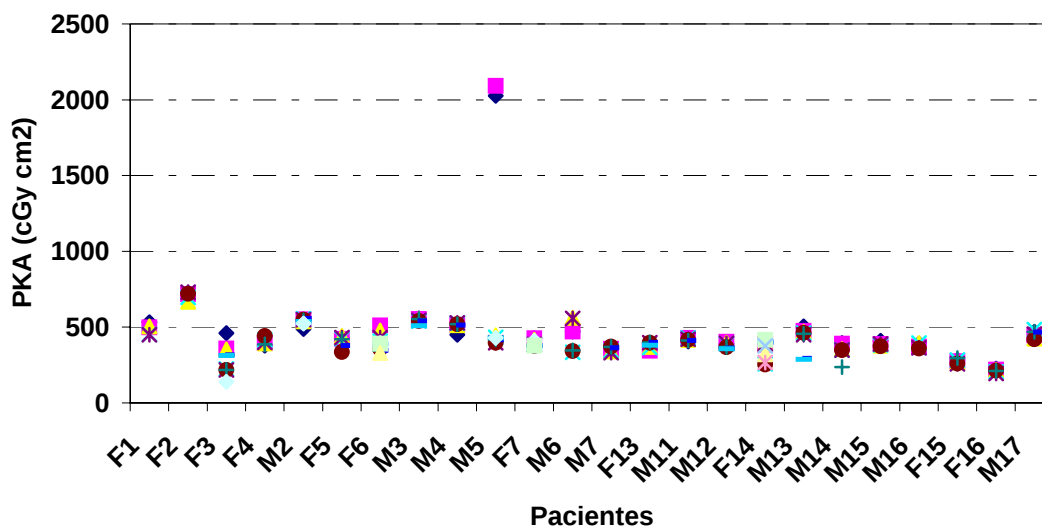


Figura 4.7 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).

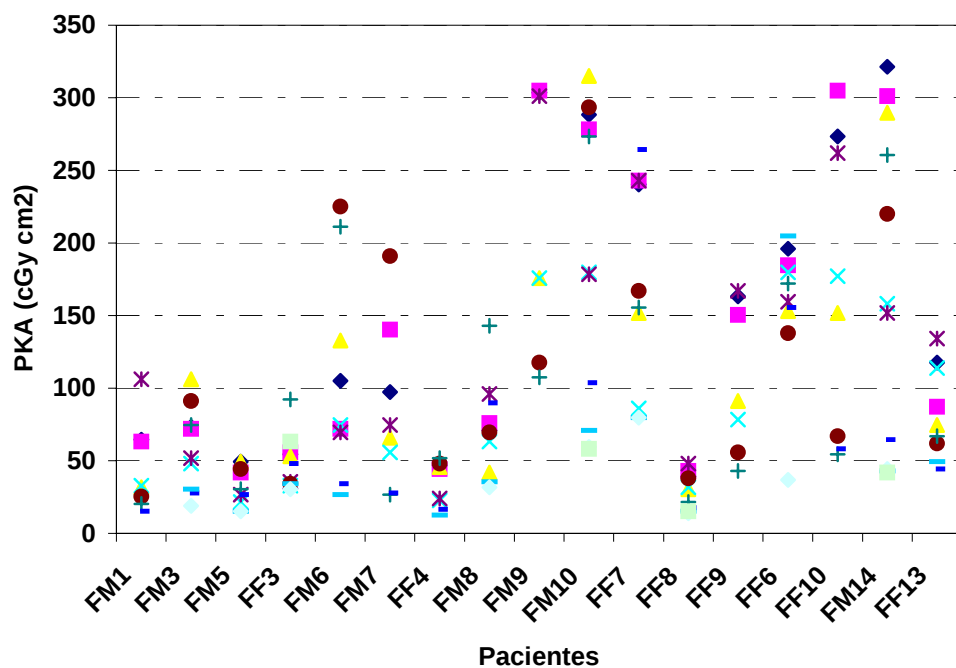


Figura 4.8 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).

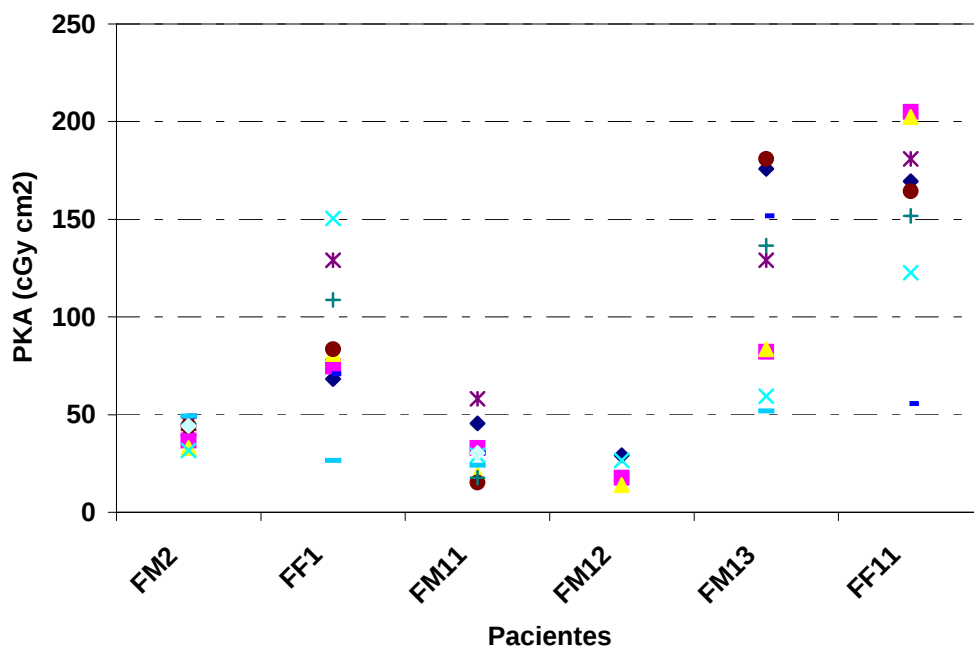


Figura 4.9 – Gráfico paciente x exposições de PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).

Analisando os gráficos apresentados, pode-se observar que os valores de PKA para um mesmo paciente variam bastante, pois os parâmetros que interferem na medição do PKA (área colimada, tensão e produto corrente-tempo) não são mantidos constantes. Este mesmo comportamento também é observado quando analisamos os diversos pacientes para um mesmo hospital.

Quanto aos filmes empregados para execução dos exames de urografia excretora no Hospital Alpha, 64 % foram do tipo 30 x 40, 17 % para 24 x 30, 12,5 % para 18 x 24 e 6,5 % para 35 x 43, no total de 200 filmes. No Hospital Bravo, foram empregados ao longo dos exames de urografia excretora 41 % do tipo 35 x 43, 27 % para 24 x 30, 22,6 % para 18 x 24 e 9,4 % para 30 x 40, no total de 159 filmes; para uretrocistografia, foram empregados 64 % do tipo 24 x 30, 20 % para 35 x 43, 10 % para 30 x 40 e 6 % para 18 x 24, no total de 50 filmes. A Figura 4.10 apresenta o gráfico com os tipos de filmes empregados para os exames de urografia realizados nos Hospitais Alpha e Bravo.

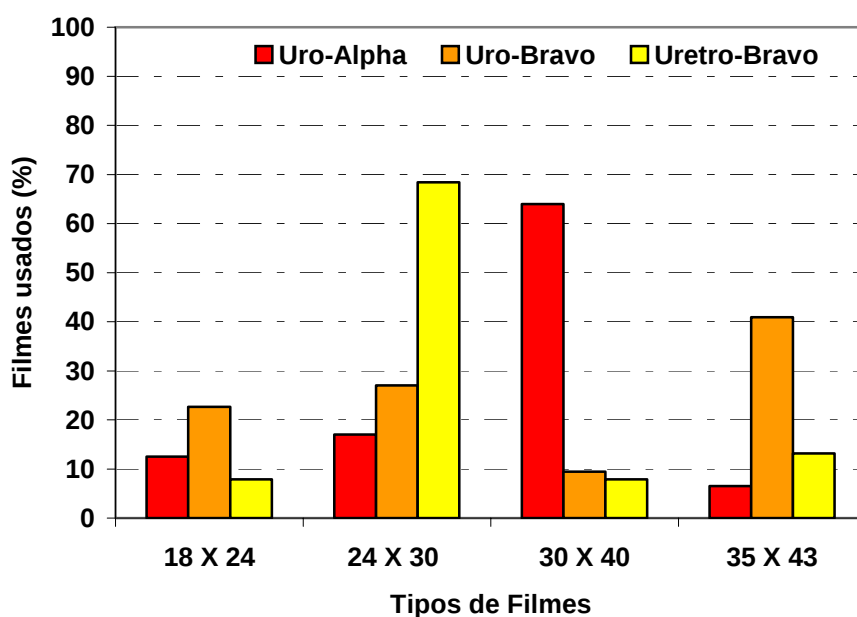


Figura 4.10 – Gráfico percentual de filmes empregados para exames de urografia nos Hospitais Alpha e Bravo.

A seguir são apresentadas as Figuras 4.11, 4.12 e 4.13 referentes aos gráficos com valores acumulados de PKA de cada paciente em comparação com os valores das

médias indicadas por linhas vermelhas para os dois exames de urografia obtidos pelo medidor PTW DIAMENTOR M2 nos dois hospitais.

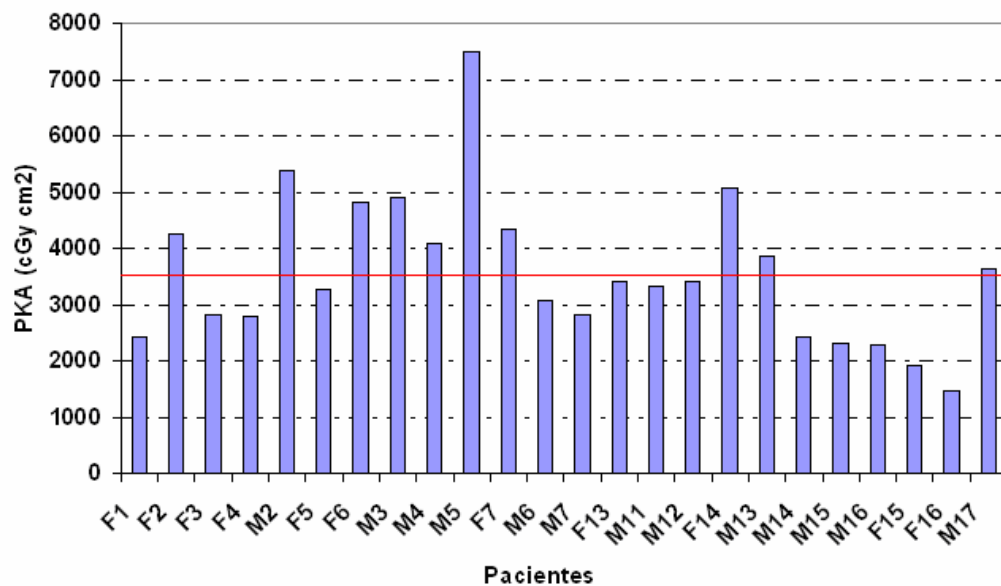


Figura 4.11 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.

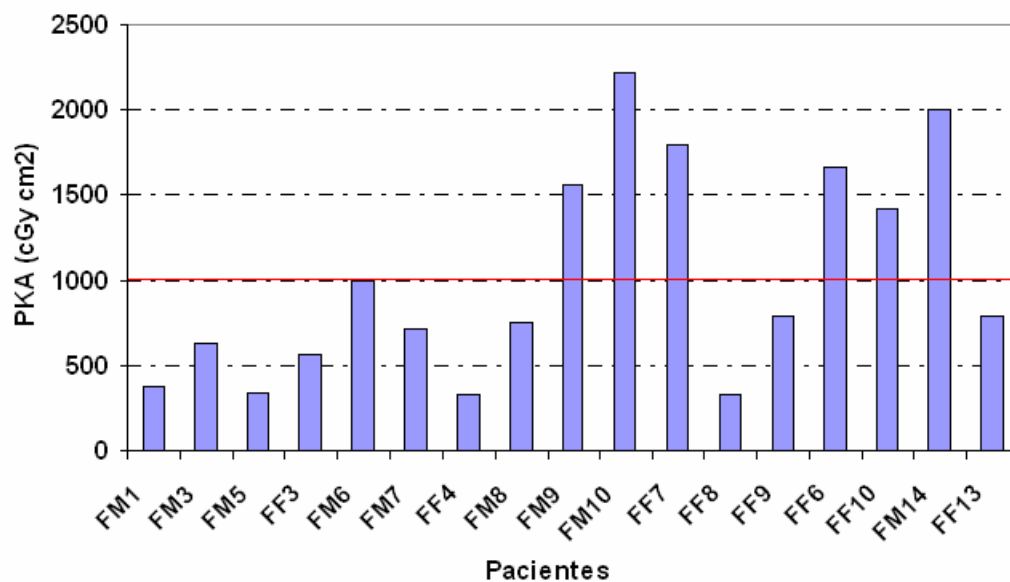


Figura 4.12 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.

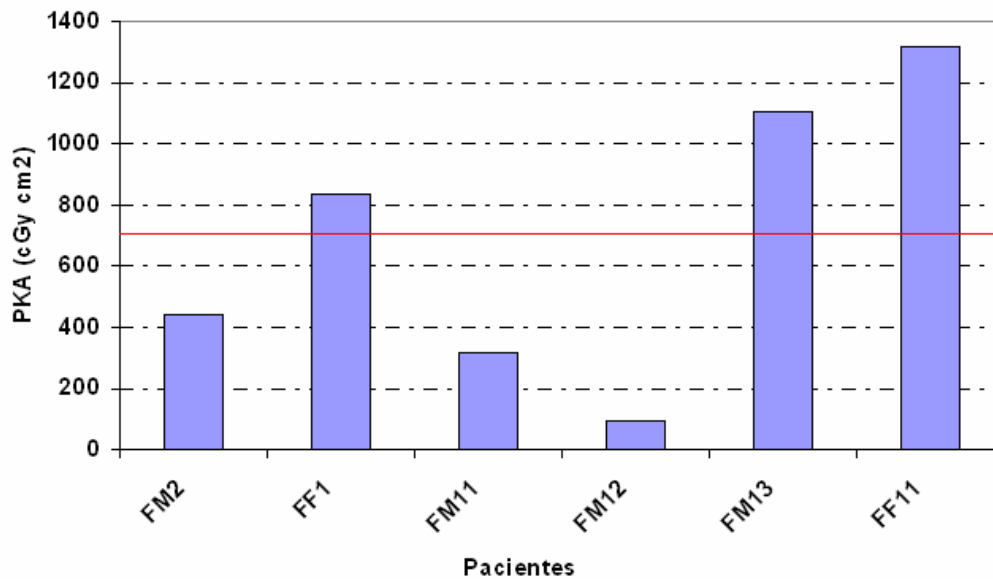


Figura 4.13 – Gráfico pacientes x valores de PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo). A linha vermelha indica o valor médio de PKA.

Na Figura 4.11, o valor médio de PKA para exames de urografia excretora no Hospital Alpha foi de 3571,56 cGy cm². Entre os 24 pacientes avaliados neste estudo, 10 apresentaram valores de PKA acima da média.

No Hospital Bravo, o valor médio de PKA para exames de urografia excretora foi de 1015,08 cGy cm², sendo que 6 dos 17 pacientes avaliados (Figura 4.12) apresentaram valores de PKA acima da média. Para exames de uretrocistografia, o valor médio foi de 684,80 cGy cm², sendo que 3 dos 6 pacientes avaliados (Figura 4.13) apresentaram valores de PKA acima da média.

No que diz respeito ao paciente adulto típico (para fins de avaliação de exposição médica em adulto), a Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) define como indivíduo com característica biométrica típica de adulto, com massa corporal entre 60 kg e 75 kg e altura entre 1,60 m e 1,75 m. A Tabela 4.7 apresenta a relação dos valores médios e do 3° quartil de PKA para exames de urografia excretora e uretrocistografia nos Hospitais Alpha e Bravo, tanto no grupo de todos os pacientes avaliados quanto nos pacientes adultos típicos, bem como para todas as projeções radiográficas (AP – antero-posterior, PA – pósterio-anterior e oblíquas) e projeções AP.

Tabela 4.7 – Valores médios e 3º quartil de PKA para exames de urografia excretora e uretrocistografia.

Hospital	Exames	Pacientes	Valores de PKA (cGy cm ²)			
			Todas as projeções		Projeção AP	
			Média	3º quartil	Média	3º quartil
Alpha	Urografia excretora	Adultos em geral (n = 25)	3571,56	4280,87	3210,92	3634,52
		Adultos típicos (n = 9)	3937,71	4812,61	3596,56	3637,83
Bravo	Urografia excretora	Adultos em geral (n = 17)	1015,08	1563,93	932,64	1418,85
		Adultos típicos (n = 5)	641,81	787,95	586,44	787,95
	Uretrocistografia	Adultos em geral (n = 6)	684,80	1038,18	544,16	909,07
		Adultos típicos (n = 2)	576,32	705,43	288,16	303,14

(n - número de pacientes avaliados; **AP** - antero-posterior).

No Hospital Alpha, entre os 24 pacientes avaliados nos exames de urografia excretora, 9 pacientes estavam dentro das condições de um paciente adulto típico, cujo valor médio de PKA obtido pelo medidor PTW DIAMENTOR M2 para todas as projeções radiográficas foi de 3937,71 cGy cm², com valor do 3º quartil igual a 4812,61 cGy cm² e, para as projeções AP, o valor médio foi de 3596,56 cGy cm², com valor do 3º quartil igual a 3637,83 cGy cm². A diferença entre os valores médios de PKA para todas as projeções e para as projeções AP foi de 8,66 %.

Porém, nos exames de uretrocistografia no Hospital Alpha, não houve a sua avaliação ao longo das medidas dosimétricas com o referido medidor devido a frequência deste exame ser menor que a urografia excretora.

No Hospital Bravo, entre os 17 pacientes avaliados nos exames de urografia excretora, 5 pacientes estavam dentro das condições de um paciente adulto típico, cujo valor médio de PKA obtido pelo medidor PTW DIAMENTOR M2 para todas as projeções radiográficas foi de $641,81 \text{ cGy cm}^2$, com valor do 3º quartil igual a $787,95 \text{ cGy cm}^2$ e, para as projeções radiográficas AP, o valor médio foi de $586,44 \text{ cGy cm}^2$, com valor do 3º quartil igual a $787,95 \text{ cGy cm}^2$. A diferença entre os valores médios de PKA para todas as projeções e para as projeções AP foi de 8,63 %.

Para exames de uretrocistografia no Hospital Bravo, 2 dos 6 pacientes avaliados neste estudo estavam dentro das condições de um paciente adulto típico, cujo valor médio de PKA para todas as projeções foi igual a $576,32 \text{ cGy cm}^2$, com valor do 3º quartil de $705,43 \text{ cGy cm}^2$ e, para as projeções radiográficas AP, o valor médio foi de $288,16 \text{ cGy cm}^2$, com valor do 3º quartil igual a $303,14 \text{ cGy cm}^2$. A diferença entre os valores médios de PKA para todas as projeções e para projeções AP foi de 50 %.

Por sua vez, o valor médio de PKA para exames de urografia excretora obtido no Hospital Alpha foi de até 71,6 % maior que o do Hospital Bravo, pelo fato da aplicação permanente do produto corrente-tempo selecionado de 60 mAs em todos os pacientes avaliados neste estudo, do erro de aplicação de 200 mAs nas duas primeiras exposições radiográficas em um dos pacientes avaliados, do aparelho de raios X no Hospital Alpha ser mais antigo que no Hospital Bravo e da falta de treinamento dos profissionais de radiologia. Além disso, houve uma série de exposições radiográficas repetidas por conta dos erros radiográficos que, por sua vez, contribuíram com o aumento de dose nos pacientes. As principais causas foram por erros de sub-exposição do filme devido ao baixo contraste resultando em radiografias mais claras (14,7 %), erros no posicionamento da mesa de exames (17,7 %), superexposição do filme devido ao aumento de contraste resultando em radiografias mais escuras (14,7 %), erro de posicionamento do paciente (17,7 %), chassi mal posicionado (17,7 %), agitação do paciente (5,9 %), erro no posicionamento do tubo de raios X (5,9 %), filme preso na processadora (5,9 %), no total de 34 erros.

No Hospital Bravo, apesar do valor médio de PKA para urografia excretora ser menor que o do Hospital Alpha, ocorreram repetições causadas por erros de posicionamento da mesa de exames (42,8 %), sub-exposição (28,6 %) e paciente não-cooperativo (28,6 %), no total de 7 erros. Para uretrocistografia, os erros foram por sub-

exposição (33,3 %), erro de posicionamento do cassete da mesa de exames (33,3 %) e erro de posicionamento do paciente (33,4 %), no total de 3 erros.

De acordo com os dados de PKA apresentados na Tabela 4.7, os valores do 3º quartil da distribuição de dose para os exames de urografia excretora e uretrocistografia em pacientes adultos típicos para projeções AP no Hospital Bravo podem servir como valores representativos de dose para expressar os níveis de referência de radiodiagnóstico para fins de otimização, conforme descreve o item 4.49, letra b, da Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998), apesar do número de pacientes adultos típicos avaliados neste estudo ser muito baixo.

Com relação ao Hospital Alpha, para que sejam otimizados os serviços de radiologia, é necessário realizar as correções técnicas do aparelho de raios X, entre elas a corrente, o tempo de exposição e o rendimento médio a 1 m para 80 kV, conforme os resultados apresentados na Tabela 4.1, a fim de minimizar as doses nos pacientes durante os exames de urografia excretora e orientar os profissionais de radiologia em relação às práticas destes exames.

4.3.2 Resultados dos Valores de Dose Efetiva e Dose nos Órgãos Registrados com Programa DiaSoft 5.0

Os valores de dose efetiva e dose nos órgãos foram registrados pelo programa DiaSoft 5.0, da PTW Freiburg, a partir das exposições radiográficas detectadas pela câmara de ionização do medidor de PKA PTW DIAMENTOR M2 situada sob o sistema de colimação do tubo de raios X ao longo dos exames de urografia nos dois hospitais.

A Tabela 4.8 apresenta a relação dos valores médios de dose efetiva para exames de urografia excretora e uretrocistografia nos Hospitais Alpha e Bravo para pacientes adultos típicos, tanto para todas as projeções radiográficas quanto para as projeções AP.

Tabela 4.8 – Valores médios de dose efetiva para exames de urografia excretora e uretrocistografia.

Hospital	Exames	Nº de pacientes adultos típicos	Média de dose efetiva (mSv)	
			Todas as projeções	Projeção AP
Alpha	Urografia excretora	9	7,10	6,59
Bravo	Urografia excretora	5	1,27	1,16
	Uretrocistografia	2	2,15	0,96

Para os exames de urografia excretora, os valores médios de dose efetiva registrados pelo DiaSoft 5.0 para todas as projeções de pacientes adultos típicos foram, respectivamente, de 7,10 mSv no Hospital Alpha e de 1,27 mSv no Hospital Bravo. Quanto às projeções AP no referido exame, os valores médios de dose efetiva foram, respectivamente, de 6,59 mSv no Hospital Alpha e 1,16 mSv no Hospital Bravo. As diferenças entre os valores médios de dose efetiva para todas as projeções radiográficas e para as projeções AP foram, respectivamente, de 7,18 % para o Hospital Alpha e 8,66 % para o Hospital Bravo.

Para os exames de uretrocistografia no Hospital Bravo, o valor médio de dose efetiva registrado pelo DiaSoft 5.0 para todas as projeções de pacientes adultos típicos foi de 2,15 mSv e, para as projeções AP, foi de 0,96 mSv, com uma diferença de 55,35 %.

A relação entre os valores de dose efetiva e de PKA para exames de abdômen nas projeções AP (antero-posterior) e PA (pósterio-anterior) encontra-se na Tabela 2.1, página 18, Capítulo 2. Considerando todos os pacientes avaliados neste estudo para exames de urografia excretora nos dois hospitais e comparando-os com os parâmetros de radiação dados por PETOUSSI-HENSS et al. (1995), há exposições nesta região com diferença de coeficientes de conversão em até 41 % para as duas projeções. As razões para estas discrepâncias estão relacionadas à distância do ponto focal-superfície da pele

do abdômen, dos diferentes tamanhos dos filmes radiográficos empregados e das diferentes tensões aplicadas no tubo de raios X. Por sua vez, os referidos autores não mencionaram os exames de uretrocistografia.

As Figuras 4.14, 4.15 e 4.16 apresentam os gráficos que relacionam os valores de PKA com os valores de dose efetiva em exames de urografia para todos os pacientes avaliados neste estudo.

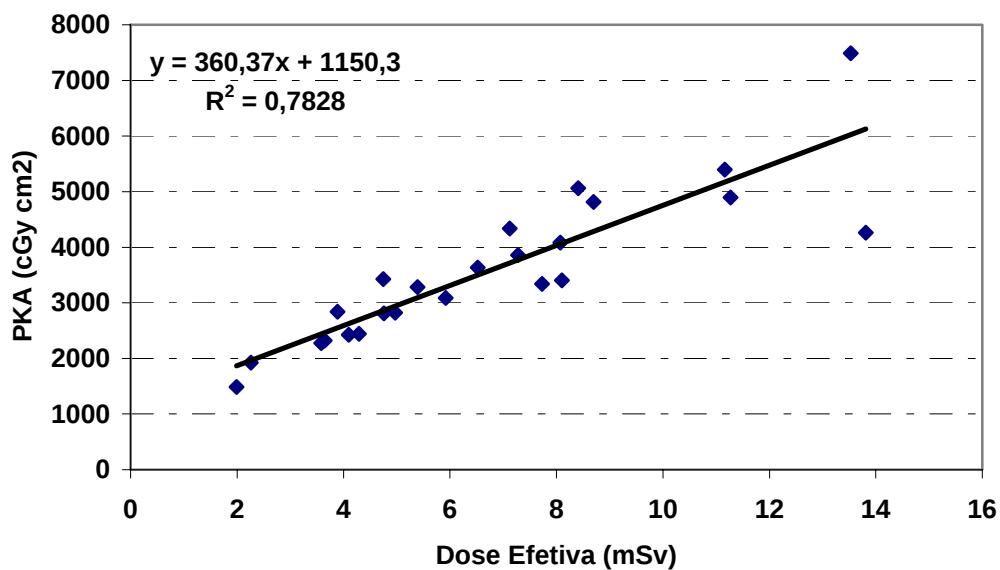


Figura 4.14 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Alpha).

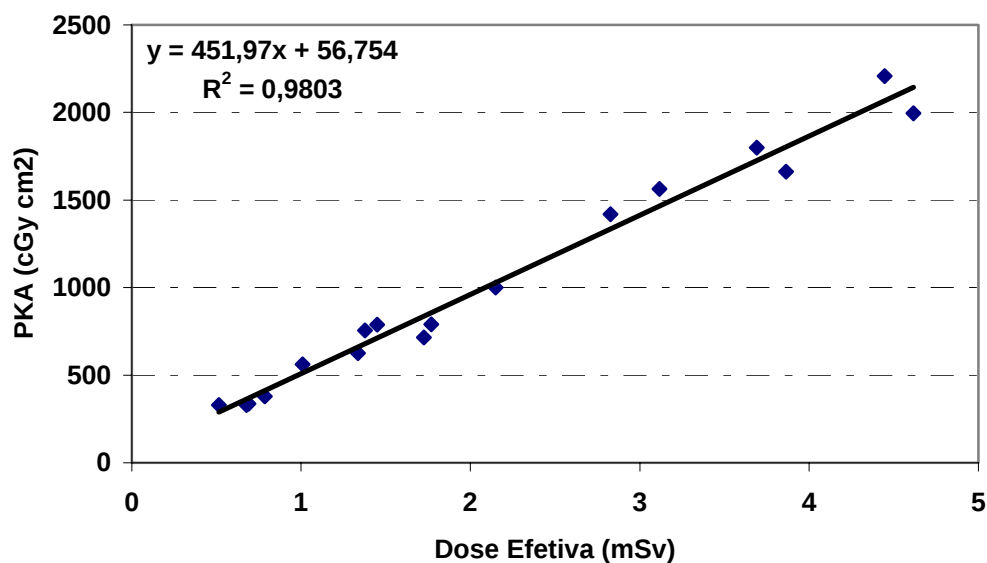


Figura 4.15 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de urografia excretora (Hospital Bravo).

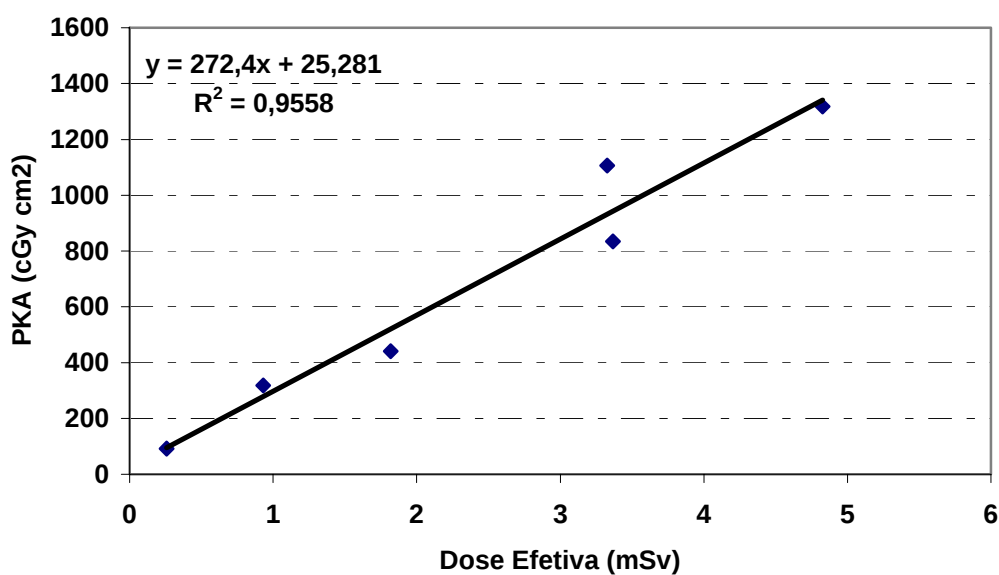


Figura 4.16 – Gráfico dose efetiva x PKA para exames de uretrocistografia (Hospital Bravo).

O gráfico da Figura 4.14 apresenta alguns pontos mais discrepantes em relação à reta de calibração para exames de urografia excretora nos Hospitais Alpha, cujo fator de correlação R^2 foi de 0,7828. Os gráficos das Figuras 4,15 e 4.16 registraram um melhor

ajuste dos pontos com a reta de calibração para os exames de urografia no Hospital Bravo, sendo seus respectivos fatores de correlação R^2 iguais a 0,9803 (urografia excretora) e 0,9558 (uretrocistografia).

Quanto às medições dos órgãos, foram avaliadas as médias de dose absorvida nos rins e bexiga para pacientes de ambos os sexos, ovários e útero para as mulheres e testículos para os homens. As Tabelas 4.9 e 4.10 apresentam os valores médios de dose obtidos usando programa DiaSoft 5.0 para os exames de urografia em cada um dos órgãos, considerando-se os pacientes adultos típicos para as projeções AP e para todas as projeções radiográficas.

Tabela 4.9 – Valores médios de dose nos órgãos registrados pelo DiaSoft 5.0 para urografia excretora nos Hospitais Alpha e Bravo para pacientes adultos típicos.

Órgãos	Média de dose nos órgãos (mGy)			
	Hospital Alpha		Hospital Bravo	
	Todas as projeções	Projeções AP	Todas as projeções	Projeções AP
Rins	4,66	2,83	0,64	0,51
Bexiga	22,18	21,91	3,85	3,84
Útero	11,08	10,51	2,20	2,20
Ovários	8,64	8,01	1,67	1,67
Testículos	2,11	2,06	0,37	0,37

Tabela 4.10 – Valores médios de dose nos órgãos registrados pelo DiaSoft 5.0 para uretrocistografia no Hospital Bravo para pacientes adultos típicos.

Órgãos	Média de dose nos órgãos (mGy) - Hospital Bravo	
	Todas as projeções	Projeções AP
Rins	0,03	0,01
Bexiga	13,52	6,19
Útero	10,17	3,05
Ovários	6,17	1,81
Testículos	2,47	2,47

Analisando a Tabela 4.9 para os exames de urografia excretora, os valores médios de dose nos órgãos obtidos no Hospital Alpha foram muito altos em relação ao Hospital Bravo, com variação de 79 % até 86 %. Os motivos causados para esta ocorrência são os mesmos observados para análise dos valores médios de PKA em pacientes adultos típicos citados na página 67.

Quanto à diferença entre os valores médios de dose para todas as projeções radiográficas e para as projeções AP de cada órgão, no Hospital Alpha os valores destas diferenças para os rins, bexiga, útero, ovários e testículos foram, respectivamente, de 39,27 %, 1,22 %, 5,14 %, 7,29 % e 2,37 %. Para o Hospital Bravo, as diferenças para os rins e bexiga foram, respectivamente, de 20,31 % e 0,26 %, uma vez que para útero, ovários e testículos não houve diferenças, pois os pacientes (apenas duas mulheres e um homem) foram avaliados apenas na projeção AP durante os exames de urografia excretora.

Na Tabela 4.10 para os exames de uretrocistografia no Hospital Bravo, o valor médio de dose para os rins foi muito baixo em função do posicionamento do tubo de raios X na altura da região da sínfise pubiana.

Quanto à diferença entre os valores médios de dose para todas as projeções radiográficas e para as projeções AP de cada órgão, os valores destas diferenças para os rins, bexiga, útero e ovários foram, respectivamente, de 66,67 %, 54,22 %, 70,01 % e

70,66 %, uma vez que para os testículos não houve diferença pois apenas um paciente foi avaliado apenas na projeção AP durante o exame de uretrocistografia.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

A grandeza produto kerma-área (PKA) é a mais adequada para medição do grau de exposição dos pacientes durante os exames radiológicos. Para que isto seja possível, o uso do medidor de produto kerma-área é uma ferramenta muito importante e simples para medições de dose em pacientes, para fins de estabelecimento e/ou comparação com níveis de referência e para o controle de qualidade, sendo uma tendência atual na área de radiodiagnóstico geral, pois não atrapalha a rotina de trabalho dos profissionais de radiologia.

A calibração do medidor de PKA tende a ser feita para cada equipamento de raios X a ser usado e esta calibração é feita com emprego de uma câmara de ionização de referência devidamente calibrada, seguindo as recomendações da Resolução N° 74 da ICRU.

Os valores médios de PKA, dose efetiva e dose nos órgãos obtidos para exames de urografia excretora no Hospital Alpha foram maiores que no Hospital Bravo devido à aplicação constante da técnica de mAs ao longo do exame, da data de fabricação do aparelho de raios X ser mais antiga e da falta de treinamento dos profissionais de radiologia. Além disso, o número de exposições radiográficas repetidas contribuiu para o aumento de dose de radiação nos pacientes no Hospital Alpha. Para os exames de uretrocistografia, os valores médios para as mesmas grandezas foram obtidos apenas no Hospital Bravo uma vez que no Hospital Alpha não houve a sua avaliação devido a frequência deste exame ser menor em relação à urografia excretora.

Os dados de PKA para o 3° quartil da distribuição de dose em exames de urografia para pacientes adultos típicos para projeções AP obtidos no Hospital Bravo serviram como valores representativos dosimétricos para expressar os níveis de referência de radiodiagnóstico para fins de otimização, conforme a Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998).

Como a grandeza PKA é indicada para aquisição de dados dosimétricos mais completos, os resultados obtidos neste estudo para os dois tipos de exames de urografia serviram para avaliar os parâmetros de radiação adotados nos dois hospitais. É importante salientar que a metodologia adotada para medição dos valores de PKA está adequada para realização destes exames nos dois hospitais.

A utilização de um programa de computador dedicado a fornecer dados estimativos da ordem de grandezas dosimétricas para cada exposição radiográfica através do medidor de PKA torna-se possível fazer uma avaliação inteligente nos exames radiológicos melhorando com precisão as avaliações de dose nos pacientes.

Com relação ao número de pacientes adultos típicos, cerca de 1/3 do número total de pacientes avaliados neste estudo estava dentro das variações biométricas dadas pela Portaria Nº 453 (SVS/MS, 1998). Contudo, o número destes pacientes adultos típicos avaliados é muito baixo em termos estatísticos.

Como sugestão, este estudo possa servir de referência para realização de futuros trabalhos com número maior de pacientes adultos típicos a serem avaliados nos exames de urografia excretora e uretrocistografia utilizando medidores de PKA, a fim de aumentar a estatística dos dois exames para obter resultados mais significativos das medições, para que os níveis de referência sejam avaliados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANVISA/MS – AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, MINISTÉRIO DA SAÚDE.** *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança.* 1ª Edição. Brasília, DF, Editora ANVISA, 2005. Revogada pela Resolução Nº 1016, de 03/04/2006.
- ATTIX, F. H.** *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* New York, U.S.A., John Wiley & Sons Inc. 1986.
- BONTRANGER, K.L.** *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy.* 5th Edition. Mosby-Year Book Inc, 2001.
- BUSHONG, S.C.** *Manual de Radiología para Técnicos – Física, Biología y Protección Radiológica.* 6ª Edición. Madrid, España, Harcourt Brace de España, 1998.
- CANEVARO, L.V.** *Otimização da Proteção Radiológica em Fluoroscopia: Níveis de Referência de Diagnóstico.* Tese de D.Sc., UERJ, Rio de Janeiro, RJ, 2000.
- CARMO, A.S.** *Análise de Erros nos Exames Radiológicos Convencionais do Serviço de Radiologia da Santa Casa da Misericórdia do Rio de Janeiro.* Monografia de B.Sc., Fundação Técnico-Educacional Souza Marques, Rio de Janeiro, RJ, 2004.
- CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR.** *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.* Norma CNEN-NN-3.01. Rio de Janeiro, RJ. Publicado no D.O.U., de 18/01/2006.
- COMISSÃO EUROPÉIA.** *Protecção Radiológica 100 – Orientações para a Protecção de Fetos e de Crianças Irradiadas em Consequência de Exposição Radiológica Médica dos Pais.* Direcção-Geral Ambiente, Segurança Nuclear e Protecção Civil, 1999.

CUNHA, P.G. *Modelo para a Avaliação das Incertezas na Monitoração Individual para as Irradiações Externas a Fótons*. Tese de D.Sc., CCS/FM/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, 2002.

DELICHAS, M.G. et al. “Radiation Doses to Patients Undergoing Barium Meal and Barium Enema Examinations”. *Radiation Protection Dosimetry*, 109, No. 3, pp. 243-247. Oxford University, 2004.

DYER, R.B. et al. “Intravenous Urography: Technique and Interpretation”. *Radiographics*, 21, pp. 799-824, 2001.

EUROPEAN COMMISSION. *Guidance on Diagnostic Reference Levels for Medical Exposure. Radiation Protection N° 109*. Office for Official Publications of the European Community. Luxembourg, 2001.

GUYTON, A.C. *Fisiologia Humana*. 6ª Edição, Rio de Janeiro, RJ, Guanabara Koogan, 1988.

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *1990 Recommendations of the international Commission on Radiological Protection*. Report N° 60. Annals of the ICRP, Vol. 26. Oxford, Pergamon Press, 1991.

ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Radiological Protection and Safety Medicine*. Report N° 73. Annals of the ICRP, Vol. 26. Oxford, Pergamon Press, 1996.

ICRU – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging*. Report No. 74. Annals of the ICRP, Vol. 5. Oxford, Pergamon Press, Dec. 2005.

ILHA, D.O. *Curso de Radiologia Urinária*. Belo Horizonte, MG, Gráfica Editora Pioneira, 1968.

INCa – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. *Estimativa 2006: Incidência de Câncer no Brasil*. Rio de Janeiro, RJ, 2005.

- IPSM, NRPB and CoR.** – Institute of Physical Sciences in Medicine, National Radiological Protection Board and Royal College of Radiographers. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. Chilton, UK, 1992.
- KNOLL, G.F.** *Radiation Detection and Measurement*. 2nd Edition. New York, U.S.A., John Wiley & Sons, Inc. 1989.
- KOTSUBO, M.T.K.** *Radiologia de Tórax: Avaliação da Qualidade de Imagem, Doses e Custos*. Dissertação de M.Sc., CCS/FM/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, 2002.
- LIMA, A.A.** *Avaliação da Qualidade da Imagem e dos Padrões de Dose em Radiologia Pediátrica*. Dissertação de M.Sc., CCS/FM/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, 2002.
- MATSUBARA, K.** et al. *Creation and Clinical Application of Real-Time Dose Monitor Using Dose-Area Product Meter*. Department of Radiology, Kanazawa University Hospital, Japan, 2004.
- MAZZILLI, B.P.** et al. *Noções Básicas de Proteção Radiológica*. São Paulo, SP, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN/CNEN/MCT, 2002.
- NACIF, M.S.** et al. “Análise Retrospectiva das Urografias Excretoras em um Serviço de Radiologia de um Hospital Geral”. *Radiologia Brasileira*, 37, No. 6. São Paulo, SP, Novembro/Dezembro, 2004.
- PETOUSSI-HENSS, N.** et al. “Dose-Area Product and Body Doses”. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 57, Nº 1-4, pp. 363-366. Nuclear Technology Publishing, 1995.
- PTW FREIBURG – DIAMENTOR M2** – *Instruction Manual Valid for Serial Number 2000 or Greater [D153.131.0/2]*. Freiburg, Germany, 1998.
- RASSOW, S.** “From the Entrance Dose to the Calculation of Organ Doses.” *Radiation Protection Dosimetry*, 80, No. 1-3. pp. 327-329. Nuclear Technology Publishing, 1998.

SBU – SOCIEDADE BRASILEIRA DE UROLOGIA. Link: <http://www.sbu.org.br/>.
Rio de Janeiro, RJ: SBU, acessado em 17/03/2007.

SVS/MS – SERVIÇO DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.* Portaria Nº 453 de 01º/06/1998. Publicado no D.O.U. Nº 103, de 02/06/1998.

TAUHATA, L. et al. *Radioproteção e Dosimetria – Fundamentos.* 3ª Edição. Rio de Janeiro, RJ, Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CNEN/MCT, 2001.

TAUHATA, L. & RAMOS, M.M.O. *Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante – Recomendações e Definições.* Rio de Janeiro, RJ, Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI/IRD/CNEN/MCT, 2002.

TRINDADE, J.C.S. “Guia Prático de Urografia”. In: Sociedade Brasileira de Urologia – SBU, *Radiologia Convencional*, Cap.3. São Paulo, SP, BG Editora e Produções Culturais Ltda., 1999.

ANEXO A

FATORES DE PONDERAÇÃO DA RADIAÇÃO E CONVERSÃO DE GRANDEZAS

Tabela A.1 – Fator de Peso da Radiação w_R (ICRP 60, 1991).

Tipo de Radiação e Energia	w_R
Fótons de todas as energias	1
Elétrons e muons de todas as energias	1
Nêutrons com energia	
< 10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons e partículas com uma unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Partícula alfa e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

Tabela A.2 – Fator de Peso para o Tecido ou Órgão w_T (ICRP 60, 1991).

Tecido ou Órgão	w_T
Gônadas	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,01
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restantes ^(*)	0,05

^(*) Nota: este termo indica demais órgãos tais como cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo.

ANEXO B

MÉTODOS DE DESEMPENHO DOS APARELHOS DE RAIOS X

a) **Levantamento Radiométrico:** o objetivo deste teste é verificar se os níveis de dose equivalente a que estão expostos os trabalhadores e o público, em geral, estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação. A frequência mínima para este teste é a cada quatro anos quando se tem a instalação do aparelho de raios X. Excepcionalmente, o levantamento radiométrico é feito após a realização de reformas estruturais, modificações do aparelho ou da alteração do *layout* da sala de exames.

Os instrumentos empregados para este teste são de um monitor de área com tempo de resposta adequado e devidamente calibrado, um objeto espalhador (água ou acrílico) com dimensões próximas às do abdômen de um adulto típico (massa corporal entre 60 kg e 75 kg, altura entre 1,60m e 1,75 m), e uma trena.

Quanto à sua metodologia, se dá pela elaboração de um croqui da sala de exames feito no interior da mesma, identificando as áreas adjacentes e anotando suas dimensões ou definindo escala apropriada, seguido da identificação dos objetos existentes como tubo de raios X, painel de comando, biombo, portas, janelas, mesa de exames, *bucky* vertical, e da seleção dos pontos de interesse para medições registrando os valores de dose obtidos pelo monitor.

Os parâmetros de operação do aparelho de raios X são feitos a partir da seleção da maior tensão do tubo (em kVp) adotada no exame de rotina, do tempo de exposição (em s) e a corrente anódica (em mA) adequados ao tempo de resposta do monitor escolhido, evitando atingir a carga limite do equipamento. Têm-se os registros dos parâmetros técnicos selecionados, das seleções do maior tamanho de campo de radiação permitido e do modo de detecção selecionado.

Quanto às barreiras primárias, têm-se as seguintes orientações:

a.1) direcionar o feixe do tubo de raios X para a barreira primária a ser avaliada e colocar o objeto espalhador na posição onde é ocupada pelo pacientes, devendo utilizar a distância foco-filme representativa do exame;

a.2) posicionar o monitor no primeiro ponto de medida, atrás da barreira primária;

a.3) realizar uma exposição radiográfica e registrar a leitura do monitor;

a.4) deve-se repetir os itens a.1 a a.3 para os demais pontos de interesse, bem como das demais barreiras primárias.

Quanto às barreiras secundárias, têm-se as seguintes orientações:

a.5) colocar o objeto espalhador na posição mais freqüentemente ocupada pelo pacientes;

a.6) posicionar o tubo de raios X sobre o objeto espalhador, com a distância foco-filme mais utilizada na rotina de exames e selecionar o maior campo de radiação permitido;

a.7) posicionar o monitor no primeiro ponto de medição, atrás da barreira secundária;

a.8) realizar uma exposição e registrar a leitura do monitor;

a.9) repetir os itens a.7 e a.8 para os demais pontos de interesse, bem como das demais barreiras primárias.

Se julgar necessário, podem-se repetir os itens a.5 a a.8 para seleção de outros possíveis posicionamentos de pacientes com uma ou mais barreiras secundárias.

Quanto aos cálculos, devem ser definidos por três tipos de fatores: fatores de uso (**U**), de ocupação (**T**) e de carga de trabalho máxima semanal do tubo de raios X (**W**).

O fator de uso (**U**) é definido para cada uma das barreiras primárias de acordo com a fração da carga de trabalho do feixe primário direcionado a referida barreira. A

Tabela B.1 apresenta os valores de **U** a serem adotados na ausência de dados mais realistas.

Tabela B.1 – Fatores de uso (**U**).

Barreira	U
Piso	0,5
Parede 1	0,25
Parede 2	0,25

O fator de ocupação (**T**) é definido a partir da estimativa da fração de permanência do indivíduo que fica maior tempo na área em questão, ao longo do ano. A Tabela B.2 apresenta os valores de **T** a serem adotados na ausência de dados mais realistas.

Tabela B.2 – Fatores de ocupação (**T**).

Ocupação	Local	T
Integral	Consultório, recepção	1
Parcial	Sala de espera, vestiário, circulação interna	1/4
Eventual	Circulação externa, WC, escadas	1/16
Rara	Jardins cercados, casas de máquinas	1/32

O fator de carga de trabalho semanal do tubo de raios X (**W**) é definido por meio de entrevista com o técnico de raios X a partir do número aproximado de pacientes por

dia (ou por semana) e dos parâmetros operacionais mais empregados. A Tabela B.3 apresenta valores de **W** a serem adotados na ausência de dados mais realistas.

Tabela B.3 – Exemplos de carga de trabalho semanal máxima (**W**).

Equipamento	Nº de pacientes	W (mA min/pacientes)	W (mA min/sem)		
			100 kVp	125 kVp	150 kVp
Radiografia geral	24	2,67	320	160	80
Radiografia de tórax	60	0,53	160	80	-x-

As leituras registradas pelo monitor devem ser corrigidas levando em conta o tempo de resposta, o fator de calibração para o feixe atenuado e as condições ambientais de temperatura e pressão. Estas leituras devem ser convertidas para unidades de dose externa em mSv ou de taxa de dose externa em mSv/h usando o fator multiplicativo correspondente à unidade de medida do monitor, conforme a Tabela B.4. Vale ressaltar que a grandeza operacional dose externa foi criada pela Portaria Nº 453 (SVS/MS, 1998), nas Disposições Transitórias, para ser utilizada em medidas de monitoração de ambientes de trabalho e de sua circunvizinhança.

Tabela B.4 – Fatores multiplicativos para conversão de dose externa.

Exposição (mR)	Multiplicar por 0,01	= Dose externa (mSv)
Dose absorvida no ar (mrad)	Multiplicar por 0,0114	
Kerma no ar (mGy)	Multiplicar por 1,14	
Equivalente de dose ambiente	Multiplicar por 1	

As operações para obtenção dos valores em mSv/mA min devem ser feitas:

a.10) para medidas efetuadas em modo taxa de dose:

$$\frac{\text{taxa de dose externa (mSv/h)}}{60 (\text{min/h}) * \vec{i} (\text{mA})} \quad (\text{B-1})$$

a.11) para medidas efetuadas em modo dose integrada:

$$\frac{\text{dose externa (mSv/h)} * 60 (\text{s/min})}{\vec{i} * t (\text{mAs})} \quad (\text{B-2})$$

Multiplique o resultado obtido em a.11 pelos fatores **W**, **U** e **T** para obter a taxa de dose externa em mSv/sm. Para expressar o valor encontrado em mSv/ano, basta multiplicar o resultado por 50 semanas/ano.

Quanto à interpretação dos resultados, devem-se comparar os resultados obtidos para dose externa com os níveis de restrição de dose estabelecidos na legislação, conforme a Tabela B.5. Deve-se, ainda, registrar a conformidade com os níveis de restrição de dose em cada ponto avaliado na sala de exames.

Tabela B.5 – Níveis de restrição de dose (Portaria N° 453, SVS/MS, 1998)

Localidade	Restrição de dose semanal (mSv/semana)	Restrição de dose anual (mSv/ano)
Área controlada	0,10	5,0
Área livre	0,01	0,5

b) **Teste de Exatidão do Valor de Tensão de Pico (kVp)**: coloca-se o medidor de kVp sobre a mesa, alinhando com o eixo do tubo de raios X, centralizado com o campo luminoso de indicação, devidamente colimado. Nesta posição, o amostrador (*display*) fica voltado para a extremidade do tubo onde se encontra o ânodo. Selecionam-se cinco leituras para cada um dos três valores de tensão fixos,

recomendados na faixa de 60 kV a 110 kV. Em seguida, obtêm-se as respectivas médias e o desvio padrão.

O desvio máximo dos valores de tensão medidos em relação ao indicado pelo equipamento deve ser menor ou igual a 10 % para qualquer dos valores de mA selecionados. A sua expressão é dada por:

$$\text{Desvio Máximo (\%)} = \left(\frac{kV_{\text{sel}} - kV_{\text{med}}}{kV_{\text{sel}}} \right) * 100 \quad (\text{B-3})$$

onde kV_{sel} é o valor da tensão nominal selecionado no equipamento e kV_{med} é o valor da tensão de pico máximo medido de maior discrepância.

Quanto à reprodutibilidade para tensão selecionada no equipamento, são tomados os dois valores de tensão mais discrepantes kV_1 e kV_2 entre os cinco valores de tensão medidos para uma mesma tensão selecionada. A expressão que define melhor esta descrição é dada por:

$$\text{Reprodutibilidade (\%)} = \left(\frac{kV_1 - kV_2}{kV_1 + kV_2} \right) * 200 \quad (\text{B-4})$$

c) **Teste de Exatidão de Tempo de Exposição (ms):** posiciona-se o medidor na mesma posição estabelecida para o teste anterior. Para este teste, são tomadas três medidas para o tempo de exposição.

A condição para aceitação, prevista em norma, é a do desvio máximo ser menor que 10 % do valor indicado pelo equipamento ou pelos parâmetros da técnica utilizada, na faixa de 10 ms a 100 ms. A sua expressão é dada por:

$$\text{Desvio Máximo (\%)} = \left(\frac{T_{\text{ind}} - T_{\text{med}}}{T_{\text{ind}}} \right) * 100 \quad (\text{B-5})$$

onde T_{ind} é o valor do tempo de exposição nominal indicado no equipamento e T_{med} é o valor do tempo de exposição medido de maior discrepância.

Quanto à reprodutibilidade para tempo de exposição no equipamento, tem-se de tomar os dois valores de tempo mais discrepantes $T_{\text{máx}}$ e $T_{\text{mín}}$ entre os três valores medidos para uma mesma tensão selecionada. A expressão que define melhor esta descrição é dada por:

$$\text{Reprodutibilidade (\%)} = \left(\frac{T_{\text{máx}} - T_{\text{mín}}}{T_{\text{máx}} + T_{\text{mín}}} \right) * 200 \quad (\text{B-6})$$

d) **Teste da Reprodutibilidade:** este teste verifica se o equipamento apresenta-se reprodutível quanto à dose no ar entregue a 1 m do foco do tubo de raios X. Utiliza-se o medidor de dose conforme descreve o item **a**. Para cada conjunto mA-mAs, calcula-se a média das leituras. O resultado apresentado é o maior desvio em relação à média.

O desvio máximo aceitável para este teste tem de ser menor que 10 %. A expressão que define melhor a descrição acima é dada por:

$$\text{Reprodutibilidade (\%)} = \left(\frac{L_{>} - L_{<}}{L_{>} + L_{<}} \right) * 200 \quad (\text{B-7})$$

onde $L_{>}$ é o valor da maior leitura do primeiro mAs selecionado e $L_{<}$ é o valor da menor leitura do primeiro mAs selecionado.

e) **Teste da Linearidade:** este teste relaciona a dose entregue com o aumento do mAs. Escolhem-se três combinações de mA e mAs para cada foco (dado pelo valor de mA). Calcula-se para cada valor de mA a seguinte relação:

$$\text{Linearidade (\%)} = \left(\frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2} \right) * 200 \quad (\text{B-8})$$

onde R_1 e R_2 são os valores de rendimento mais discrepantes.

f) Teste de Rendimento do Tubo de Raios X: este teste é definido como a média dos valores de linearidade, expressa em $\text{mGy m}^2/\text{mA min}$, a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, a uma tensão de 80 kV.

O valor do rendimento médio deve estar compreendido entre $2.4 \text{ mGy m}^2/\text{mA min}$ e $4.8 \text{ mGy m}^2/\text{mA min}$ para os equipamentos de raios X monofásicos, e entre $4.8 \text{ mGy m}^2/\text{mA min}$ e $6.4 \text{ mGy m}^2/\text{mA min}$ para os equipamentos de raios X trifásicos.

g) Teste de Exatidão do Sistema de Colimação: utiliza-se um chassi carregado com um filme radiográfico convencional. Em seguida, irradia-se com uma dada abertura de campo com os colimadores, cuja delimitação é marcada por pares de moedas, um para cada lado. Aumenta-se a área do campo de radiação fazendo-se uma nova exposição sobre o mesmo chassi. Escolhe-se a técnica radiológica mais baixa fornecida pelo equipamento.

Recomenda-se que, para colimadores ajustáveis e com indicação visual do campo, o desalinhamento entre as bandas do campo visual e do campo de radiação deve ser menor que 2 % da distância foco-filme – D.F.F. = 100 cm.

h) Teste de Perpendicularidade do Feixe Central: utiliza-se um cilindro de acrílico com duas esferas metálicas, concêntricas numa visão da seção reta transversal do objeto. O teste mede a inclinação dos raios do feixe de radiação em relação à mesa. A base do cilindro possui três círculos distintos. O menor dos círculos indica o desvio de 2 graus, o do meio, 3 graus, e o maior, 4 graus.

O nível aceitável indicado pela Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998) é um desvio de até 3 graus.

i) Teste da Camada Semi-Redutora (ou CSR): este teste tem por objetivo de verificar a qualidade do feixe de raios X.

O cálculo para a obtenção do valor da camada semi-redutora é dado por:

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(2 * \frac{L_a}{L_o}\right) - x_a \ln\left(2 * \frac{L_b}{L_o}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (B-9)$$

onde L_a e L_b são, respectivamente, as leituras de exposição superior e inferior a $L_o/2$; x_a e x_b são, respectivamente, as espessuras de alumínio para as leituras L_a e L_b .

Para a Portaria N° 453 (SVS/MS, 1998), o valor da camada semi-redutora do feixe útil não deve ser menor que o valor mostrado na Tabela B.6, para uma dada tensão do tubo e fase, de modo a demonstrar a conformidade com os requisitos de filtração mínima. Quanto aos valores intermediários, eles podem ser obtidos por interpolação.

Tabela B.6 – Valores mínimos de camadas semi-redutoras em função da fase e tensão do tubo (Portaria N° 453, SVS/MS, 1998).

Tensão (kV)	CSR (mm Al)	
	Equipamentos Monofásicos	Equipamentos Trifásicos
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

j) Teste de Fuga de Radiação do Cabeçote do Tubo de Raios X: este teste tem por objetivo de verificar as medidas dos níveis de radiação de fuga com emprego de uma câmara de ionização que deve estar posicionada a 1 m de distância do ponto focal do tubo de raios X, em seis orientações distintas, conforme estabelece a Portaria N° 453

(SVS/MS, 1998). Porém, para efeitos neste estudo, foram realizadas apenas quatro orientações para medição da fuga dos raios X.

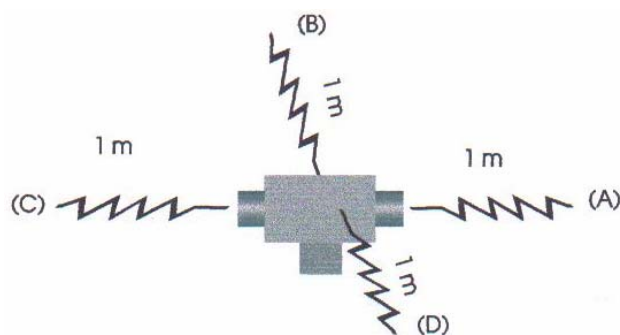


Figura B.1 – Teste de fuga de cabeçote do tubo de raios X (LIMA, 2002).

ANEXO C

FICHA DE AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES RADIOLÓGICOS DE UROGRAFIA

Local:			Data:		
Sala de exames n°:		Início:		Término:	
Idade do paciente (anos):			Sexo: () masculino () feminino		
Altura (m):		Massa corporal (kg):		Espessura (cm):	
Tipo de exame:				Dist. foco-superfície (cm):	
Justificativa do exame:					
Contraste:					
Fabricante:			N° lote:		
Ordem da exposição	Hora da exposição	Filme empregado	Técnica aplicada		PKA (cGy cm ²)
			kV	mAs	
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					

Erros Radiográficos? () Sim () Não

Equipamento de raios X		
Fabricante:	Modelo:	Nº de série:
Registro – Min. Saúde:	Nº patrimônio:	
Tensão máxima (kV):	Corrente máxima (mA):	Ano de fabricação:
Cabeçote do tubo de raios X		
Fabricante do cabeçote:	Modelo:	
Colimadores do tubo de raios X		
Fabricante do colimador:	Modelo:	