

HONÓRIO SAMPAIO MENEZES

DOSE GONADAL E DE EXPOSIÇÃO EM CRIANÇAS INTERNADAS
EM UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA PEDIÁTRICA SUBMETIDAS
A EXAMES RADIOGRÁFICOS DE TÓRAX.

Dissertação apresentada ao Curso de
Pós-Graduação em Pediatria do Setor
de Ciências da Saúde da Universidade
Federal do Paraná, como requisito
parcial à obtenção do grau de Mestre.

FICHA CATALOGRÁFICA.

Menezes, Honório Sampaio.

Dose gonadal e de exposição em crianças internadas em Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica submetidas a exames radiográficos de tórax / Honório Sampaio Menezes. Curitiba : [s.n.], 1990.

xiii, 91 p.

Dissertação (Mestrado em Pediatria)-Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

1. Proteção radiológica. 2. Dosagem de radiação.
 3. Raios X. 4. Unidades de Terapia Intensiva. 5. Criança
 6. Recém-nascido.
- I. Título.

NLM WN/650
CDD 615.84
CDU 615.84-053.2

Copyright © 1990 by HONÓRIO SAMPAIO MENEZES,
Curitiba, PR/Brasil

Todos os direitos reservados e protegidos pela Lei 5988/1973

Este trabalho é dedicado a minha esposa Léslie que, com abnegação e sacrifício dos próprios ideais, tem me proporcionado inspiração, incentivo e felicidade mesmo nos momentos mais difíceis.

DOSE GONADAL E DE EXPOSIÇÃO EM CRIANÇAS INTERNADAS
EM UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA PEDIÁTRICA SUBMETIDAS
A EXAMES RADIOGRÁFICOS DE TÓRAX.

por

HONÓRIO SAMPAIO MENEZES

Orientador: Prof. Dr. DIRCEU RODRIGUES.

Co-orientadores: Prof. ANTÔNIO MENDONÇA.

Prof^a. Dra. MARILU KANEGUSUKU.

Prof. Dr. DINARTE J. GIRALDI.

Coordenador do Curso de Pós-Graduação, Mestrado, do
Departamento de Pediatria:

Prof. Dr. DINARTE J. GIRALDI.

**DOSE GONADAL E DE EXPOSIÇÃO EM CRIANÇAS INTERNADAS
EM UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA PEDIÁTRICA SUBMETIDAS
A EXAMES RADIOGRÁFICOS DE TÓRAX.**

por

HONÓRIO SAMPAIO MENEZES

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. DIRCEU RODRIGUES - Presidente da Comissão.
Docente Livre de Clínica Propedêutica Médica.
Universidade Federal do Paraná. Radiologista.

Prof. Dr. RENATO SOIBELMANN PROCIANOY
Prof. Titular de Pediatria. Neonatologista.
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Prof^a ANA MARIA CAMPOS DE ARAÚJO.
Gerente Pesquisadora em Proteção Radiológica.
Comissão Nacional de Energia Nuclear, RJ.



P A R E C E R

Parecer conjunto dos Professores:
DIRCEU RODRIGUES - RENATO SOIBELMANN PROCIANOY e ANNA MARIA CAMPOS DE ARAÚJO, sobre a dissertação: "DOSE GONADAL E DE EXPOSIÇÃO EM CRIANÇAS INTERNADAS EM UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA PEDIÁTRICA SUBMETIDAS A EXAMES RADIOGRÁFICOS DE TÓRAX", a nível de Mestrado em Pediatria, do aluno: HONÓRIO SAMPAIO MENEZES, do Curso de Pós-Graduação - Mestrado em Pediatria da Universidade Federal do Paraná.

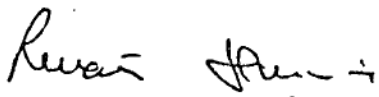
A Comissão Examinadora considerou que o DR. HONÓRIO SAMPAIO MENEZES, apresentou trabalho adequado para a dissertação a nível de Mestrado em Pediatria e defendeu convenientemente as argüições que lhes foram feitas, atribuindo-lhe as seguintes notas:

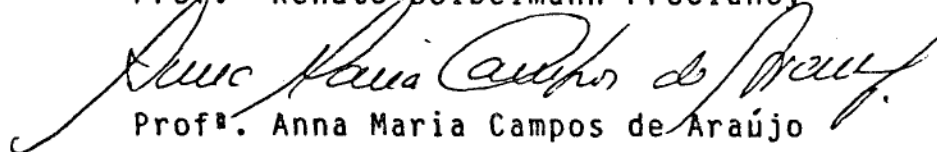
- PROF. DIRCEU RODRIGUES - Nota: (10) e Conceito "A "
- PROF. RENATO SOIBELMANN PROCIANOY - Nota: (10) e Conceito "A "
- PROF. ANNA MARIA CAMPOS DE ARAÚJO - Nota: (10) e Conceito "A "

tendo o candidato sido aprovado com Média Final: (10) e Conceito "A ", sendo pois unanimemente recomendado à Universidade Federal do Paraná, a concessão de título de "MESTRE EM PEDIATRIA" e a publicação da dissertação em veículo de divulgação conveniente.

Curitiba, 26 de abril de 1.990


Prof. Dirceu Rodrigues


Prof. Renato Soibermann Procianny


Prof.ª Anna Maria Campos de Araújo

AGRADECIMENTOS

Este trabalho recebeu muitas colaborações, pelas quais estamos agradecidos, e de modo especial:

Ao Prof. Dr. DIRCEU RODRIGUES que, com paciência e disposição, me orientou neste trabalho;

Aos meus co-orientadores: Prof. ANTÔNIO MENDONÇA, Prof. Dra. MARILU KANEGUSUKU e Prof. Dr. DINARTE GIRALDI, pelas muitas horas que se dedicaram a este trabalho, em detrimento dos próprios afazeres;

Ao Prof. Dr. IZRAIL CAT, pela oportunidade que me proporcionou de cursar Mestrado em Pediatria;

Ao Prof. Dr. ANDRÉ RODRIGUES, pela orientação estatística e técnica;

Ao Prof. JARY SCHIRMER, pela revisão ortográfica e gramatical;

Aos Drs. EDUARDO CARREIRO, RUBENS CAT, RODOLFO ESPINOSA, MARCO MOURA e MARCELO COSTA, e às Dras. ELAINE SILLOS, REGINA GAZIRI, MÔNICA CAT, BEATRIZ MOURA, SANDRA MARCANTONIO TÂNIA RESENER e CARMEM MENDONÇA colegas de serviço, pelo apoio e crescimento pessoal que me proporcionaram;

Aos TÉCNICOS DE RAIOS X , em especial ao Sr. ALCIDES;

Ao pessoal de ENFERMAGEM da UTIPediátrica, pela valiosa colaboração;

Ao Dr. CARLOS ALBERTO KAEMPF, representante do INAMPS.

Aos funcionários da Biblioteca do Setor de Ciências da Saúde, em especial SUAZANA GUIMARÃES e PATRÍCIA M. DA ROCHA, pelo auxílio na obtenção do material bibliográfico.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	ii
ORIENTAÇÃO.....	iii
COMISSÃO EXAMINADORA.....	iv
PARECER.....	v
AGRADECIMENTOS.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE TABELAS.....	xi
RESUMO.....	xiii

INTRODUÇÃO.....	1
CONCEITOS BÁSICOS SOBRE A RADIAÇÃO.....	2
PRODUÇÃO DE RAIOS X.....	3
ABSORÇÃO E ATENUAÇÃO DA RADIAÇÃO X.....	6
LEI DO INVERSO DO QUADRADO DA DISTÂNCIA.....	8
MEDIDA DA RADIAÇÃO DE EXPOSIÇÃO E ABSORÇÃO	9
MEDIDA DA ENERGIA ABSORVIDA, CÂMARAS E DOSÍMETROS..	11
QUALIDADES DOS RAIOS X E DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL.....	13
EFEITOS DA RADIAÇÃO.....	14
RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA.....	17
FILME RADIOGRÁFICO, TELAS INTENSIFICADORAS E NITIDEZ	17
AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO PACIENTE.....	23
FATORES QUE REDUZEM A EXPOSIÇÃO DO PACIENTE.....	23
PROTEÇÃO CONTRA AS RADIAÇÕES IONIZANTES.....	23
DOSES MÁXIMAS PERMISSÍVEIS.....	24
DOSE GENETICAMENTE SIGNIFICANTE.....	26
PROTEÇÃO GONADAL.....	26

RADIAÇÃO ESPALHADA EM GÔNADAS.....	29
RADIAÇÃO GONADAL.....	31
OBJETIVOS.....	33
MATERIAL E MÉTODOS.....	34
SIMULAÇÃO.....	34
POPULAÇÃO ESTUDADA.....	35
EQUIPAMENTOS.....	36
TÉCNICA DOS EXAMES.....	39
PROTOCOLO DE ESTUDO.....	43
MEDIDAS.....	43
PROCESSAMENTO DOS DADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	44
NOMENCLATURA RADIOLÓGICA.....	45
DIREITOS HUMANOS.....	45
RESULTADOS.....	48
DISCUSSÃO.....	59
CONCLUSÕES.....	68
SUMMARY.....	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
ANEXOS.....	80

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE UMA AMPOLA DE RAIOS X.....	4
Figura 2. INTERAÇÃO DOS ELÉTRONS COM A MATÉRIA. 1 E 2- DEFLEXÕES COM PRODUÇÃO DE RAIOS X E CALOR, 3- FÓTON DE MÁXIMA ENERGIA E 4- PRODUÇÃO DE CALOR.....	5
Figura 3. REPRESENTAÇÃO DA LEI DO INVERSO DO QUADRADO DA DISTÂNCIA.....	6
Figura 4. REPRESENTAÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	11
Figura 5. ESQUEMA DOS EFEITOS DA RADIAÇÃO.....	15
Figura 6. REPRESENTAÇÃO DA EVOLUÇÃO DOS EFEITOS NÃO ESTOCÁTICOS.....	18
Figura 7. ESQUEMA DE UMA TELA INTENSIFICADORA.....	19
Figura 8. REPRESENTAÇÃO DA PENUMBRA GEOMÉTRICA.....	20
Figura 9. REPRESENTAÇÃO DA DISTORÇÃO DA IMAGEM.....	21
Figura 10. RADIOGRAFIA MOSTRANDO COLIMAÇÃO ADEQUADA, CENTRALIZAÇÃO DO FEIXE, SEM DISTORÇÃO DA IMAGEM, E ZONA DE PENUMBRA RADIOLÓGICA..	21
Figura 11. ESQUEMA DO ESTUDO.....	35
Figura 12. SIMULADOR REPRESENTANDO PACIENTE DO SEXO MASCULINO, COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	37

Figura 13. SIMULADOR COM A LIMITAÇÃO DO CAMPO, CÂMARA DE IONIZAÇÃO PROTEGIDA POR CHUMBO.....	37
Figura 14. DOSÍMETRO E IMPRESSORA.....	38
Figura 15. PACIENTE EM EXAME, COM PROTEÇÃO GONADAL.	38
Figura 16. PACIENTE SENDO RADIOGRAFADO, EM BERÇO AQUECIDO.....	40
Figura 17. SIMULAÇÃO DA EXPOSIÇÃO, BERÇO AQUECIDO..	40
Figura 18. SIMULAÇÃO DA ABSORÇÃO, BERÇO AQUECIDO...	40
Figura 19. MEDIDA DE EXPOSIÇÃO EM PACIENTE.....	41
Figura 20. RADIOGRAFIA MOSTRANDO COLIMAÇÃO.....	42
Figura 21. RADIOGRAFIA MOSTRANDO POSIÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	42
Figura 22. FONTES DE RADIAÇÃO.....	60
Figura 23. FATORES DE RISCO.....	63

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1.** RESUMO DAS UNIDADES RADIOLÓGICAS.....10.
- Tabela 2.** DOSES MÁXIMAS PERMISSÍVEIS..... 25
- Tabela 3.** NÚMERO DE PACIENTES ESTUDADOS, DISTRIBUIÇÃO POR SEXO, MÉDIA DE IDADE, NÚMERO DE MEDIDAS DE EXPOSIÇÃO A RADIAÇÃO..... 48
- Tabela 4.** MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS DDF E DOSES RECEBIDAS NO MESMO PACIENTE.....48
- Tabela 5.** MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO, IDADE, DISTÂNCIA FOCO-FILME, ESPESSURA TORÁCICA, QUILOVOLTSPICO, MILIAMPÈRES POR SEGUNDO, DISTRIBUIÇÃO DOS PACIENTES POR SEXO E PARCELA DA DOSE EM RELAÇÃO A EXPOSIÇÃO..... 52
- Tabela 6.** MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DOS DIAS DE PERMANÊNCIA NA UTIPEDIÁTRICA, IDADE DOS PACIENTES, NÚMERO DE RADIOGRAFIAS DE TÓRAX. DOSES MÉDIAS TOTAIS DE EXPOSIÇÃO, DOSE GONADAL, DOSE GONADAL COLIMADA E DOSE GONADAL GERAL, POR PACIENTE..... 53
- Tabela 7.** RESUMO DAS MEDIDAS FEITAS COM FANTOM... 55
- Tabela 8.** MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO, DISTÂNCIA FOCO-FILME, ESPESSURA, QUIVOLTSPICO, MILIAMPÈRES POR SEGUNDO E PARCELA DA DOSE EM RELAÇÃO A EXPOSIÇÃO, EM SIMULADOR FANTOM DE ÁGUA.. 58

Tabela 9.	MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM FUNÇÃO DO SEXO, COM DOSE DE ENTRADA DE 4,43 UGY (17,18 MR).....	57
Tabela 10.	MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO TORÁCICO.....	57
Tabela 11.	MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM RECÉM-NASCIDOS.....	58
Tabela 12.	MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM RECÉM-NASCIDOS EM RELAÇÃO AO SEXO.....	58
Tabela 13.	COMPARAÇÃO ENTRE DIVERSOS AUTORES SEGUNDO A DOSE DE EXPOSIÇÃO NO TÓRAX.....	61

RESUMO

Foram estudadas 30 crianças, internadas na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica e submetidas a Raios X de tórax, com o objetivo de medir a dose de radiação de exposição e da dose de radiação gonadal recebida por estes pacientes. Foi medida a dose de exposição a radiação ionizante e a dose que atingiu as gônadas proveniente de 79 exames radiográficos. Foram analisados os parâmetros de exposição, absorção, dose gonadal com colimação e dose gonadal com colimação e protetor gonadal de chumbo, quilovoltagem, miliamperagem, espessura torácica, distância foco filme, idade, tempo de internação e número de radiografias. As condições dos exames foram simuladas com simulador fantom de água. Verificou-se que: a radiação decorrente de exposição a exames radiográficos de tórax, na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, quando comparada aos atuais limites para o público em geral, estabelecidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, não ultrapassa os mesmos; a radiação provenientes destes exames que atingiu as gônadas dos pacientes estudados também está de acordo, a título de comparação, com os limites recomendados, ao público em geral, pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica. O protetor gonadal com chumbo demonstrou ser um eficiente meio de redução da dose de radiação que atinge as gônadas. A radiação espalhada que atinge as gônadas provenientes dos exames acima citados é cerca de 0,2 por cento da dose de radiação de exposição, em condições similares as do estudo aqui apresentado.

INTRODUÇÃO

A radioatividade natural e os Raios X começaram a ser estudados no final do século passado, destacando-se *Wilhelm Conrad Roentgen*, descobridor dos Raios X.^{80,25,57} Meses após esta descoberta, já eram relatados casos de radiodermites. Dezenas de casos de morte relacionada com Raios X foram relatadas até que, em 1921, o *Comitê Britânico de Proteção em Raios X e Rádio* fez a primeira recomendação formal sobre proteção radiológica. Esta foi seguida pela formação da *Comissão Internacional em Proteção Radiológica* em 1928, a qual, periodicamente, emite recomendações neste campo para todos os países do mundo.^{28,58,80,87.} A premissa que orienta a política de proteção radiológica é de que toda radiação ionizante é prejudicial à saúde humana. Esses efeitos prejudiciais são divididos em duas grandes categorias: os somáticos, que afetam a pessoa irradiada, e os genéticos, que afetam gerações futuras.³³ Com o aumento constante da preocupação com os efeitos das radiações provenientes de Raios X, surgiram trabalhos, citados por *Russel*,⁸⁷ demonstrando vários tipos de efeitos, dependentes ou não da dose de radiação recebida. Na década de 50, *Webster*¹¹⁷ publicou um trabalho importante em dosimetria de radiação gonadal. Em 1956, o *Comitê sobre Efeitos da Radiação Atômica da Academia Nacional de Ciências dos Estados Unidos* recomendou a proteção gonadal como uma maneira de reduzir os efeitos genéticos da radiação

ionizante.¹⁰⁷ Com a sofisticação da tecnologia e o uso da engenharia genética, comprovou-se que a radiação exerce efeitos genéticos dependentes da sua qualidade, da dose, da taxa da dose, do fracionamento da dose, do estágio celular, do sexo, do locus cuja sensibilidade se deseja medir e, nas fêmeas, do intervalo entre a radiação e a fecundação.^{32,33,85} A carcinogênese é mencionada como o principal efeito somático das radiações ionizantes, admitindo-se que não existe limiar de dose para tal efeito.^{95,51,52}

Muito pouco tem sido publicado sobre dose de exposição e dose de radiação gonadal em crianças.^{31,48,51,58,64,98,117,120} Uma vez que as doses de exposição aos Raios X podem variar de acordo com as condições de cada hospital^{9,24,66,79,85,92} e considerando não haver referência na literatura compulsada sobre a dose gonadal de radiação espalhada sob uso de protetor gonadal em crianças internadas em UTIPediátrica, as quais são submetidas, em média, a maior quantidade de radiação do que crianças internadas em outros setores hospitalares, constituindo um grupamento peculiar em relação ao assunto, parece-nos importante o estudo destes elementos em nossa Instituição.

CONCEITOS BÁSICOS SOBRE A RADIAÇÃO

Para nos situarmos no estudo em pauta se faz necessário relembrar alguns conhecimentos básicos sobre os aspectos físicos que envolvem os Raios X.

Os Raios X são um exemplo de radiação eletromagnética a qual não possui massa e sim oscilações elétricas e magnéticas, formando ondas com velocidade e comprimento. 25,57.80 A energia dos fótons (quantum de energia eletromagnética) é diretamente proporcional à frequência da radiação, $n = h \cdot f$, onde $n =$ energia, $h =$ constante de Planck e $f =$ frequência.80

A ionização é o processo onde um elétron adquire energia suficiente para se separar de um átomo.80 Ao perderem elétrons, os átomos se transformam em ions portadores de carga elétrica. Esta transformação de átomos em ions tem profundas repercussões de ordem química que, por sua vez, acarretam efeitos biológicos.33.98.105.

PRODUÇÃO DE RAIOS X

Quando elétrons de alta energia são desacelerados subitamente, parte de sua energia cinética é convertida em Raios X80.

Nas ampolas de Raios X, a produção de elétrons é feita termoionicamemente através de corrente elétrica (efeito Joule) que passa através de um filamento de Tungstênio. No tubo é feito vácuo para que os elétrons não percam energia e principalmente não mudem de trajeto. Ao aplicar-se uma diferença de potencial entre o filamento (negativo) e o alvo (positivo), os elétrons produzidos são repelidos do filamento e atraídos pelo alvo onde serão desacelerados

subitamente, transferindo sua energia (cinética) ao alvo, a qual é convertida em outras formas de energia, entre essas, os Raios X e calor.^{25,57,80,83}

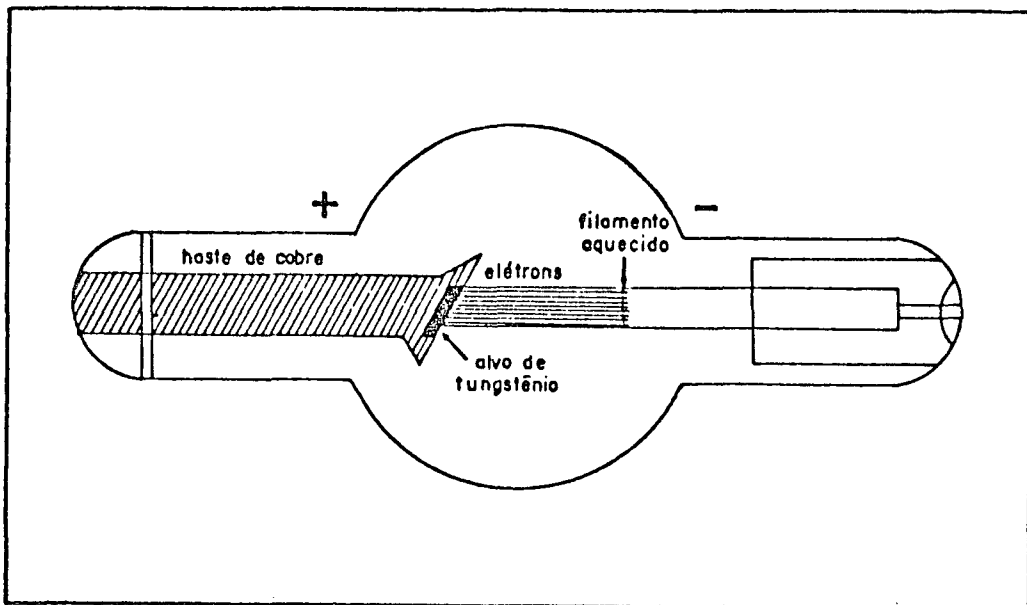


Figura 1. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE UMA AMPOLA DE RAIOS X.

No alvo, o elétron pode sofrer interações como deflexões e produção de fótons de Raios X, deflexões com produção de fótons X e calor, colisão com formação de fóton X de máxima energia, produção somente de ionização e calor, esta última é a situação mais freqüente.⁸⁰ Para uma voltagem de 60 kV há 99,5% de produção de calor e 0,5% de produção de raios X. A fonte de elétrons e o alvo de um tubo de Raios X são feitos de Tungstênio por ter seu ponto de fusão a 3380 graus C e ser um bom condutor térmico.^{25,80}

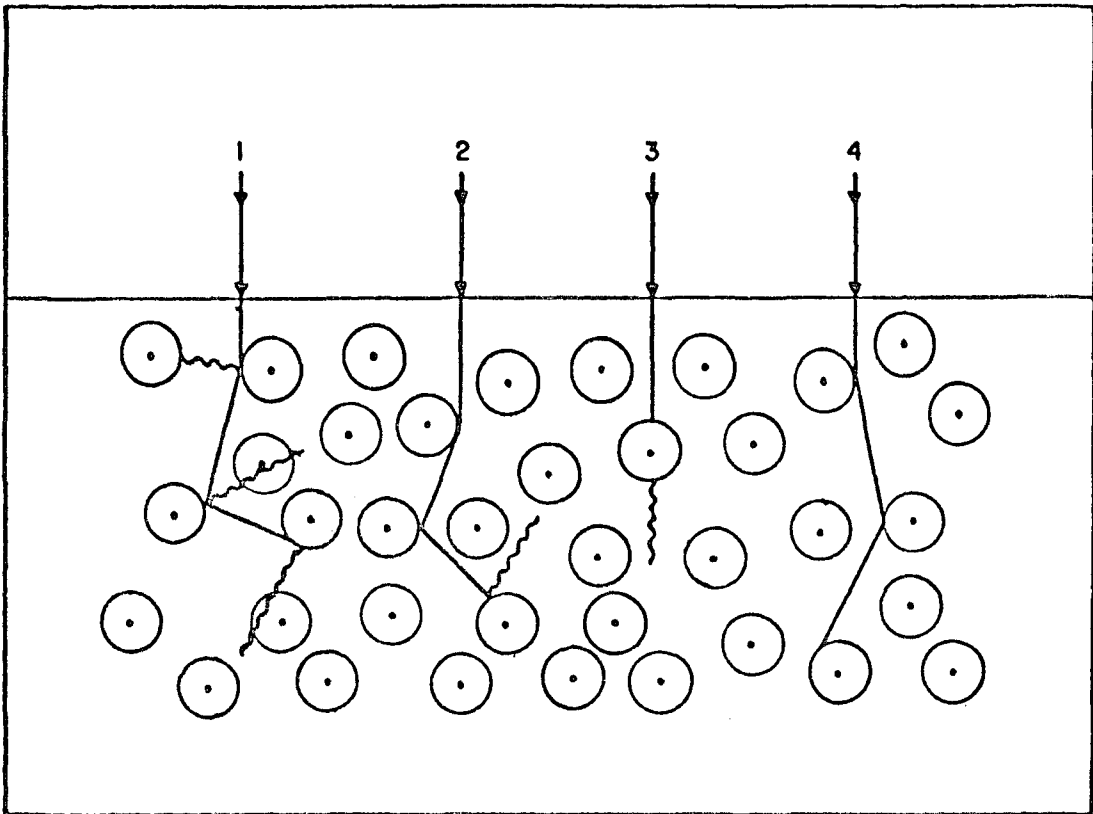


Figura 2. INTERAÇÃO DOS ELÉTRONS COM A MATÉRIA.
 1 E 2- DEFLXÕES COM PRODUÇÃO DE RAIOS X E CALOR, 3- FÓTON DE MÁXIMA ENERGIA E 4- PRODUÇÃO DE CALOR.

O poder de penetração dos Raios X ou *qualidade* é proporcional a quilovoltagem usada, pois a máxima energia dos fótons que saem de uma ampola é igual a máxima energia dos elétrons que atingem o alvo da ampola e esta depende da voltagem aplicada. A intensidade do feixe de Raios X produzida é proporcional a quilovoltagem ao quadrado,

proporcional à corrente do tubo (miliampères), ao número atômico do material do alvo e à forma da onda da voltagem aplicada.^{57,80}

A intensidade do feixe de Raios X que sai do alvo da ampola é reduzida por absorção, quando passa através de qualquer material. Quando esta redução se deve à absorção de um determinado comprimento de onda, chama-se filtração. A filtração inerente relativa à ampola é efetuada pelo vidro da ampola, pelo óleo e outros materiais, antes do feixe sair desta, e referida em equivalência de alumínio. Podemos filtrar os feixes de Raios X colocando placas metálicas diante destes, para que o espectro do feixe de Raios X seja modificado: são os filtros. As radiações menos penetrantes, de maior comprimento de onda, são as mais sensíveis à filtração. Esta remoção das radiações de baixa energia chama-se endurecimento do feixe de Raios X. Os filtros a serem usados dependem da voltagem aplicada.^{25,57,80}

ABSORÇÃO E ATENUAÇÃO DA RADIAÇÃO X

O coeficiente de atenuação linear, ou coeficiente total de atenuação é a redução fracional por unidade de espessura do material absorvedor colocado entre uma fonte de Raios X e um sistema detector de radiação(dado em cm^{-1}). Fisicamente representa a probabilidade de um fóton ser removido do feixe. Para cada energia do feixe de radiação e para cada material absorvedor, teremos um coeficiente de atenuação específico.^{57,80}

O coeficiente de atenuação de massa é o quociente entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade do material, isto é , a redução fracional da intensidade do feixe de radiação produzida por absorvedor de espessura de 1 g/cm², sendo independente da densidade do absorvedor. Parte da energia de um fóton que interage com um elétron é convertida em energia cinética do elétron e o restante da energia constitui o fóton espalhado, e é medida pelo coeficiente de transferência de energia.^{57,80}

O coeficiente de absorção de energia é a fração de energia do fóton que realmente é absorvido no movimento das partículas carregadas por cm do absorvedor, ^{57,80} representado pela equação $f_{en} = f_k \cdot E_a/E_k$, onde f_{en} =coeficiente de absorção de energia, f_k =coeficiente de transferência de energia, E_a =energia absorvida e E_k =energia convertida.

Fotoespalhamento ou efeito Compton: um fóton pode atravessar a matéria, sendo transmitido sem nada acontecer, desaparecer totalmente, ser desviado de sua trajetória inicial com alguma perda de energia (espalhamento incoerente, inelástico) ou ser desviado de sua trajetória inicial sem perda de energia (espalhamento coerente, elástico). ^{57,80}

Efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica ocorre quando um fóton interage com o átomo e desaparece totalmente, resultando desta interação a expulsão de um

elétron, geralmente da camada K do átomo. Num tecido, quando um fóton sofre absorção fotoelétrica, toda a energia é transferida ao tecido. Logo, para tecidos, o coeficiente de atenuação e o coeficiente de transferência são iguais.

25,57,80

A atenuação total de um feixe de Raios X será a soma das atenuações causadas pelos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares. O coeficiente total de absorção de energia é a soma dos coeficientes de absorção de energia do efeito fotoelétrico, Compton e produção de pares. 25,57,80

LEI DO INVERSO DO QUADRADO DA DISTÂNCIA

A Lei do Inverso do Quadrado da Distância diz que a intensidade do feixe é inversamente proporcional ao quadrado da distância entre a fonte e o ponto considerado, $I = 1/d^2$, onde I = intensidade do feixe e d = distância. 80

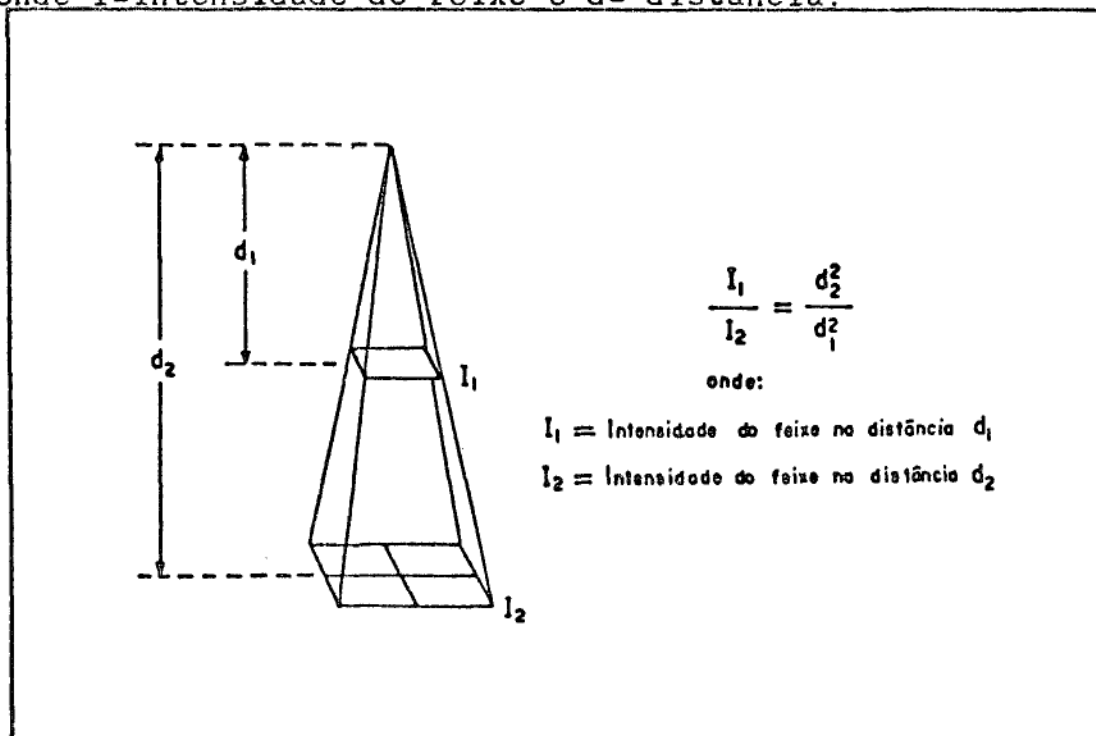


Figura 3. REPRESENTAÇÃO DA LEI DO INVERSO DO QUADRADO DA DISTÂNCIA.

MEDIDA DA RADIAÇÃO DE EXPOSIÇÃO E ABSORÇÃO

Desde 1928, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas adotou o *Roentgen* como sendo uma unidade de radiação, definindo Roentgen como a quantidade de raios X ou gama que, associada a uma emissão corpuscular de 1 cc de ar (0,001293g de ar), produz ions de ambos os sinais, que carregam uma unidade eletrostática de carga simbolizada por R. Um miliroentgen é a milésima parte do Roentgen. 25.57.90

Exposição (X) é a soma de todas as cargas elétricas de todos os ions de mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons num elemento de volume de ar de massa $\Delta(k)$ m são completamente absorvidos. Portanto: $X = kQ / km$ (Coulombs/quilograma), donde $1 R = 2,58 \times 10^{-4}$ Coulombs/kg. 25.57.90

RAD (Radiation Absorbed Dose) é uma unidade de radiação para medir energia absorvida por unidade de massa, sendo igual a J/kg, onde J (Joule) e $m^2.kg/s^2$. 25.57.90.98

Absorção(D), dose ou dose absorvida, é a energia cedida pela radiação a um elemento de volume de massa conhecida em gramas. Entao $D = kE / km$. A unidade é o rad, 1 rad=100 erg/g. Atualmente as unidades que estão sendo adotadas mundialmente são as do Sistema Internacional de Pesos e Medidas. No Sistema Internacional a unidade para medir dose é o Gray (Gy), igual a m^2/s^2 , definido como a quantidade de energia comunicada por radiação ionizante a uma unidade de massa. Um Gy é igual a 1 joule por Kg, o que equivale a 100 rads. 25.57.90.98

Para Raios X diagnóstico, o rad e o rem são equivalentes, uma vez que o fator de qualidade (FQ) é igual a 1. 98

Dose equivalente é a dose equivalente calculada para a suscetibilidade de causar dano em diferentes tecidos. Sievert (Sv) é a unidade de dose equivalente. É a dose absorvida calculada de acordo com o potencial de provocar dano. Um Sv é igual a 1 joule por kg, o que corresponde a 1 Gy.^{25, 27, 30, 33}

Dose duplicadora é a dose de radiação que produz uma taxa de mutação (induzida) igual à taxa de mutação que aparece espontaneamente, deste modo, fazendo com que a taxa total de mutação seja duas vezes maior do que a taxa de mutação espontânea.³²

O Sistema Internacional (SI), baseado em metro, quilograma e segundo, foi adotado oficialmente na Conferência Geral de Pesos e Medidas em 1960.²⁵

Tabela 1. RESUMO DAS UNIDADES RADIOLÓGICAS.

GRANDEZA FÍSICA		UNIDADES			SÍMBOLOS	RELAÇÕES
a) DENOMINAÇÃO	b) DEFINIÇÃO	C G S	UNIDADES ESPECIAIS	SI		
EXPOSIÇÃO	$X = \frac{dQ}{dm}$	$1R = \frac{1 \text{ ues}}{1 \text{ cm}^3}$ ar STP	$1R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{Kg}$ ar STP	C/Kg	R (Roentgen)	
DOSE ABSORVIDA OU DOSE	$D = \frac{dE}{dm}$		$1 \text{ rad} = 100 \frac{\text{erg} \cdot s}{g}$ $1 \text{ rad} = 10^{-2} \frac{J}{Kg}$	$1 \text{ Gray} = 1 \frac{J}{Kg}$	Gy (Gray)	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ $1 \text{ cGy} = 1 \text{ rad}$
DOSE EQUIVALENTE	$H = D \cdot N$		$1 \text{ rem} = 10^{-2} \frac{J}{Kg}$	$1 \text{ Sievert} = 1 \frac{J}{kg}$	Sv (Sievert)	$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ $1 \mu\text{Sv} = 0,1 \text{ mrem}$

MEDIDA DA ENERGIA ABSORVIDA, CÂMARAS E DOSÍMETROS

Câmara de Ionização Dedal é um dos dispositivos usados para trabalhos dosimétricos. Coleta cargas produzidas pela ionização que a radiação produziu em um pequeno volume de ar. A parede da câmara é feita de um material com peso atômico próximo ao do ar (7,62), em geral, baquelite ou outros plásticos, misturado ao grafite. Esta servirá como um eletrodo no sistema coletor de cargas. Dentro da parede ou capa, isolada desta, existe uma haste formando o outro eletrodo do sistema coletor de cargas, chamado eletrodo central. A espessura de 1 mm da parede da câmara é adequada para radiações até 300 quilovolts. Quando a câmara é irradiada, o ar contido nela é ionizado e os ions positivos são atraídos para a parede desta, enquanto os ions negativos vão para o eletrodo central. Essas cargas elétricas são conduzidas a um dosímetro e se acumulam em um condensador ou passam por uma resistência, produzindo uma voltagem que, ao ser medida, representará a carga liberada, ou seja a exposição. 2.57,80

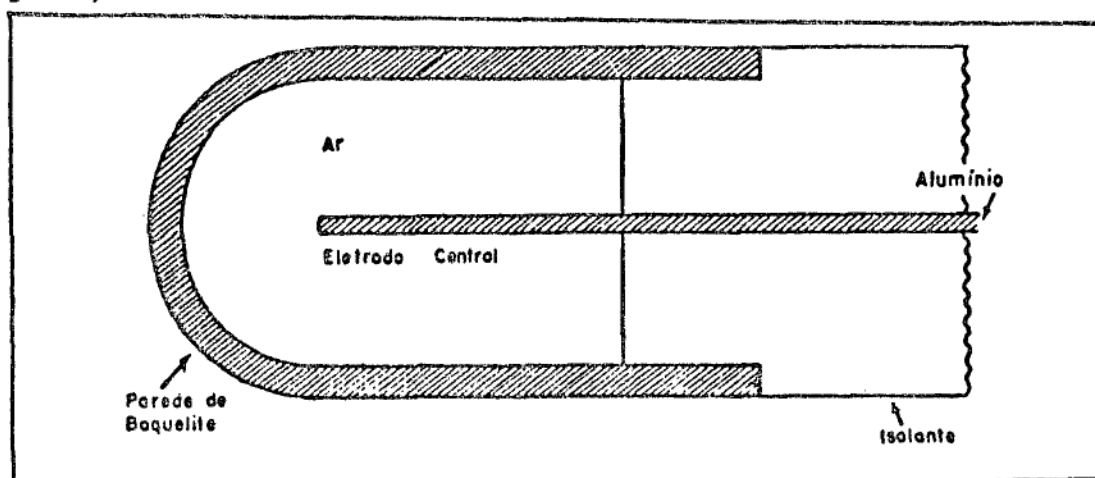


Figura 4. REPRESENTAÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO.

A determinação da Dose (energia absorvida) com câmara de ionização, a partir de uma exposição, irá depender do coeficiente de absorção de massa da substância em questão, da energia absorvida por grama de substância, da energia absorvida por grama de ar e da energia do feixe.⁵⁰ Como os coeficientes de massa de absorção de energia são conhecidos e tabelados, podemos construir uma tabela de conversão Roentgen-Rad (fator f).^{57.50} Na prática a equação é: $D_m = R \cdot C \cdot f \cdot A_{eq}$, onde D_m é a dose recebida pelo meio em rads devida a uma exposição X em Roentgens, R é a leitura da câmara corrigida para temperatura e pressão, C é o fator de calibração da câmara para transformar a leitura em Roentgens, f é o fator de conversão Roentgen-rad e A_{eq} é o fator de absorção pela parede da câmara (fórmula válida para radiações até 3 MeV).⁵⁰

Nos dosímetros termoluminescentes é usado o fenômeno da rádio-termoluminescência de materiais como o Cálcio (CaF) ou o Litio (LiF) que após irradiados entram em estado de excitação e, se submetidos ao calor de 200 a 350 graus C, emitem luz proporcional à dose de radiação recebida. Os dosímetros termoluminescentes apresentam sensibilidade de alguns mrad com linearidade até 5000 rads, tamanho pequeno (é uma cápsula) e, após a irradiação, permanecem em estado de excitação indefinidamente.^{3.25.57.50} Estes dosímetros tem uma variação de leitura de 10%.⁵⁹

A maioria dos trabalhos dosimétricos, tanto em pacientes quanto em pessoal que trabalha com radiação, é feita com dosímetros termoluminescentes ou câmaras de ionização. 8, 9, 13, 24, 38, 43, 48, 60, 62, 64, 65, 68, 62, 104, 117, 118, 120 Para as dosagens rotineiras de pessoal são usados os filmes monitores. Não importa o método do dosímetro a ser aplicado, o importante é que seja avaliada a quantidade de radiação, do contrário não haverá registro da dose recebida e as normas de proteção radiológica não terão sentido.^{31,52}

QUALIDADES DOS RAIOS X E DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL

A intensidade e a energia são os dois aspectos físicos principais que caracterizam os raios X. A energia é que nos dá o poder de penetração, ou seja a qualidade da radiação.⁸⁰ Embora não seja uma boa identificação, podemos citar a qualidade da radiação em termos de energia máxima dos fótons do feixe, usando o quilovolts-pico (kVp), ignorando os filtros usados. A qualidade da radiação pode ser relacionada com a energia equivalente do espectro de Raios X por intermédio de sua camada semi-redutora. Se conhecida esta camada, podemos calcular o coeficiente de atenuação e , através de tabelas, determinar a energia correspondente, chamada quilovoltagem equivalente do feixe de Raios X (KeV), ajustando os valores de acordo com os filtros usados.^{25,57,80}

A distribuição espacial dos raios X se faz em todas

as direções. Esta distribuição depende da espessura e do material do alvo e da quilovoltagem aplicada sobre este.⁸⁰

EFEITOS DA RADIAÇÃO

Os fótons dos Raios X, na faixa de Raios X diagnósticos, interagem com os elétrons orbitais dos átomos. Caso o átomo atingido faça parte de uma estrutura molecular, a molécula pode ter sua estrutura alterada.^{25,38,57,80}

O mecanismo de reparo do corpo, em geral, compensa o dano causado. Resumidamente, a radiação afeta os tecidos da seguinte maneira: partículas carregadas ou ondas de Raios X causam interação elétrica nos átomos (ionização) ocorrendo a seguir mudanças físico-químicas com criação de radicais livres. Estes, por sua vez, reagem entre si e com outras moléculas, causando mudanças químicas em moléculas biologicamente importantes. Essas mudanças biológicas podem matar as células, ou alterá-las, produzindo, ao longo do tempo, efeitos biológicos entre os quais o câncer e os defeitos genéticos.^{38,105,108} A figura 5 resume os efeitos de uma radiolesão.

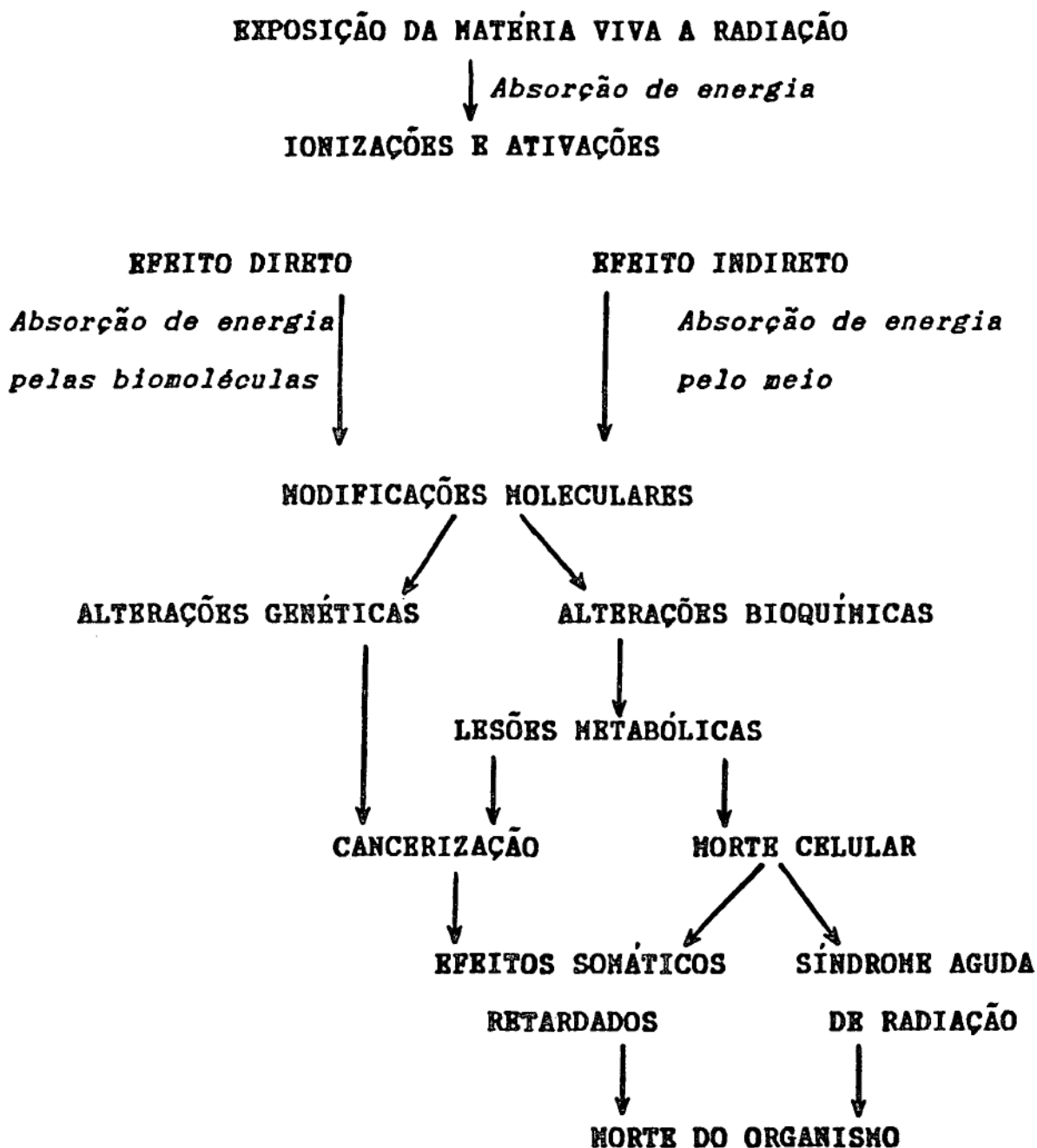


Figura 5. ESQUEMA DOS EFEITOS DA RADIAÇÃO.

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) publicou, em 1977, um relatório propondo dois efeitos: estocástico e não estocástico.^{49,52}

O efeito estocástico é visto como fenômeno probabilístico o qual não tem limiar de dose, sendo a frequência uma função da dose, não importando a gravidade do evento.^{49,52,61,103,108}

No terreno radiobiológico, assume-se que a curva de dose-resposta para radiação de transferência linear de baixa energia (LET) aumentará em inclinação, geralmente, com o aumento da dose e dose-proporção da oscilação da dose absorvida até poucos Gray. Há uma relação entre dose e efeitos sem limiar.¹⁰³ A carcinogênese é considerada o principal risco somático estocástico da irradiação com dose baixa.^{51,61}

Efeito não estocástico é visto como fenômeno determinístico e tendo limiar o qual varia em frequência e gravidade de acordo com a dose.^{49,52}

Efeitos não estocásticos somáticos: catarata, lesões cutâneas não malignas, depressão medular e alterações hematopoéticas, danos gonadais (alterações da fertilidade, tumores e efeitos hereditários).^{52,61}

Minutos	<	<i>Dano a célula germinativa em divisão</i>
Horas a dias	<	<i>Interferência com a reposição de células maduras</i>
Dias a semanas	<	<i>Redução da população celular, Atrofia</i> <i>Prejuízo na função tecidual</i>
Semanas a meses	<	<i>Regeneração, Repopulação</i> <i>Restauração da função tecidual</i>
Meses a anos	<	<i>Fibrose, Aterosclerose</i> <i>Prejuízo a função tecidual</i>

Figura 6. REPRESENTAÇÃO DA EVOLUÇÃO DOS EFEITOS NÃO ESTOCÁTICOS

Para efeito de proteção radiológica é considerado que não há quantidade de radiação que possa ser considerado seguro, ao mesmo tempo não há quantidade uniformemente perigosa.¹⁰⁵

RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA

O objetivo da Radiologia Diagnóstica é analisar imagens na forma de sombras, de morfologia variada, e diferentes graus de enegrecimento, de modo que o médico possa verificar as estruturas anatômicas do paciente responsáveis pela sombra e a existência ou não de anormalidade. Esta imagem é produzida por Raios X que interagem com os tecidos do corpo humano, por absorção fotoelétrica, ou espalhamento Compton, causando áreas de diferentes enegrecimentos, em um filme radiográfico, ou tela fluoroscópica.^{25,27,28,30}

FILME RADIOGRÁFICO, TELAS INTENSIFICADORAS E NITIDEZ

O filme radiográfico consiste em uma emulsão fixada numa base de material plástico, que contém, em suspensão, cristais de Brometo de Prata em material gelatinoso. Quando o filme é revelado, os cristais que foram alterados pelos Raios X e pela fluorescência, são reduzidos a pequenos grãos de Prata Metálica. Esta Prata Metálica aparece na forma de um enegrecimento que é dependente da radiação incidente, isto é, filmes do mesmo tipo, expostos a uma mesma quantidade de radiação, porém com energias diferentes, podem

apresentar enegrecimentos diversos. Após a revelação o filme é fixado através de uma solução de tiosulfito de Sódio, que dissolve o Brometo de Prata e a gelatina da emulsão não expostos as radiações, não afetando a Prata Metálica. O grau de enegrecimento do filme é dado pela Densidade Óptica. Para uma boa interpretação radiológica, as radiografias devem apresentar densidades ópticas entre 0,4 a 2,0 (abaixo de 0,4 teremos áreas muito claras e acima de 2,0 áreas muito escuras). Para que dois pontos sejam distintos, é necessário um contraste (diferença de densidade óptica) de 0,01 a 0,1 entre os pontos.^{25,80} O olho humano é um detector logarítmico capaz de identificar quatro densidades básicas: ar, gordura, líquido e metal. O contraste natural é o ar, os contrastes artificiais mais usados são o Sulfato de Bário ($BaSO_4$) e os sais iodados.^{25,80,80}

Luminescência é a conversão de estímulos físicos ou químicos em radiação eletromagnética no intervalo da luz visível. Chama-se fluorescência quando a emissão se dá em intervalo de 10^{-8} segundos; e fosforescência, quando o fenômeno ocorre em tempo mais prolongado.^{25,80} Algumas substâncias tornam-se fluorescentes quando expostas aos raios X, sendo a quantidade de luz emitida proporcional a quantidade de Raios X absorvida, que é proporcional à exposição. Telas intensificadoras se baseiam neste princípio. Quando usadas junto com um filme radiográfico reduzirão a quantidade de radiação para obter uma mesma

imagem e minimizarão a exposição do paciente. De acordo com o fator de intensificação de cada tela, elas são classificadas em: ultra-rápidas, rápidas, médias e lentas. Se o feixe de raios X, após passar pelo paciente, incidir em uma tela fluorescente, teremos a fluoroscopia direta ou por intensificadores de imagem.^{25,80,84}

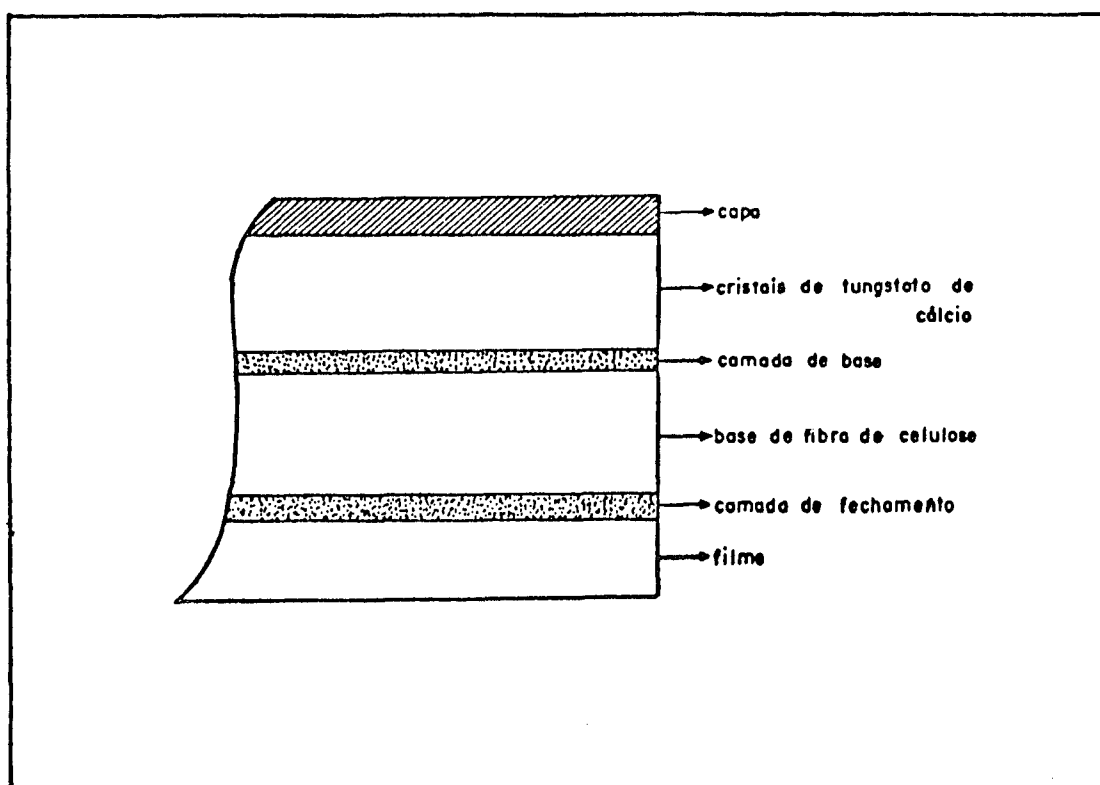


Figura 7. ESQUEMA DE UMA TELA INTENSIFICADORA.

Nitidez significa um bom contraste entre o contorno de uma estrutura anatômica e sua região adjacente. Alguns fatores influenciam na nitidez, os principais são: penumbra geométrica, magnificação, distorção, movimentos involuntários e controle de densidade. Para que os movimentos

involuntários de funcionamento de cada órgão não afetem à nitidez os tempos de exposição devem ser os menores possíveis. 25,80

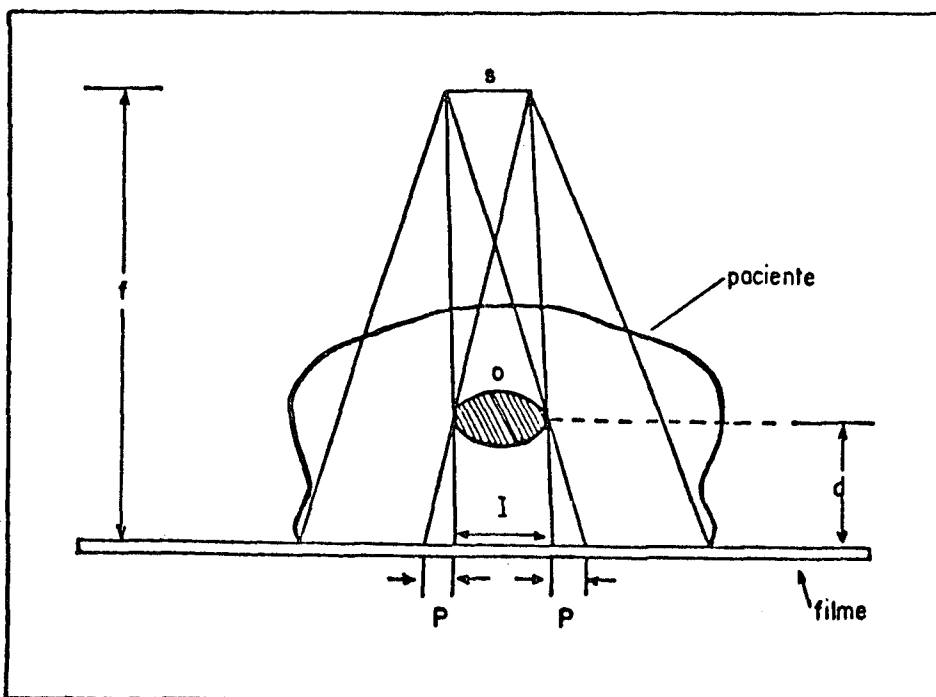


Figura 8. REPRESENTAÇÃO DA PENUHRA GEOMÉTRICA.

Pode-se diminuir a penumbra, aumentando a distância foco-filme, diminuindo a distância objeto-filme e tendo áreas focais menores. O eixo central do feixe deve estar no centro do objeto e alinhado em ângulo reto com o filme, caso contrário a magnificação produzirá uma distorção na imagem.

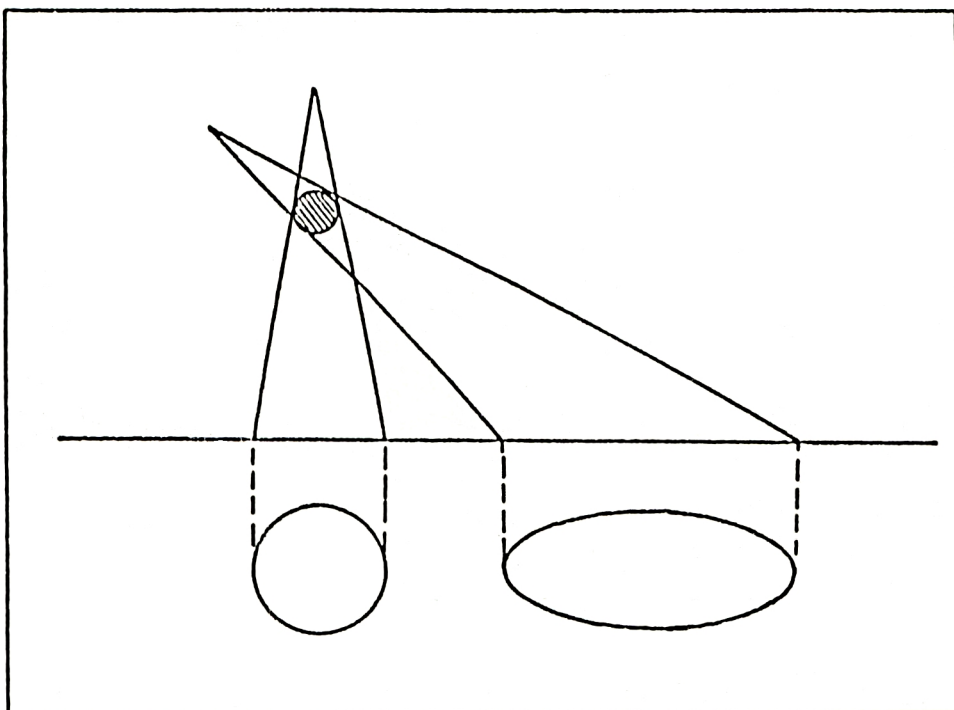


Figura 9. REPRESENTAÇÃO DA DISTORÇÃO DA IMAGEM.

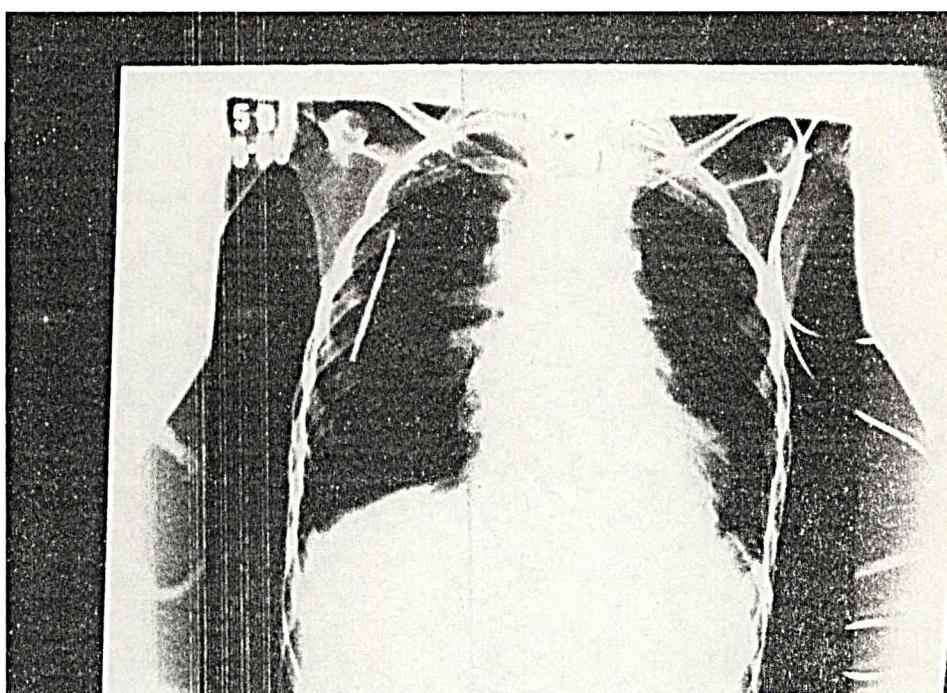


Figura 10. RADIOGRAFIA MOSTRANDO COLIMAÇÃO ADEQUADA, CENTRALIZAÇÃO DO FEIXE, SEM DISTORÇÃO DA IMAGEM, E ZONA DE PENUMBRA RADIOLÓGICA.

As propriedades do filme, das telas e dos equipamentos usados podem interferir na qualidade radiográfica, levando a uma exposição desnecessária do paciente, principalmente quando se trata de radiografias de leito, em especial as feitas em Unidade de Terapia Intensiva.^{7,37,40,48} Para diminuir a repetição de radiografias e melhorar a qualidade radiográfica, deve-se tomar cuidados na revelação do filme, com o líquido revelador, líquido fixador, tempo de imersão, temperatura e secagem, quer na revelação manual ou no processamento automático. O campo luminoso dos colimadores deve coincidir com o campo de radiação, demonstrando alinhamento do feixe. O cronômetro que conta o tempo de exposição deve estar ajustado. Para verificar a filtração e a qualidade do feixe é preciso medir a qualidade do feixe através de sua camada semi-redutora, determinando o coeficiente de homogeneidade do feixe.^{25,80} Os fatores externos que influenciam a qualidade radiográfica são: kVp, mAs, filtro, tipo de fonte, tempo de exposição, distância foco objeto, colimação, tela intensificadora, grade, chassi, filme, processamento do filme, corrente elétrica, estimativas do paciente: espessura, peso e atividade do paciente.⁴⁹ E, finalmente, devemos contar com um técnico qualificado em radiologia, o qual deve conhecer e saber controlar todos esses fatores externos para poder manter uma boa qualidade radiográfica.⁴

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DO PACIENTE

A exposição do paciente deve ser a menor possível que permita a obtenção de uma radiografia útil para análise radiológica. A quantidade de radiação a que o paciente é submetido pode ser determinada pela curva de calibração do aparelho de raios X, cujas variáveis são quilovoltagem, miliroentgen por miliampère segundo, distância foco-objeto e filtro usado. Para o cálculo de dose absorvida a uma determinada profundidade podemos usar uma tabela de porcentagem de transmissão da radiação. 21, 25, 37, 80

FATORES QUE REDUZEM A EXPOSIÇÃO DO PACIENTE

Para que a exposição seja a menor possível, deve-se usar a mais alta quilovoltagem adequada ao exame em questão (aumentando a penetração da radiação), a menor miliamperagem, usar filtros (para que o feixe não tenha radiações de baixa energia), filmes e telas intensificadoras próprias para o exame em pauta, delimitar o menor tamanho de campo possível, proteger as gônadas e áreas não objeto do exame, além de imobilizar o paciente da melhor maneira possível, para evitar repetições de exames. 38, 50, 52, 81, 80, 80

PROTEÇÃO CONTRA AS RADIAÇÕES IONIZANTES

A *Comissão Internacional de Proteção Radiológica* (ICRP), criada em 1928, é o órgão que orienta a utilização da radiação ionizante na raça humana. No Brasil a *Comissão Nacional de Energia Nuclear*, em 1973, definiu as *Normas Básicas para Proteção Radiológica*. 28, 83, 80

A unidade para proteção radiológica é o REM (*Roentgen Equivalent Man*). $Dose (rem) = Dose (rads) \times (FQ)$
 FQ=fator de qualidade. Para raios X ou gama o fator de qualidade é igual a 1 e portanto, a dose em REM é igual à dose em rads. Rem é uma unidade que pode ser usada para qualquer tipo de radiação, medindo-lhe a eficiência biológica em relação ao homem.^{28,33,58,80,88}

DOSES MÁXIMAS PERMISSÍVEIS

O princípio de limitação da dose é baseado na proteção do indivíduo, sua prole e a raça humana como um todo, contra os efeitos deletérios da radiação ionizante. Para o propósito de limite de dose, e proteção legal,⁴² a população é dividida em três grupos: aqueles que recebem exposição por razões médicas ou odontológicas, aqueles que são expostos por sua ocupação e o público em geral.^{52,87}

Os limites de doses máximas não devem ser aplicados a procedimentos diagnósticos.¹¹⁵

As doses máximas permissíveis foram estabelecidas pela ICRP e, resumidamente são as seguintes: a dose máxima é referida para um período de 1 ano e a dose em 1 trimestre do ano não pode ultrapassar a metade da dose anual. A dose trimestral máxima para o corpo inteiro, gônadas e órgãos hematopoéticos é de 3 rem desde que a dose nos últimos 12 meses não exceda a 5 rem, a dose de 3 rem diminui para 1,3 rem no caso de mulher em idade de procriação sob exposição ocupacional.^{23,28,29,58,83,83,80,87} Na prática o trabalhador utiliza os *limites derivados do trabalho* que

sao: 400 mrem/mes, 100mrem/semana e 2,5 mrem/hora.²⁰ Para o caso de pacientes, não é possível citar um número máximo de radiografias por individuo. Cada paciente precisa ser considerado separadamente a respeito da necessidade, ou não do exame radiográfico. Ao solicitar o exame, deve-se ter sempre em mente os possíveis danos que poderão ocorrer, decorrentes da radiação, em especial, se o exame expuser as gônadas o que, no mínimo, estará aumentando o risco genético.^{28,29}

As doses máximas estão na Tabela abaixo.

Tabela 2. DOSES MÁXIMAS PERMISSÍVEIS

Exposição	Dose máxima Trabalhador	Dose Máxima Público
Corpo Inteiro	5 rem/ano	0,5 rem/ano
Gônadas e órgãos hematopoéticos	3 rem/ 3 meses	*0,1 rem/ano
Osso, tireóide, pele	30 rem/ano 15 rem/ 3 meses	3 rem/ano
Mãos, antebraços, pés, tornozelos	75 rem/ano 40 rem/ 3 meses	7,5 rem/ano *5,0 rem/ano
Demais órgãos	15 rem/ano 8 rem/ 3 meses	1,5 rem/ano

* Limites primários anuais estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, em 1988.²³

A dose geneticamente significativa é definida como a dose que, se aplicada a todos os membros da população, produziria o mesmo dano genético total que as doses realmente recebidas por vários indivíduos.^{28,33,61}

Não há dados disponíveis em humanos para basear estimativas exatas de risco genético, resultante da irradiação de células germinativas,³¹ embora estimativas possam ser feitas.¹¹⁴ Os mais extensos estudos foram conduzidos a partir de pessoas irradiadas pela bomba atômica em Hiroshima e Nagasaki e discutidos por diversos autores, não havendo, ainda, opinião unânime.^{12,30,73,77,110,111}

Os exames em crianças são responsáveis por um quarto da dose geneticamente significativa (GGs). A GGS para alguns países subdesenvolvidos está acima da esperada em relação a frequência de exames radiográficos, ao passo que em países industrializados esta dose se mantém constante no tempo, apesar do aumento do número de exames, na Grã-Bretanha, por exemplo, esta dose está em 12 microGy (.12 mrad).¹¹⁴

PROTEÇÃO GONADAL

A proteção gonadal é uma importante técnica de proteção radiológica a qual pretende proteger as gônadas dos pacientes das exposições desnecessárias aos Raios X. Esta proteção foi recomendada em 1956 pelo *Comitê sobre Efeitos Biológicos da Radiação Atômica da Academia Nacional de Ciências dos Estados Unidos* como uma maneira efetiva de reduzir os efeitos genéticos da radiação ionizante. Várias Agências e Sociedades Científicas também recomendam seu uso.¹⁰⁷

A proteção gonadal deve ser feita em todas as pessoas com potencial reprodutivo e em crianças, pois estas ainda têm suas vidas reprodutivas à frente.¹⁰⁷

Os exames radiográficos que devem ser realizados com a proteção das gônadas são aqueles em que estas estão no campo primário da radiação ou até cerca de 5 cm do limite deste, mesmo havendo colimação adequada, nos quais o dispositivo não comprometa os objetivos clínicos do exame.¹⁰⁷

O protetor gonadal foi definido como um dispositivo radiopaco entre o paciente e o tubo de RX, protegendo as gônadas da radiação direta, espalhada ou de vazamento,¹¹⁴ em geral é feito de material contendo chumbo.¹¹⁷ A espessura de 0,5 mm de chumbo-equivalente pode reduzir a dose gonadal em até 95%.¹⁰⁷

Os protetores gonadais podem ser classificados em três tipos básicos: planos de contato, de sombra e os moldados de contato.¹⁰⁷ Os planos de contato são mais efetivos para exames antero-posteriores e são colocados sobre o paciente. O protetor por sombra⁴⁷ é fixado no aparelho de Raios X e fica suspenso sobre o paciente podendo ser usado quando se está trabalhando em campos estéreis. Os protetores moldados^{18,107} são peças tipo suporte atlético de material radiopaco que envolvem as gônadas masculinas, estes oferecem proteção efetiva mesmo em projeções laterais e oblíquas de exames radiográficos. O protetor radio-opaco plano⁸⁰ bem como o protetor em mesa ⁴⁸(tipo sombra, não fixado ao aparelho de Raios X) proporcionam pouca proteção à

radiação espalhada e conseqüentemente são menos efetivos do que os que recobrem os testículos.¹⁰⁷

A efetividade da proteção gonadal pode ser avaliada pelo seu impacto em reduzir a dose gonadal acumulada na população. Se houver determinação, dos médicos e técnicos em radiologia, do uso apropriado da proteção haverá uma redução significativa da dose gonadal.¹⁰⁷

RADIAÇÃO ESPALHADA EM GÔNADAS

A radiação primária de um feixe de Raios X ao incidir com um meio espalhador (o paciente), pode passar pelo mesmo sem sofrer interação com o meio, pode ser absorvida nesse meio, ou ser defletida, perdendo parte de sua energia e mudando sua direção primária. Os Raios X que sofrem este último processo, ao emergirem do meio espalhador recebem o nome de "radiação espalhada". Esta radiação tem energia menor que a do feixe incidente (a 1 metro do meio espalhador ela é considerada como sendo 0,001 vezes a intensidade do feixe primário).^{27,80}

A radiação espalhada aumenta com o aumento do tamanho do campo de radiação, a espessura da parte radiografada e a quilovoltagem,²⁵ sendo o fator mais importante, a distância entre o centro do feixe de Raios X e o objeto.⁸⁸

A radiação espalhada pode ser colocada em gráfico de acordo com a porcentagem de exposição e quilovoltagem, porcentagem de exposição e espessura do fantom e porcentagem de exposição e dimensão do campo^{88,104} relacionando-se as

doses com os níveis^{23,52} de proteção radiológica recomendados.

Sabe-se que a redução no campo melhora a qualidade do exame, reduz a radiação espalhada e, quando associada a um protetor gonadal, constitui uma boa técnica de redução da exposição de pacientes e pessoal.^{48,117}

O pequeno tamanho dos campos, a menor quilovoltagem e miliamperagem usadas em radiografias de crianças e recém-nascidos são as principais razões para a pequena radiação espalhada.⁶⁸

Os autores que mediram radiação gonadal usaram simulador de tecido (fantom) de diversos materiais, os mais antigos com madeira prensada ¹¹⁷ até os mais atuais com acrílico e água^{2,88} ou com material tecido-órgão equivalente.^{13,38,51,104,120,118} Os protetores gonadais usados, foram de matérias impregnados com chumbo,¹⁸ de chumbo-equivalência estabelecida e o protetor por sombra *em mesa*.⁴⁸ A radiação foi medida com dosímetros termoluminescentes^{13,48,51,88,120} ou com câmaras de ionização.^{31,38,88,92,94,99,104,117} Em alguns destes trabalhos também foi medida a dose gonadal nos próprios pacientes.^{13,94,88,88}

Em nenhum dos trabalhos acima há referência direta à dose gonadal proveniente de radiação espalhada, talvez por ser esperado que esta seja muito pequena, uma vez que se supõe que as técnicas para a redução da radiação estejam sendo executadas em todos os exames radiográficos.

Mesmo reconhecendo-se que, em certas ocasiões, a radiação gonadal possa ser pequena, é um preceito fundamental em proteção radiológica que todas as exposições desnecessárias, por menores que sejam, devem ser reduzidas até que fatores econômicos ou sociais justifiquem como inviável tal redução.⁵²

RADIAÇÃO GONADAL

O significado da exposição gonadal à radiação pode ser entendido, considerando-se que os riscos genéticos a populações futuras são baseados na dose de radiação acumulada, recebida pela carga genética da população total e que esses efeitos genéticos serão distribuídos ao acaso. Sendo assim o médico que protege seus pacientes na verdade estará protegendo sua própria descendência.¹⁰⁷

A avaliação de possíveis danos genéticos pela radiação diagnóstica requer a dosagem gonadal.¹¹⁷ As gônadas são os órgãos cujo fator de risco é o mais alto 0,25.¹⁰⁸

As radiações ionizantes produzem mutações induzidas indistinguíveis das mutações espontâneas e, como estas, podem ser somáticas (em tecido somático) ou germinais (quando se dão em células germinativas, podendo passar para as gerações futuras).³³

Foi demonstrado que a espermatogonia de maturidade intermediária (Tipo A) é a célula germinativa mais sensível; dose de 0.15Gy (15 rad) pode impedir temporariamente a produção de esperma e 3-5Gy (300-500 rad) esterilidade

permanente.¹⁰⁸ Caso ocorra uma mutação em uma espermatogonia (mesmo de uma criança) poderá manter-se, nestas células, durante toda a vida do indivíduo, continuamente passando aos gametas. Nem todas as mutações induzidas se incorporam a composição genética da população. Os rearranjos cromossômicos (decorrentes de fraturas cromossômicas e cromatídicas), por exemplo, se ocorrerem em células pré-meióticas, poderão ser eliminados antes de entrarem na formação dos gametas; se a mutação tiver efeito dominante esta será eliminada prontamente.³³ No ovário os oócitos maduros são os mais sensíveis, exposição de 0.65-1.5Gy causa infertilidade temporária.^{33,84,111}

Curvas de dose-resposta para indução de não-disjunção em oócitos maduros ou imaturos de rato foram obtidas, envolvendo, entretanto, doses relativamente altas e estágios sensíveis.⁸⁵

A dose gonadal média depende da idade e do tipo de exame,¹¹⁴ sendo a dose recebida por crianças, consideravelmente, menor do que em adultos, pois estas são radiografadas com baixa quilovoltagem e pequeno campo.¹⁰⁸

Doses gonadais e riscos genéticos estudadas por *Wall*¹¹⁴ e *Bentsson*⁸ mostraram uma correlação razoável entre energia média comunicada e o risco ao paciente.

Há dados que sugerem que crianças são mais sensíveis do que adultos,⁸⁸ embora a dose gonadal per capita em crianças seja somente um quinto daquela em adultos em idade reprodutiva.¹¹⁴ Sob o ponto de vista genético qualquer dose

é vista como nociva, mesmo sendo fracionada, pois seu efeito é cumulativo e causa o mesmo dano genético de uma única irradiação com a soma das doses.³³

Avanços técnicos como telas intensificadoras e filtros especiais, e medidas práticas como colimação precisa, posicionamento correto e somente exposições necessárias, evitando-se repetições, são importantes na redução da dose de radiação gonadal.^{13.31.48.81.120}

Mesmo que as gônadas não estejam no campo primário da radiação, elas ainda poderão sofrer os efeitos da radiação espalhada.

OBJETIVOS

Medir a dose de radiação gonadal em crianças submetidas à exames radiográficos de tórax na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná.

Medir a dose de radiação de exposição nos pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica, acima citada, submetidos a exames radiográficos de tórax.

Testar a eficiência do protetor gonadal, em exames radiográficos nas condições acima.

MATERIAL E MÉTODOS

SIMULAÇÃO

Como simulação foram realizadas 10 exposições com a mesma técnica radiográfica (quilovoltagem, miliamperagem, distância foco filme) usada de rotina nos pacientes da UTIPediátrica, consecutivamente, usando simulador de água e acrílico (lucide), representando o tronco das crianças. A câmara de ionização foi colocada sobre o simulador (Distância Foco Objeto, medindo a radiação de entrada) e atrás do simulador (Distância Foco Filme, medindo a radiação de saída) e na posição da topografia das gônadas para ambos os sexos, permitindo dosagens de exposição e absorção da radiação emitida e espalhada. A câmara foi protegida por uma lâmina flexível de chumbo de 2 mm em um grupo e não protegida em outro, simulando as condições de colimação e proteção gonadal dos pacientes. Os grupos de exposição, absorção, exposição gonadal colimada com proteção de chumbo e gonadal colimada foram elaborados de acordo com o sexo, a espessura torácica, e distância foco filme, com os devidos ajustes na quilovoltagem e miliamperagem. O campo foi colimado com 12x12 cm e 25x25 cm. A DFF foi de 60 cm e 100 cm e a incidência dos raios do feixe central era perpendicular ao plano da superfície do simulador. Na simulação de crianças, do sexo feminino e acima de 3 meses de idade, as doses gonadais, com colimação somente, foram corrigidas pelo fator 0,70. A correção é devido à atenuação da radiação pela parede abdominal.

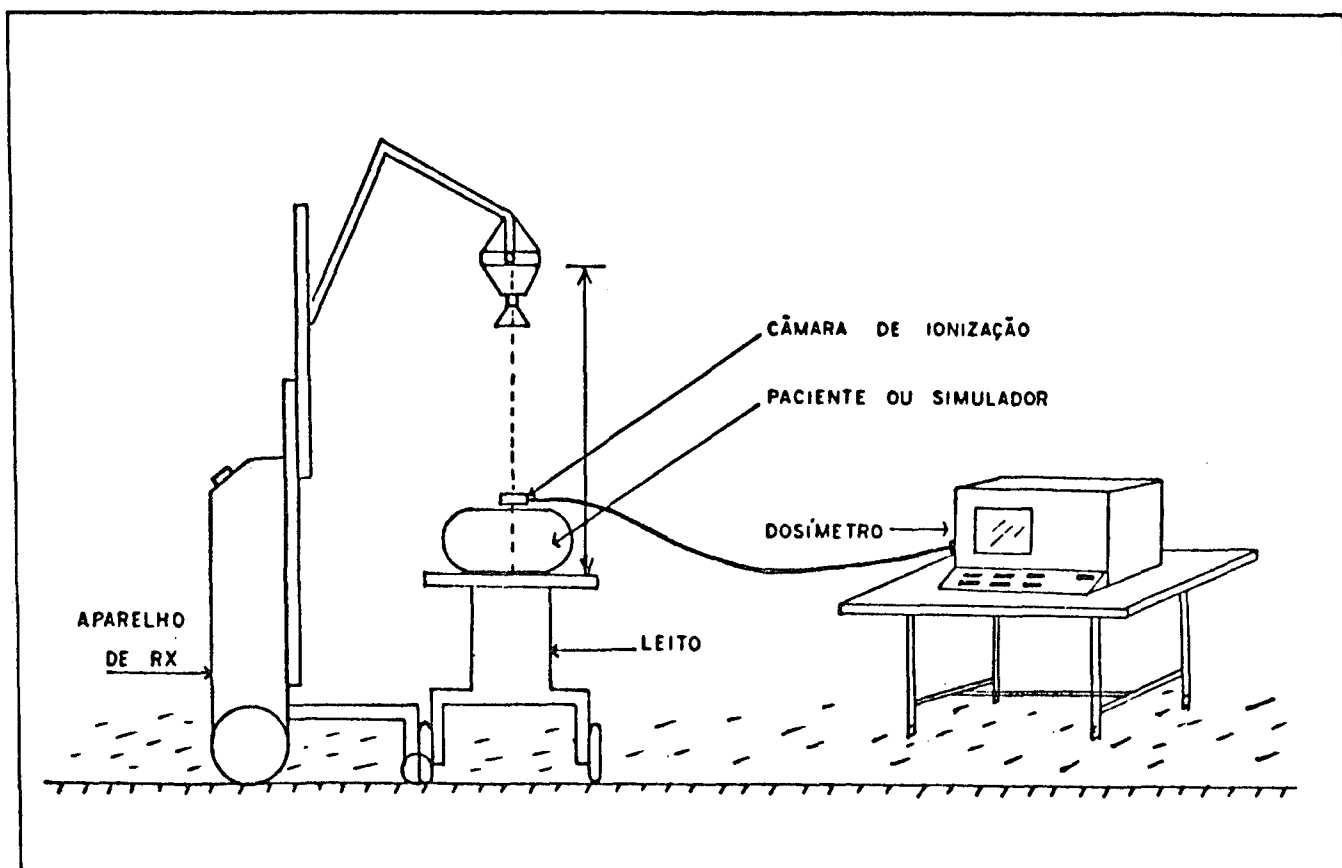


Figura 11. ESQUEMA DO ESTUDO.

POPULAÇÃO ESTUDADA

Fazem parte do estudo 30 pacientes selecionados ao acaso com idade de 0 a 15 anos, de ambos os sexos, internados na UTI Pediátrica e submetidos a Raios X de tórax, de acordo com a rotina (pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca, pós-intubação, pós-cateterização central, controle de ventilação mecânica) e necessidade clínica dos pacientes, no período de março de 1989 a janeiro de 1990. Foram registradas as doses de radiação em 79 exames. Somente exames radiográficos de tórax ântero-posterior

fazem parte do trabalho. Não houve distinção de pacientes quanto à patologia que estava sendo tratada.

EQUIPAMENTOS

O simulador usado é composto de acrílico e água, com blocos e lâminas componíveis, com densidade igual a 1.

O aparelho usado na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica é o TANKA RC-1100, portátil, com condensador, fonte Toshiba Rotanode e colimador com fonte luminosa, com filtração total de 2 mm Alumínio equivalente, Tipo 100 kV e 30 mAs. Este aparelho tem sua calibração e condições de funcionamento verificados periodicamente.

A câmara de ionização utilizada é a Modelo Diagnóstica 2530 de 35 cm cúbicos,¹¹³ conectada ao dosímetro Dosemaster Ionex 2590-A, da Nuclear Interprise, ligado a impressora gráfica Epson LX800.

O dosímetro foi corrigido diariamente com a temperatura ambiente e a pressão atmosférica; zerado e medida sua imprecisão após cada exposição. A imprecisão inerente ao sistema é medida colocando em funcionamento o aparelho, sem que a câmara de ionização esteja exposta à radiação, esta imprecisão foi da ordem de 0,008 mR. A temperatura é a do box do paciente a ser radiografado medida pelo termômetro do ambiente Climaterm e a pressão atmosférica a registrada pelo aparelho de gasometria ABL 300 Radiometer situado no mesmo andar da UTIP.^{1,75}

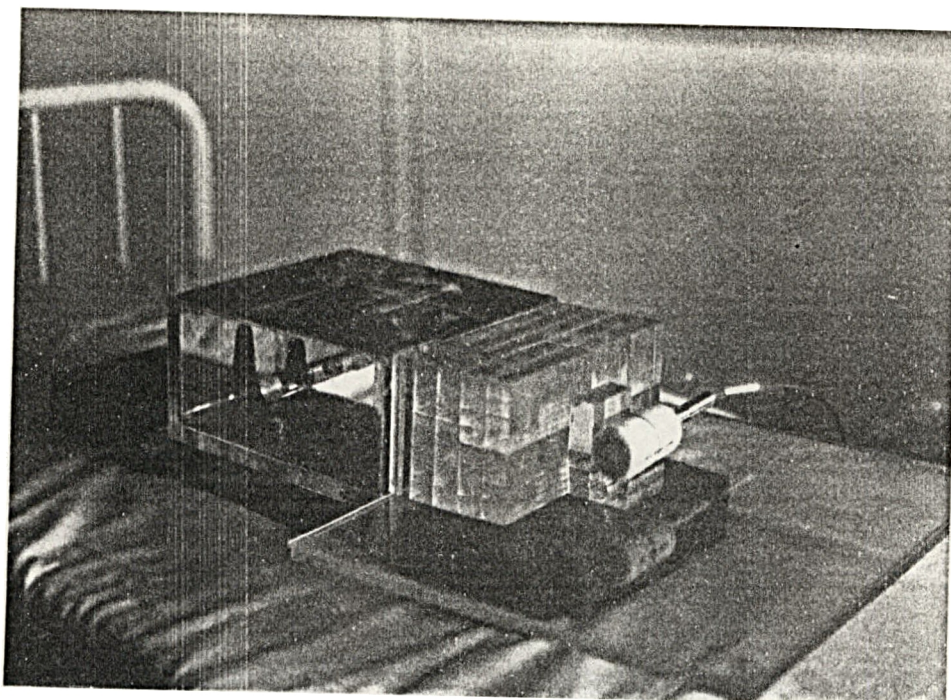


Figura 12. SIMULADOR REPRESENTANDO PACIENTE DO SEXO MASCULINO, COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.

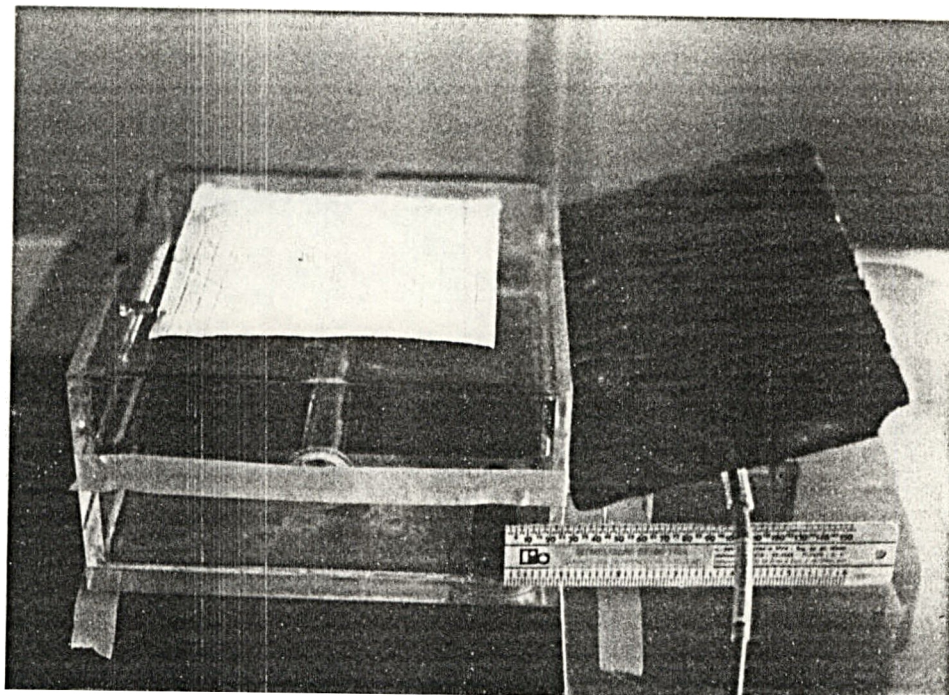


Figura 13. SIMULADOR COM A LIMITAÇÃO DO CAMPO E COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO PROTEGIDA POR CHUMBO.

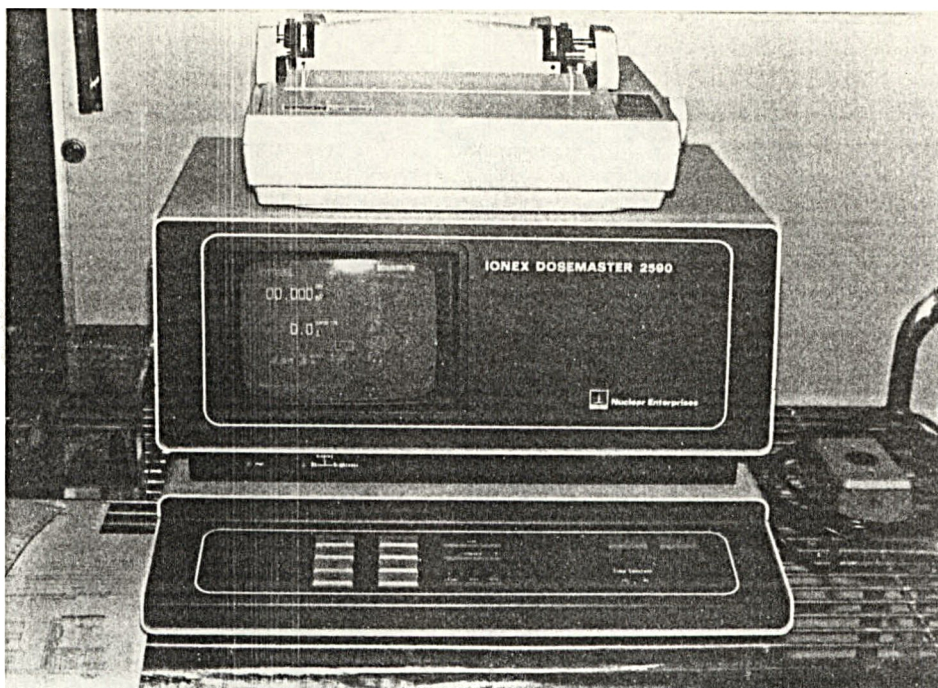


Figura 14. DOSÍMETRO E IMPRESSORA.

A proteção gonadal foi feita com uma lâmina de 2 mm de chumbo, flexível, medindo 15 x 30 cm, que permitia moldar o segmento a ser protegido, conservando o contato com a pele.

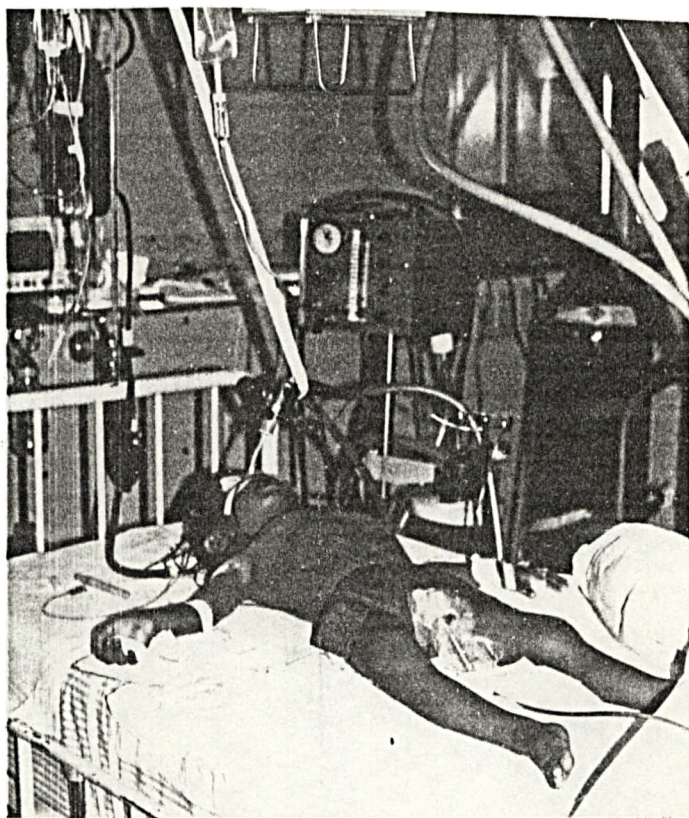


Figura 15. PACIENTE EM EXAME, COM PROTEÇÃO GONADAL.

A revelação do filme se fez em processadora automática Kodak RP X-Omat e a combinação filme/ecran mantida constante, com o uso de ecrans ultra-rápidos Dupont e filmes Kodak X-Omat de processamento rápido.

TÉCNICA DOS EXAMES

O ajuste de quilovoltagem e miliamperagem utilizado foi o mesmo da rotina estabelecida pelo serviço de Raios X para os exames radiográficos de tórax na UTIP, variando de 42 a 62 kVp e 3 a 4 mAs; a distância foco filme em pacientes em berço aquecido variou de 59 cm a 61 cm e para pacientes em leito normal foi de 100 cm. A exposição dos pacientes foi minimizada, sem que a qualidade da radiografia fosse prejudicada, através de quilovoltagem e miliamperagem adequadas, da centralização do foco, da diminuição das dimensões do campo radiografado e do aumento da distância foco objeto tanto quanto possível. A colimação, em geral, ficou limitada a 2 cm acima da cicatriz umbilical em pacientes lactentes e a 5 cm em pacientes maiores, com a área máxima de 12x12 cm e 25x25 cm respectivamente. O plano da superfície torácica ficou paralelo a fonte de radiação resultando em incidência perpendicular dos raios do feixe central nos pacientes. 50, 52, 51, 50, 50

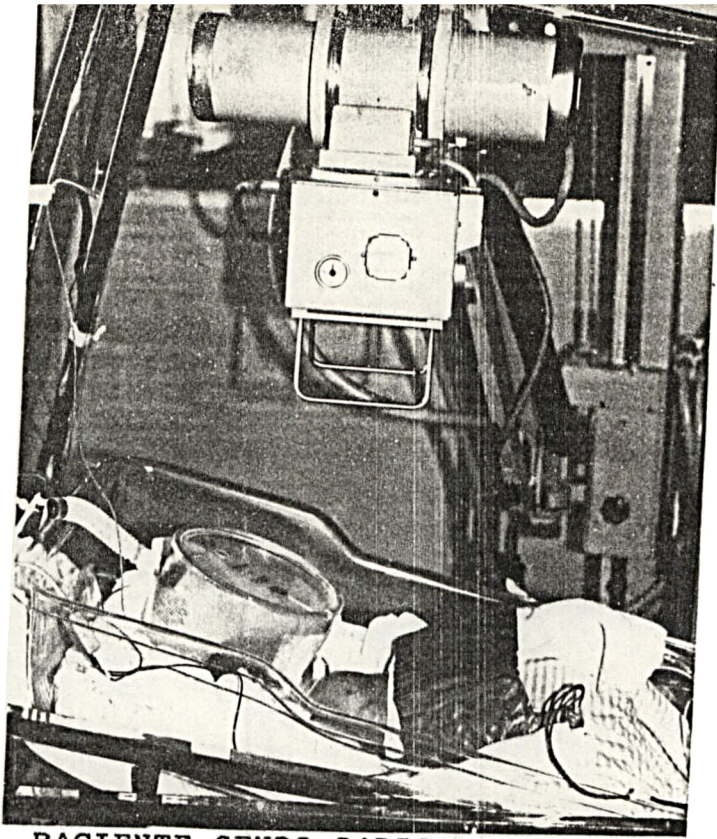


Figura 16. PACIENTE SENDO RADIOGRAFADO, EM BERÇO AQUECIDO,

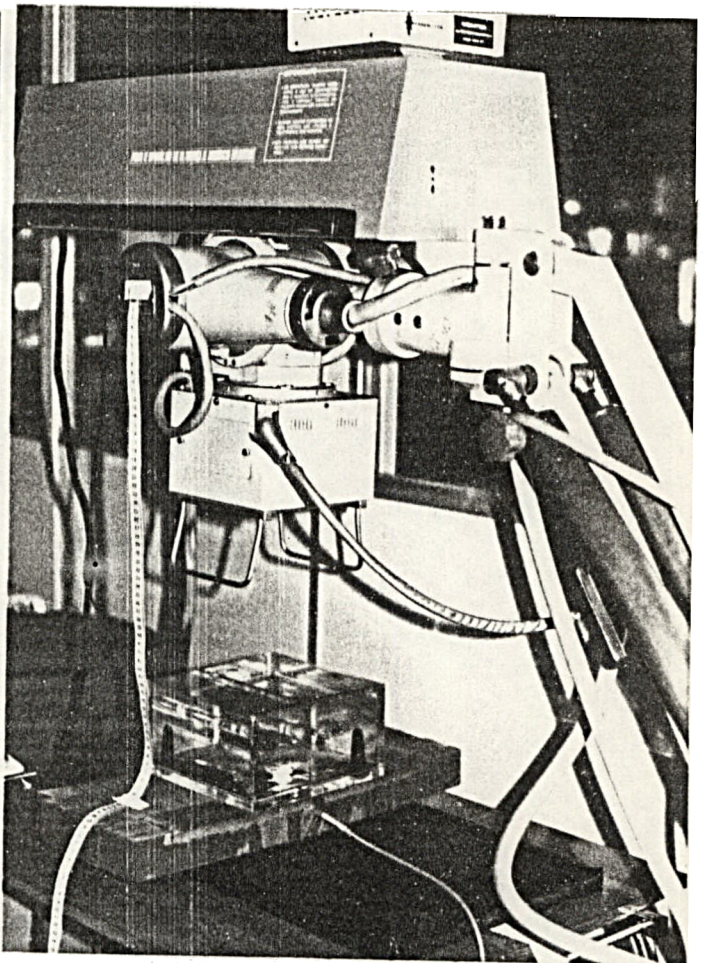
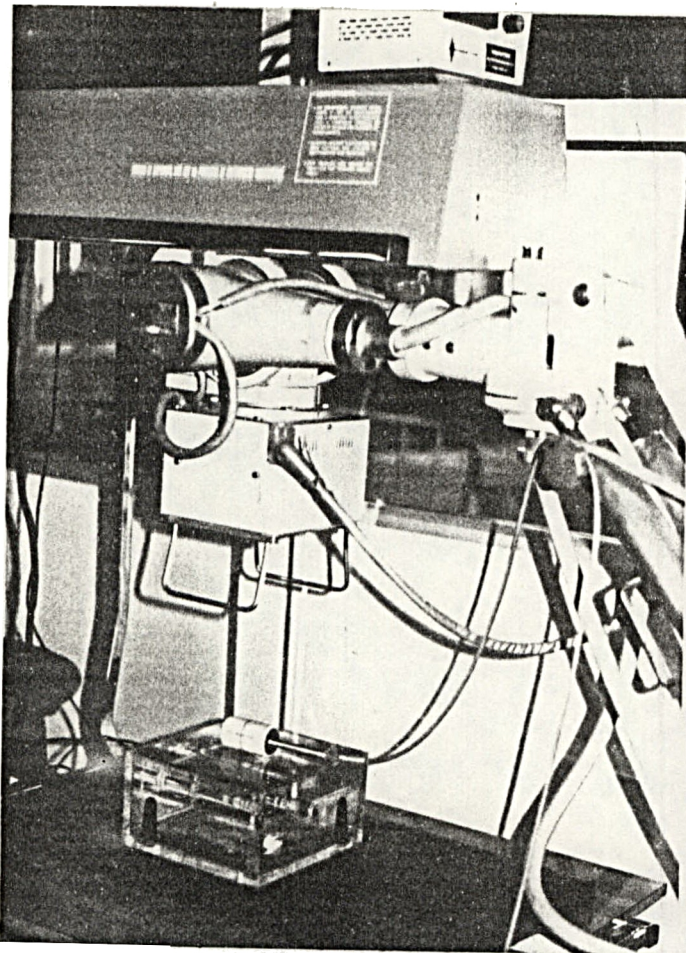


Figura 17. SIMULAÇÃO DA EXPOSIÇÃO, EM BERÇO AQUECIDO.
 Figura 18. SIMULAÇÃO DA ABSORÇÃO, EM BERÇO AQUECIDO.

A revelação do filme se fez em processadora automática Kodak RP X-Omat e a combinação filme/ecran mantida constante, com o uso de ecrans ultra-rápidos Dupont e filmes Kodak X-Omat de processamento rápido.

TÉCNICA DOS EXAMES

O ajuste de quilovoltagem e miliamperagem utilizado foi o mesmo da rotina estabelecida pelo serviço de Raios X para os exames radiográficos de tórax na UTIP, variando de 42 a 62 kVp e 3 a 4 mAs; a distância foco filme em pacientes em berço aquecido variou de 59 cm a 61 cm e para pacientes em leito normal foi de 100 cm. A exposição dos pacientes foi minimizada, sem que a qualidade da radiografia fosse prejudicada, através de quilovoltagem e miliamperagem adequadas, da centralização do foco, da diminuição das dimensões do campo radiografado e do aumento da distância foco objeto tanto quanto possível. A colimação, em geral, ficou limitada a 2 cm acima da cicatriz umbilical em pacientes lactentes e a 5 cm em pacientes maiores, com a área máxima de 12x12 cm e 25x25 cm respectivamente. O plano da superfície torácica ficou paralelo a fonte de radiação resultando em incidência perpendicular dos raios do feixe central nos pacientes. 50, 52, 51, 50, 50

A câmara de ionização foi colocada: 1ª) sobre a pele do paciente no terço inferior do esterno, 2ª) atrás do paciente a nível de L3-L4, 3ª) sob a proteção gonadal de chumbo (em contato com o escroto ou logo acima da sínfise pubiana e 4ª) sem a proteção gonadal (mas com colimação adequada) nos pontos sobre as gônadas referidos anteriormente.⁵⁰

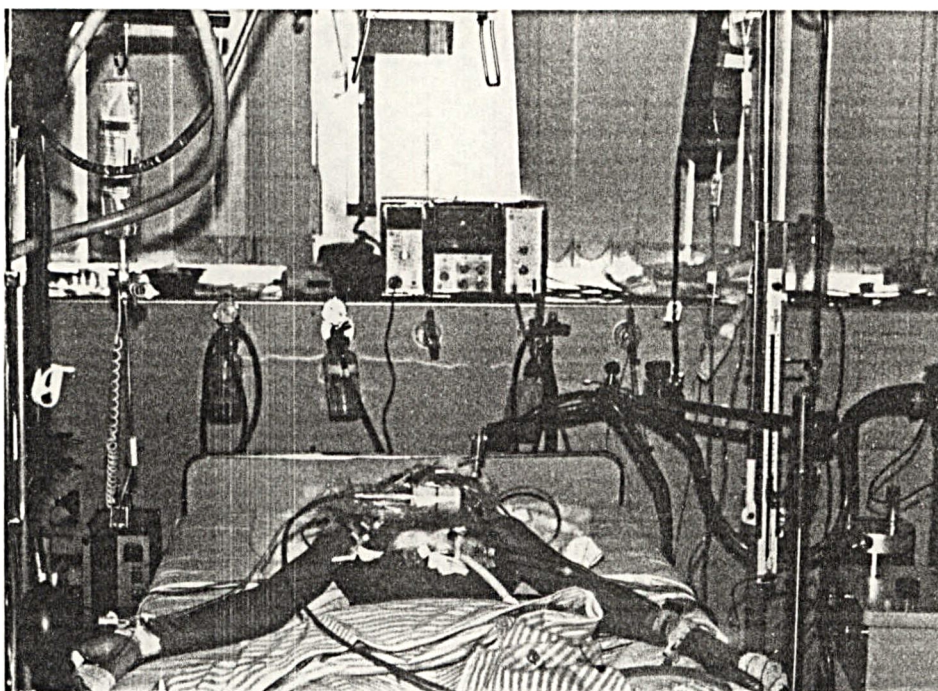


Figura 19. MEDIDA DE EXPOSIÇÃO EM PACIENTE.

A análise da qualidade da radiográfica feita por radiologista, considerou boa a radiografia que identificou o problema pela qual foi solicitada⁷ (visualização de catéter, cânula traqueal, atelectasia, pneumotórax, área cardíaca, etc). Foram excluídas as radiografias sem a qualidade necessária acima detalhada ou aquelas cuja câmara de ionização não estava bem posicionada (como referido acima).

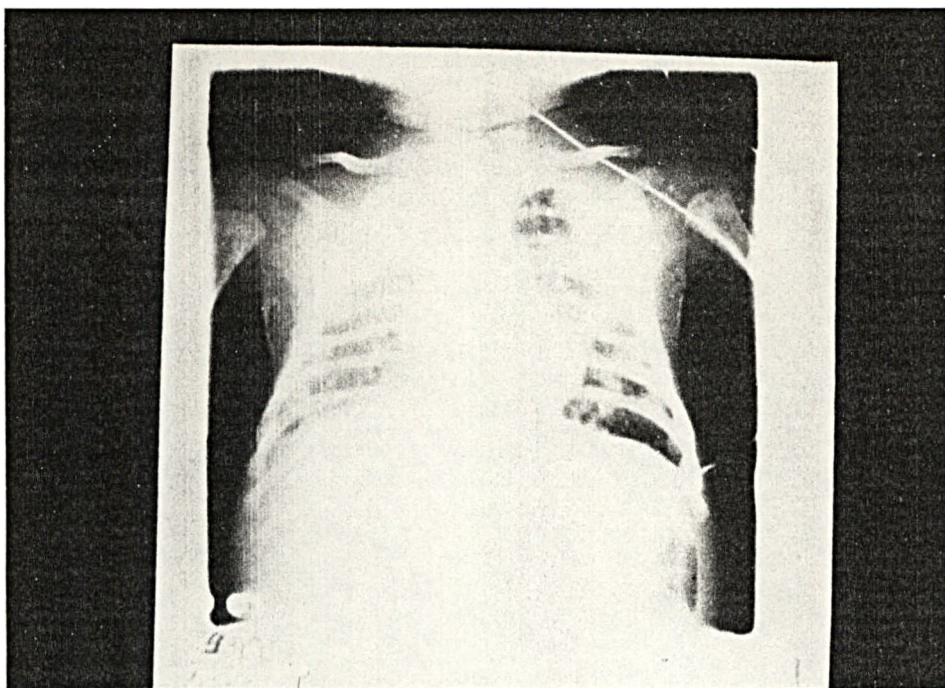


Figura 20. RADIOGRAFIA MOSTRANDO COLIMAÇÃO.

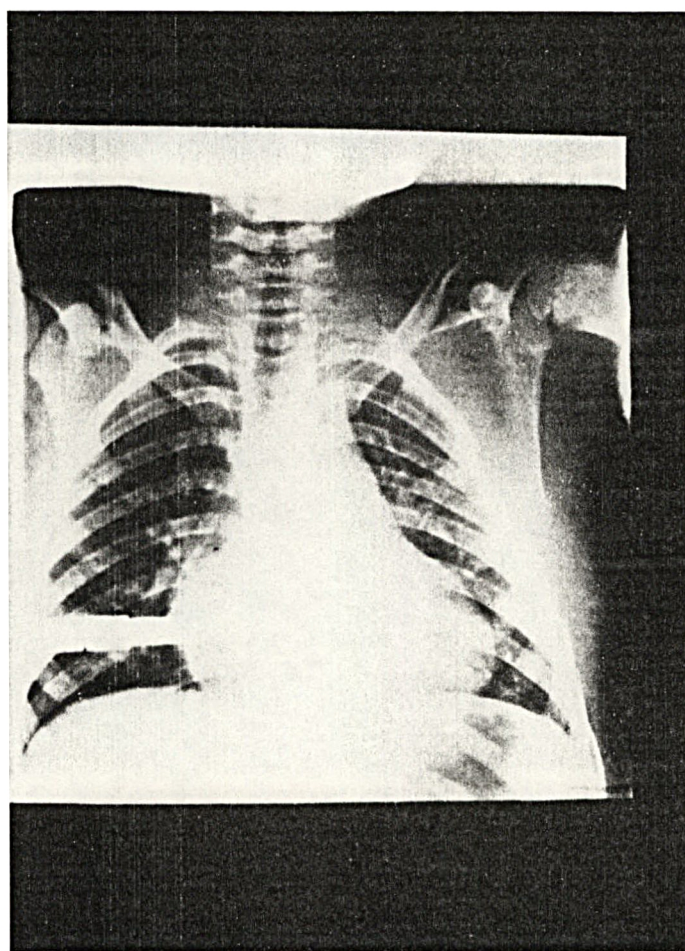


Figura 21. RADIOGRAFIA MOSTRANDO POSIÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO.

PROTOCOLO DE ESTUDO

As variáveis registradas na exposição para as radiografias de tórax foram kVp, mAs, Distância Foco Filme (DFF), Distância Foco Objeto (DFO), exposição cutânea, absorção, exposição gonadal com colimação e proteção de chumbo e exposição gonadal com colimação mas sem proteção de chumbo.

Foi utilizada ficha padrão (do programa do dosímetro) onde constou: registro do paciente, idade, sexo, diâmetro torácico, DFF, DFO, data, hora, kVp, mAs e dados dosimétricos.

Em cada prontuário foi anexada folha com dados dosimétricos das tomadas e o número total de radiografias feitas no período da internação.

MEDIDAS

Foi medida a dose de radiação com uma câmara de ionização na qual o feixe de raios X produz uma corrente elétrica e esta é conduzida até o eletrômetro onde é transformada em leitura de dose de radiação.^{90.113} A câmara é colocada de forma idêntica nos simuladores e nos pacientes tanto sobre o objeto (na Distância Foco Objeto), como atrás do objeto (na Distância Foco Filme) e na posição da topografia das gônadas para ambos os sexos, permitindo dosagens de exposição e absorção da radiação emitida e radiação espalhada.⁵⁰

As doses gonadais, em crianças do sexo feminino, com

mais de 3 meses, foram corrigidas pelo fator 0,70, devido a atenuação da parede abdominal.^{88,102}

A dose absorvida foi calculada usando a tabela de conversão para o Fator f .⁵⁷

PROCESSAMENTO DOS DADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram processados em computador IBM-PC usando planilha eletrônica e programas de estatística.

Para análise estatística foram formuladas hipóteses para a observação das doses de radiação recebidas pelos pacientes ao serem submetidos a Raios X de tórax.^{10,34,41,81,}

A Hipótese Nula (H_0) foi de que não há diferença entre as doses gonadais com colimação e proteção de chumbo e doses gonadais com colimação e sem proteção de chumbo.

A Hipótese Alternativa (H_1) foi de que existem diferenças entre as doses gonadais acima mencionadas.

Para testar as hipóteses acima foram usados testes de estatística descritiva e o teste t de student, pareado e não pareado para as médias observadas.

A Normalidade foi verificada em cada variável antes da aplicação dos testes.

Em relação ao sexo foi usada a distribuição por frequência.

NOMENCLATURA RADIOLÓGICA

A nomenclatura adotada é a da *Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas* e a do *Sistema Internacional de Pesos e Medidas*. 25, 80.

DIREITOS HUMANOS

Os pacientes somente foram expostos aos Raios X de acordo com a rotina da Disciplina de Terapia Intensiva Pediátrica, do Departamento de Pediatria da Universidade Federal do Paraná. Ao internar no Hospital de Clínicas desta Universidade os responsáveis pelos pacientes assinaram um Termo de Compromisso com a permissão para fazer os exames necessários que o caso exigisse.

RESULTADOS

Dentro dos objetivos do estudo, medir a dose de exposição à radiação e a dose gonadal, consideramos o seguinte: dose de exposição (entrada), dose de saída (dose de entrada menos a dose absorvida = saída), dose gonadal com colimação e proteção com chumbo (gonadal), dose gonadal somente com colimação (colimada) e como fatores de referência, idade, sexo, DFF (distância foco filme), perímetro torácico, kVp (quilovoltspico), mAs (miliampères/segundo).

Trinta pacientes de ambos os sexos (16 (53,62%) masculino e 14 (46,38%) feminino) fizeram parte do presente estudo. A idade dos pacientes variou entre zero (recém-nascidos) e quinze anos de idade, com média de 4 anos e 3 meses, com erro padrão de 0,91. Ao total foram medidas as radiações de 79 exames. Resultados na tabela 3, abaixo.

Tabela 3. NÚMERO DE PACIENTES ESTUDADOS, DISTRIBUIÇÃO POR SEXO, MÉDIA DE IDADE, NÚMERO DE MEDIDAS DE EXPOSIÇÕES A RADIAÇÃO

		N	M	F	MÉDIA
SEXO	-	16	14	-	-
	-	53,62%	46,38%	-	-
IDADE	-	-	-	-	4,3
	-	-	-	-	(0-15)
PACIENTES	30	-	-	-	-
DOSE DE ENTRADA	22	-	-	-	-
DOSE DE SAÍDA	12	-	-	-	-
DOSE GONADAL	22	-	-	-	-
DOSE GONADAL COLIMADA	23	-	-	-	-
TOTAL DE DOSES MEDIDAS	79	-	-	-	-

Para comparar-se as médias da dose gonadal com protetor de chumbo (n=22) e gonadal colimada (n=23), usou-se o teste *t* não pareado. A dose gonadal colimada foi maior do que a dose gonadal com protetor de chumbo, obtendo-se uma diferença estatisticamente significativa entre esses grupos ($p \leq 0,0001$).

Os demais parâmetros componentes do estudo, quando analisados entre si, não demonstraram diferença estatística para $p \leq 0,05$.

Para diminuirmos a possibilidade de erro, devido a variações existentes entre os pacientes, selecionamos um grupo com as duas dosagens, gonadal com protetor de chumbo e gonadal colimada num mesmo paciente. Nestes grupos de gonadal (n=13) e gonadal colimada (n=15) foi utilizado o teste *t* para amostras pareadas. Obteve-se novamente a dose gonadal colimada maior do que a dose gonadal com uma diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,001$); média gonadal de 0,4 μGy (0,04 mrad), com erro padrão de 0,007; média colimada de 0,8 μGy (0,08 mrad), com erro padrão de 0,006; exposição de 4,87 $\mu\text{C/kg}$ (18,86 mR), com erro padrão de 2,75; dose de saída de 5,7 μGy (0,57 mrad) com erro padrão de 0,02. Esses dados são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4. MÉDIAS, ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS, DFF E DOSES RECEBIDAS NO MESMO PACIENTE.

EXPOSICÃO	SAÍDA	GONADAL	GONADAL COLINADA	DFF	
		0,013	0,05 *	100	
		0,021	0,06 *	100	
		0,073	0,06 *	100	
			0,07 *	100	
12,376	0,591	0,029	0,06 *	100	
	0,618	0,019	0,09 *	100	
			0,07 *	100	
25,663	0,517	0,071	0,201	100	
		0,022		100	
17,583	0,561	0,081	0,124	60	
		0,091	0,099	60	
		0,032		60	
19,851		0,031	0,068	60	
			0,068	60	
		0,057	0,064	60	
		0,021	0,043	60	
			0,064	60	
MÉDIAS	4,87 μ C/kg	5,7 μ Gy	0,4 μ Gy	0,8 μ Gy	81,2
	18,86 mR	0,57 mrad	0,04 mrad	0,08 mrad	

* doses corrigidas pelo fator 0,70.

Os grupos de estudo estão apresentados na tabela 5 e descritos da seguinte maneira:

Radiação de Exposição.

No grupo onde a radiação de exposição foi medida (n=22), a idade variou de zero a 13 anos com a média de 4 anos e 3 meses e com erro padrão (EP) de 1,16.

A distribuição da população foi de 12 do sexo masculino (54,54%) e 10 do sexo feminino (45,46%).

A DFF máxima foi de 100 cm e a mínima de 59 cm, com média de 83,86 (EP=4,23) cm.

O diâmetro torácico variou de 8 cm a 16 cm, com média de 11,40 (EP=0,68) cm.

A quilovoltagem (kVp) mínima usada foi de 42 e a máxima de 62, média de 51,09 (EP=1,76) kVp.

A miliamperagem (mAs) foi de 3 e 4, média de 3,13 (EP=0,07) miliampères por segundo.

A DFF, o perímetro torácico, a quilovoltagem e a miliamperagem tiveram distribuição Normal.

A dose de exposição recebida teve distribuição Normal, com média de 4,43 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (17,16 mR) (EP=0,84).

Radiação Absorvida.

A radiação absorvida foi medida indiretamente através da quantidade de radiação que passou através do paciente chamada aqui de *saída*. Neste grupo de 12 tomadas (n=12) os resultados foram:

A idade variou de zero a 15 anos com a média de 5 anos e 7 meses ,erro padrão (EP) de 1,88.

A distribuição da população foi de 8 do sexo masculino (66,70%) e 4 do sexo feminino (33,30%).

A DFF máxima foi de 100 cm e a mínima de 59 cm, com média de 89,91 (EP=5,26) cm.

O diâmetro torácico variou de 8 cm a 15 cm, com média de 12,04 (EP=0,77) cm.

A quilovoltagem (kVp) mínima usada foi de 42 e a máxima de 62, média de 53,50 (EP=2,21) kVp.

A miliamperagem (mAs) foi de 3 e 4, média de 3,16 (EP=0,11) miliampères por segundo.

A DFF, o diâmetro torácico, a quilovoltagem e a miliamperagem tiveram distribuição Normal.

A dose de saída teve distribuição Normal, com média de 5,2 μ Gy (0,52 mrad) (EP=0,03). Esta dose representou 3,00% da média da dose de exposição, que foi de 4,43 μ C/kg (17,16 mR). A dose média absorvida pelo paciente usando a tabela de correção do Fator f para radiação absorvida foi de 149,80 μ Gy (14,98 mrad).

Dose gonadal (com protetor de chumbo).

No grupo onde a radiação gonadal foi medida (n=22), a idade variou de zero a quinze anos com a média de 4 anos e 2 meses, erro padrão(EP) de 1,17.

A distribuição da população foi de 10 do sexo masculino (45,46%) e 12 do sexo feminino (54,54%).

A DFF máxima foi de 100 cm e a mínima de 59 cm com, média de 83,59 (EP=4,30) cm.

O diâmetro torácico variou de 7 cm a 16 cm com média de 10,95 (EP=0,62) cm.

A quilovoltagem (kVp) mínima usada foi de 42 e a máxima de 62, média de 50,18 (EP=1,60) kVp.

A miliamperagem (mAs) foi de 3 e 4, média de 3,04 (EP=0,04) miliampères por segundo.

A DFF, o diâmetro torácico, a quilovoltagem e a miliamperagem tiveram distribuição Normal.

A dose gonadal recebida teve distribuição Normal, com a mínima de 0,13 μGy (0,013 mrad), máxima de 0,91 μGy (0,091 mrad), média de 0,4 μGy (0,04 mrad) (EP=0,005). A média da dose gonadal representou 0,24% da dose média de exposição, que foi de 4,43 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (17,16 mR).

Dose gonadal colimada (sem protetor de chumbo).

No grupo onde a radiação gonadal colimada foi medida (n=23), a idade variou de zero a 13 anos com a média de 4 anos e 4 meses ,erro padrão (EP) de 1,57.

A distribuição da população foi de 11 do sexo masculino (47,20%) e 12 do sexo feminino (52,20%).

A DFF máxima foi de 100 cm e a mínima de 59 cm e com média de 82,52 (EP=4,24) cm.

O diâmetro torácico variou de 7 cm a 16 cm e com média de 11,00 (EP=0,62) cm.

A quilovoltagem (kVp) mínima usada foi de 42 e a máxima de 62, média de 50,26 (EP=1,65) kVp.

A miliamperagem (mAs) foi de 3 e 4, média de 3,08 (EP=0,06) miliampères por segundo.

A DFF, o diâmetro torácico, a quilovoltagem e a miliamperagem tiveram distribuição Normal.

A dose gonadal colimada recebida teve distribuição Normal, com mínima de 0,3 μGy (0,03 mrad),máxima de 2,0 μGy (0,20 mrad), média de 0,8 μGy (0,08 mrad) (EP=0,007). A média da dose gonadal colimada representou 0,53% da dose média de exposição, que foi de 4,43 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (17,16 mR).

Tabela 5. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO, IDADE, DISTÂNCIA FOCO-FILME, ESPESSURA TORÁCICA, QUILOVOLTSPICO, MILIAMPÈRES POR SEGUNDO, DISTRIBUIÇÃO DOS PACIENTES POR SEXO E PARCELA DA DOSE EM RELAÇÃO A EXPOSIÇÃO.

	N	Dose ;mR,;mrاد	Dose ;µC/k,;µGy	Idade ;ano,;mes	DFD ;cm	Tórax ;cm	kVp	mAs	Sexo ; M ; F	Parcela da ; Exposição
EXPOSIÇÃO	22	17,16	4,43	4,3	83,86	11,40	51,09	3,13	54,54;45,46	100%
erro padrão		0,84		1,13	4,23	0,68	1,76	0,07		
SAÍDA	12	0,52	5,2	5,7	89,91	12,04	53,50	3,16	66,70;33,30	3,00%
erro padrão		0,03		1,86	5,26	0,77	2,21	0,11		
DOSE GONADAL	22	0,04	0,4	4,2	83,59	10,93	50,18	3,04	45,46;54,54	0,24%
erro padrão		0,003		1,17	4,30	0,62	1,60	0,04		
DOSE COLIMADA	23	0,08	0,8	4,4	82,52	11,00	50,26	3,08	47,80;52,20	0,53%
erro padrão		0,007		1,57	4,24	0,62	1,65	0,06		

Diferença estatística entre dose gonadal e dose colimada de $p < 0,0001$.

Como se trata de uma população de UTI, que por contingências próprias necessita de controles radiológicos frequentes, e uma vez que, como já vimos anteriormente, a radiação é considerada como tendo efeito cumulativo, calculou-se a soma da radiação recebida. A média de dias de internação da população estudada foi de 12,8 (EP=4,48) dias, a média de radiografias por paciente foi de 8,8 (EP=1,35), a média de idade foi de 4 anos e 3 meses (EP=0,91). Derivando-se as doses por pacientes, destes dados, teremos: exposição média total de 30,11 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (116,69 mR), gonadal com protetor de chumbo média de 3,0 μGy (0,30 mrad), gonadal colimada sem protetor média de 6,0 μGy (0,60 mrad) e dose gonadal geral (média das médias gonadal e gonadal colimada) de 4,0 μGy (0,40 mrad) por paciente internado na UTIP. Resultados descritos na tabela 8.

Tabela 8. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DOS DIAS DE PERMANÊNCIA NA UTIPEDIÁTRICA, IDADE DOS PACIENTES, NÚMERO DE RADIOGRAFIAS DE TÓRAX. DOSES MÉDIAS TOTAIS DE EXPOSIÇÃO, DOSE GONADAL, DOSE GONADAL COLIMADA E DOSE GONADAL GERAL, POR PACIENTE..

	MÉDIA(SI)	MÉDIA	ERRO PADRÃO
DIAS DE INTERNAÇÃO	-	12,8	4,48
NÚMERO RADIOGRAFIAS	-	8,8	1,35
IDADE	-	4,3	0,91
DOSE TOTAL EXPOSIÇÃO	30,1 $\mu\text{C}/\text{kg}$	116,70 mR	-
DOSE GONADAL	3,0 μGy	0,30 mrad	-
DOSE GONADAL COLIMADA	6,0 μGy	0,60 mrad	-
DOSE GONADAL GERAL	4,0 μGy	0,40 mrad	-

Ao simular os grupos acima com o fantom, pretendeu-se reforçar os resultados, eliminando-se possíveis causas de erro como movimentos dos pacientes e diferenças físicas entre os mesmos, podendo-se usar um número ilimitado de exposições, com isso permitindo a obtenção de dados ainda mais precisos. Resumo do trabalho com fantom na tabela 7.

Na simulação foram obtidos os seguintes resultados: exposição (n=50) média de 3,78 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (14,65 mR (EP=0,59), saída (n=50) média de 5,6 μGy (0,56 mrad) (EP=0,02), gonadal (n=60) média de 0,3 μGy (0,03 mrad) (EP=0,001) e gonadal colimada (n=60) de 0,8 μGy (0,08 mrad) (EP=0,004). Através do teste *t* confirmou-se que a dose gonadal colimada é maior do que a dose gonadal com protetor de chumbo havendo uma diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,0001$) entre ambas. A dose gonadal colimada e a dose gonadal com protetor representaram 0,63% e 0,20% da dose de exposição, respectivamente. Os parâmetros de DFF (distância foco-filme), espessura do fantom (representando diâmetro torácico), quilovoltagem e miliamperagem foram estatisticamente iguais aos parâmetros usados nos pacientes. Os resultados com a simulação estão apresentados na tabela 8.

Tabela 7. RESUMO DAS MEDIDAS FEITAS COM FANTOM.

DFP	Espessura	kV	mAs	Exposição	Saída	Sexo	Gonadal	Colimada
100	11	52	3	10				
100	12	52	3	10				
100	15	60	3	10				
100	16	62	4	10				
60	8	42	3	10				
100	12	52	3		10			
100	12	56	3		10			
100	15	60	3		10			
100	15	62	4		10			
60	8	42	3		10			
100	12	56	3			F	10	
100	14	52	3			F	10	
100	15	60	3			F	10	
100	16	62	4			F	10	
60	8	42	3			M	10	
60	8	42	3			F	10	
100	12	56	3			F		10
100	15	60	3			F		10
100	15	60	3			M		10
100	16	62	4			M		10
60	8	42	3			F		10
60	8	42	3			M		10
Número total de medidas				50	50		60	60

Tabela 8. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO, DISTÂNCIA FOCO-FILME, ESPESSURA, QUIVOLTSPICO, MILIAMPÈRES POR SEGUNDO E PARCELA DA DOSE EM RELAÇÃO A EXPOSIÇÃO, EM SIMULADOR FANTOM DE ÁGUA.

	{Dose	{ DFF	{Espessura	{ kVp	{ mAs	{ Parcela da
	{ μ C/kg {mR, mrad	{ cm	{ cm	{	{	{ Exposição
ENTRADA	{ 3,78	{	{	{	{	{
	{ 14,65	{ 92,00	{ 12,40	{ 53,00	{ 3,20	{ 100%
erro padrão	{ 0,59	{ 8,00	{ 1,43	{ 3,54	{ 0,20	{
SAÍDA	{ 5,6	{	{	{	{	{
	{ 0,56	{ 92,00	{ 12,40	{ 54,00	{ 3,20	{ 3,82%
erro padrão	{ 0,02	{ 8,00	{ 1,28	{ 3,55	{ 0,20	{
DOSE GONADAL	{ 0,3	{	{	{	{	{
	{ 0,03	{ 86,66	{ 12,16	{ 52,00	{ 3,16	{ 0,20%
erro padrão	{ 0,001	{ 8,43	{ 1,42	{ 3,55	{ 0,16	{
DOSE COLIMADA	{ 0,8	{	{	{	{	{
	{ 0,08	{ 86,66	{ 12,14	{ 53,00	{ 3,16	{ 0,63%
erro padrão	{ 0,004	{ 8,43	{ 1,47	{ 3,77	{ 0,16	{

Os parâmetros apresentados nas Tabelas 9, 10, 11 e 12 foram testados separadamente e em conjunto e não alteraram o resultado estatístico final, considerando-se uma significância para $p \leq 0,05$.

Na Tabela 9 estão as médias das doses recebidas, pelas crianças maiores, em relação sexo.

Tabela 9. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM FUNÇÃO DO SEXO, COM DOSE DE ENTRADA DE 4,43 μ Gy (17,16 mR).

	N	FEMININO μ Gy	mrad	N	MASCULINO μ Gy	mrad
GONADAL	12	0,5	0,05	10	0,3	0,03
Erro Padrão			0,007			0,004
COLIMADA	12	1,3	0,13	11	0,8	0,08
Erro Padrão			0,05			0,01

A Tabela 10 relaciona as doses recebidas com referência a tres diâmetros de tórax.

Tabela 10. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO TORÁCICO.

	N	TÓRAX 8 cm μ C/kg, μ Gy, mR, mrad		N	TÓRAX 11 cm μ C/kg, μ Gy, mR, mrad		N	TÓRAX 15 cm μ C/kg, μ Gy, mR, mrad	
ENTRADA	9	4,54	17,58	7	3,35	13,00	6	5,52	21,38
Erro Padrão			0,5			0,84			1,24
GONADAL	9	0,5	0,05	9	0,3	0,03	4	0,4	0,04
Erro Padrão			0,007			0,005			0,01
COLIMADA	10	0,8	0,08	8	0,8	0,08	5	1,2	0,12
Erro Padrão			0,0009			0,009			0,02

Na Tabela 11 aparecem as doses medidas em pacientes recém-nascidos.

Tabela 11. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM RECÉM-NASCIDOS.

	N	$\mu\text{C/kg}, \mu\text{Gy}$	mR, mrad
ENTRADA	9	4,54	17,58
Erro Padrão			0,5
SAÍDA	3	6,0	0,6
Erro Padrão			0,03
GONADAL	9	0,5	0,05
Erro Padrão			0,007
COLIMADA	10	0,8	0,08
Erro Padrão			0,009

A Tabela 12 mostra as doses medidas em recém-nascidos, em relação ao sexo.

Tabela 12. MÉDIAS E ERROS PADRÕES DAS MÉDIAS DAS DOSES DE RADIAÇÃO EM RECÉM-NASCIDOS, EM RELAÇÃO AO SEXO..

	N	μGy	mrad
GONADAL MASCULINO	3	0,4	0,04
Erro Padrão			0,01
GONADAL FEMININO	6	0,6	0,06
Erro Padrão			0,01
COLIMADA MASCULINO	4	0,5	0,05
Erro Padrão			0,007
COLIMADA FEMININO	6	1,0	0,10
Erro Padrão			0,008

DISCUSSÃO

Ao considerarmos o ambiente de Unidade de Terapia Intensiva com suas peculiaridades tais como a indicação pela qual os exames radiográficos são solicitados, a eficácia diagnóstica, a eficácia terapêutica e a eficácia a longo prazo, além da taxa de repetição dos mesmos há uma grande diferença dos exames radiográficos realizados em departamentos de radiologia com atendimento ao público em geral.^{7,20,40,45,46,59,62,66,78,85,100} Uma das dificuldades encontradas em nosso trabalho foi a inexistência de estudo, na literatura consultada, sobre dosimetria de radiação em Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica.

Sabe-se que, atualmente, a principal fonte de radiação ionizante que atinge as crianças, provém de procedimentos diagnósticos.^{54,88,105} (Raios X de tórax e abdomen, urografia excretora, cateterismo cardíaco, etc.), dentre os quais o Raios X de Tórax é o mais freqüente.^{88,92,105} Os locais onde é mais solicitado são nas Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica e Bercários para avaliação e manuseio destes pacientes de alto risco.^{45,61,88,120}

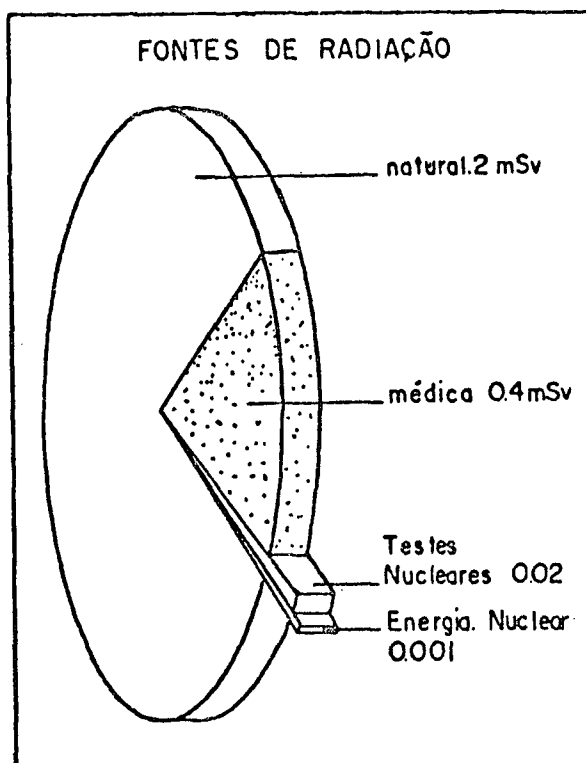


Figura 22. FONTES DE RADIAÇÃO.¹⁰⁵

Uma vez que a dose de irradiação é cumulativa e seus efeitos podem aparecer anos após a exposição, a medida da dose a que submetemos nossos pacientes se faz necessária para eventuais condutas adicionais de proteção radiológica.^{5,28,110,121}

Sobre exposição à radiação em UTI Neonatal existem publicações,^{13,31,48,61,88,88,88,120} mencionando diversas situações, muitas delas semelhantes as nossas, uma vez que nossa UTIP é multidisciplinar e atende também recém-nascidos. Não é possível comparar as doses obtidas no presente estudo em crianças maiores por não dispormos de estudo semelhante em UTIP na literatura corrente.

A dose de exposição em recém-nascidos, obtida por nosso método dosimétrico, foi comparada com as medidas de outros autores^{31, 81, 84, 88, 120} com os padrões usados nos recém-nascidos no presente estudo (DFE=60, kVp=42, mAs=3), através da fórmula: $D_a \times \text{mAs}/\text{mAs}_a \times \text{DFE}_a/\text{DFE} \times \text{kVp}_a/\text{kVp}$, onde a = dados dos autores. A dose gonadal dos autores foi deduzida por regra de tres. Esta estimativa é uma aproximação assumindo-se relação diretamente proporcional em relação a kV e mA, o que não nos dá uma precisão matemática, para tal precisaríamos conhecer a curva de calibração dos aparelhos de Raios X dos autores.⁸⁰ Os resultados após as equiparações dos fatores estão na tabela 13, abaixo.

Tabela 13. COMPARAÇÃO ENTRE DIVERSOS AUTORES SEGUNDO A DOSE DE EXPOSIÇÃO NO TÓRAX.

Autor	Dose média $\mu\text{C}/\text{kg}$ (mR)	Dose Gonadal μGy (mrad)
Fletcher ³¹	2,70 (10,45)	0,8 (0,06)
Lederman ⁸¹	6,89 (26,71)	7,1 (0,71)
Robinson ⁸⁴	9,83 (37,32)	2,3 (0,23)
Smith ⁸⁸	7,71 (29,87)	1,9 (0,19)
Wesemberg ¹²⁰	5,94 (23,01)	1,4 (0,14)
Presente Trabalho	4,54 (17,58)	1,1 (0,11)

A população estudada neste trabalho é composta por pacientes de riscos somáticos e hereditários maiores do que a população em geral, pois são crianças com idade compreendida desde o período neonatal até a adolescência. 12,88,107 Embora não faça parte dos objetivos deste estudo teceremos alguns comentários a respeito desses riscos.

A primeira publicação sobre câncer induzido por radiação de baixa dose na infância data de 1956.⁸⁹ As evidências desse efeito foram publicadas por autores que estudaram radiação em fetos humanos^{44,87,73,74,22} e também em estudos experimentais.^{15,18,72,101}

A radiação sobre órgãos rádio-sensíveis tem sido estudada, em especial, gônadas, tireóide, olhos, medula óssea e mama.^{5,11,13,43,53,88,103,111}

A ocorrência de mutações genéticas e alterações cromossômicas que podem ser produzidas por radiações ionizantes e transmitidas até a segunda geração, além do eventual risco de câncer, tem recebido especial atenção desde a década de 50.^{12,88,70,71,77,81,103,112,114,118}

Muitas das controvérsias atuais sobre o nível de risco de dose baixa de radiação, originam-se de discordâncias sobre o modelo a ser usado para as estimativas e de falhas metodológicas de trabalhos publicados.^{88,118} Estimativa direta de pequenos riscos requerem uma amostra impraticavelmente grande. Não parece haver um único modelo de dose-resposta que se aplique a todas as formas de câncer

induzido por radiação em virtude da natureza multicausal e dos mecanismos de carcinogênese não serem os mesmos em todas as circunstâncias. 17, 33, 55, 58, 78, 79, 81, 109, 118, 72, 73, 74

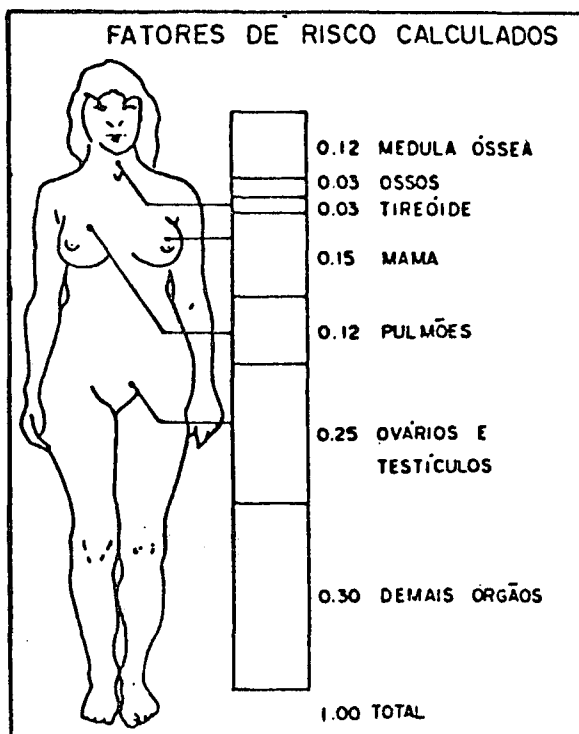


Figura 23. FATORES DE RISCO.¹⁰⁵

Estimativas derivadas de diferentes referências foram publicadas em 1977 e 1985⁵¹ com seus respectivos riscos de indução de câncer por radiação, sendo este considerado o principal risco somático da radiação.⁵² Os riscos de leucemia tem sido estudados^{79, 101} e a radiação de exposição a 1 rad tem sido dita como responsável por um aumento do risco em 4 por cento em termos de incidência normal,¹⁴ se a irradiação for intra-útero o risco sobe para 40 por cento incluindo todos os cânceres. Como média de

risco para ambos os sexos a ICRP ⁵² estima em 0,0125 Sv⁻¹ o risco de câncer fatal é 0,008 casos dessas injúrias a partir de 1 man-Sv. Segundo o estudo de *Fletcher*³¹ o risco de neoplasia induzida pelos Raios X da série por ele estudada não foi maior do que 1 em cada 280 000 radiografias de tórax ou de abdomen, sendo o risco de não usar radiografias em recém-nascidos extraordinariamente maior do que os riscos de induzir doença maligna ou genética. Para a dose total, com média de 6,5 radiografias por paciente o risco associado foi de 1 em 40 000. Nossa amostra é muito pequena para estimativas deste tipo, embora os níveis de radiação recebida pelos nossos pacientes recém-nascidos sejam aproximados aos de *Fletcher*.³¹

A dose de radiação de exposição gonadal, cujo significado é representado pelos riscos genéticos para populações futuras, baseados em doses acumulativas de radiação recebidas pelo conjunto genético do total da população, sendo esses efeitos distribuídos ao acaso,^{88.107} constituiu o objetivo principal do nosso trabalho.

*Wall*¹¹⁴ e *Bengtsson*⁹ estudaram as doses gonadais e os riscos genéticos⁷⁸ relatando uma correlação razoável entre dose média comunicada e o risco ao paciente. Na Inglaterra, uma incidência de menos de 100 casos de defeitos genéticos graves por ano, induzidos por Raios X, em comparação com 60 000 casos ocorridos naturalmente, pode parecer uma justificativa indubitável em termos de

benefícios à sociedade conferidos pela prática da radiologia diagnóstica.¹¹⁴

Nossos pacientes tiveram suas gônadas protegidas pela colimação, ou pela colimação e o protetor gonadal juntos, ficando no campo somente a medula óssea dos ossos do tórax que corresponde a 40 por cento do tecido hematopoético ativo⁹ e a tireóide. Os resultados dosimétricos referentes a doses gonadais obtidos, demonstram a importância da proteção gonadal. A dose gonadal em crianças somente com colimação do feixe indica que a proximidade das gônadas em relação ao limite do feixe permite que estas recebam radiação da região de penumbra radiológica além da radiação espalhada, estas originando uma dose maior do que a média em adultos.^{88,116,117} Quando as gônadas foram protegidas pela colimação e pela colocação de um protetor gonadal de chumbo em contato com o paciente a dose foi reduzida para cerca de 50 por cento daquela medida somente com a colimação, representando 0,2 por cento da radiação de exposição, demonstrando a efetividade da proteção com chumbo. Este resultado está de acordo com a literatura onde há referências sobre a redução da dose com esta técnica.^{107,117}

Nosso achado mais importante está na dose de radiação espalhada que atinge as gônadas quando estas estão sob protetor. Esta radiação representa a radiação mínima e inevitável, conduzida pelo eixo do corpo, que as gônadas das crianças radiografadas, sob as mesmas condições de nosso

trabalho, estão sujeitas. Este tipo de radiação foi estudada na década de 50¹¹⁷ em condições diferentes e em adultos, não havendo referência na literatura compulsada de estudo igual ao ora conduzido.

A dose gonadal colimada foi corrigida pelo fator de correção 0,70 nos casos de crianças com mais de 3 meses de idade e do sexo feminino, considerando a atenuação da radiação pelos tecidos do abdomen. A parede abdominal abaixo da cicatriz umbilical em crianças recém-nascidas possui pouca massa muscular,¹⁰² deste modo não representando um obstáculo importante à radiação, por isso não foi corrigida a dose de radiação gonadal colimada nestes pacientes.

A dose de radiação recebida pelas gônadas protegidas somente com a colimação pode ser reduzida em 50 por cento quando adicionamos o protetor com chumbo, desta maneira, as gônadas serão atingidas apenas pela radiação espalhada.

No presente estudo, a média de dias de internação (12,8) e a média de radiografias por paciente (6,8), está de acordo com estas médias em trabalhos publicados.^{31.35.48.58}

A simulação das condições de estudo com simulador de água (fantom de água), com densidade igual a 1, nos permitiu inúmeras exposições com a mesma técnica, sem expormos nossos pacientes. Os blocos componíveis de lucide nos permitiram simular a posição gonadal e as diversas espessuras torácicas. Os resultados obtidos com o fantom corroboraram os resultados que tínhamos em pacientes, a dose de exposição

gonadal com proteção de chumbo foi estatisticamente significativa menor do que a dose de exposição gonadal usando somente colimação, confirmando nossos achados.

Escolhemos o método de dosagem de radiação com câmara de ionização^{31,38,39,42,44,45,104,117} por este ser mais sensível que o método com dosímetro termoluminescente de fluoreto de lítio^{3,13,48,51,55,120} e por ser método de fácil execução.

O risco da radiação em pacientes é minimizado, fazendo-se somente exames e incidências essenciais, usando colimação adequada, colocando protetor gonadal no baixo abdomen e pessoal treinado para que se reduza a repetição de radiografias.^{4,31} O uso de telas intensificadoras (ecrans) de terra-rara¹²⁰ e de filtros de terra-rara¹¹⁸ pode reduzir ainda mais a exposição aos Raios X nos pacientes e pessoal técnico. Se a radiografia é clinicamente necessária, o risco de câncer não deve ser usado como um forte argumento para evitar tal radiografia.^{31,115}

Exposições desnecessárias devem ser evitadas. Exposições necessárias devem ser justificáveis em termos de benefícios que de outra maneira não serão recebidos e as doses realmente administradas devem ser limitadas a quantidade mínima, condizente com o benefício médico a determinado paciente.^{54,103}

A redução da radiação de exposição a valores mínimos é um preceito fundamental em proteção radiológica e tudo deve ser realizado até que fatores econômicos e sociais limitem esta redução.⁵²

CONCLUSÕES

1- A radiação decorrente de exposição a exames radiográficos de tórax, na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, foi de 4,43 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (17,16 mrad), em média, por exame.

2- A radiação, proveniente dos exames radiográficos de tórax, que atingiu as gônadas dos pacientes estudados, na Unidade de Terapia Intensiva Pediátrica do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, foi 0,4 μGy (0,04 mrad) para gônadas com protetor de chumbo e 0,8 μGy (0,08 mrad) para gônadas protegidas apenas com colimação, em média, por exame.

3- O protetor gonadal demonstrou ser um eficiente e importante meio de redução da dose de radiação que atinge as gônadas, diminuindo significativamente a quantidade de radiação que atinge esses órgãos.

4- A radiação espalhada que atinge as gônadas, proveniente de exames radiográficos de tórax, é cerca de 0,2 por cento da radiação de exposição, em condições similares as do presente estudo.

SUMMARY

Diagnostic radiation exposure and gonadal dose from chest X-ray examination in 30 pediatric intensive care patients were studied using a dosemaster Ionex dosimeter having a 35 cm³ ionizing chamber. Several factors were analyzed such as skin entrance dose, absorbed dose, gonad exposure, scatter gonad exposure, beam kilovoltage, milliamperage, beam size, distance from the infant being radiographed, age, sex, chest thickness, number of chest films and duration of stay in the pediatric intensive care unit (PICU). The correction factor for beam attenuation over gonads in girls was 0,70. Experimental measurements were performed by irradiating a Lucite water phantom simulating different-sized infants. In general, the radiation received by these infants did not exceed the currently published protection limits. The mean exposure per chest radiograph was 4,43 $\mu\text{C}/\text{kg}$ (17,16 mR). The gonad exposure under a 2 mm lead gonad shielding (scatter radiation) was 0,4 μGy (0,04 mrad) and the gonad exposure under proper beam limitation was 0,8 μGy (0,08 mrad) per chest radiograph. The gonad shield was effective in reducing the gonadal dose from chest radiographic examination in the PICU. Radiation gonad exposure due to scatter from chest X-ray examination in the PICU represents 0,2 percent of the radiation in primary X-ray field.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ABL 300 RADIOMETER ACID-BASE LABORATORY. User's handbook Radiometer A/S, Copenhagen, Dinamarca, 1988. 152 p.
- 2 ABREU, M.A.N. Sistemas de detecção e contagem. In: Rocha, A.F.G. Medicina nuclear. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1976. p.28-65.
- 3 ARAUJO, A.M.C. Intercomparação entre a distribuição de dose calculada e a medida com dosímetros termoluminescentes de ^7LiF em tumor de bexiga. Rio de Janeiro, 1974. 103 p. Tese, Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- 4 _____. Proteção radiológica em raios X diagnóstico: como minimizar a exposição do paciente em Raios X diagnóstico. Rio de Janeiro, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1986. 31 p.
- 5 BAVERSTOCK, K. F.; PAPWORTH, D.; VENNART, J. Risk of radiation at low dose rates. *Lancet*, i:430-433, 1981.
- 6 BECK, T.J.; ROSENSTEIN, M. Quantification of current practice in pediatric roentgenography for organ dose calculations. FDA 79-8078. Rockville, Maryland, U.S. Department of Health, Education, and Welfare, 1979.
- 7 BEKEMEYER, W. B.; CRAPO, R. O.; CALHOON, S.; CANNON, C. Y.; CLAYTON, P. D. Efficacy of chest radiography in a respiratory intensive care unit. *Chest*, 88(5):691-696, 1985.
- 8 BENASSAI, S.; DOBISSI, F.; SUSANNA, A.; INDOVINA, P.L.; PUGLIANI, L.; SALVADORI, P.; PROZZO, E. Some results on radiation exposure of the Italian population due to medical diagnostic examination in 1974. *Health Phys.*, 32:403, 1977.
- 9 BENGTTSSON, G.; BLOMGREN, K.; ABERG, L. Patient exposure and radiation risk in Swedish diagnostic radiology. *Acta Rad. Oncol.*, 17:81-105, 1978.
- 10 BERQUÓ, E.S. Bioestatística. São Paulo, Editora Pedagógica e Universitária, 1981. p.173-278.
- 11 BOICE, J.D.; LAND, C.E.; SHORE, R.E.; NORMAN, J.E.; TOKUNAGA, M. Risk of breast cancer following low-dose radiation exposure. *Radiology*, 131:589-597, 1979.
- 12 _____. Carcinogenesis - a synopsis of human experience with external exposure in medicine. *Health Phys.*, 55:621-30, 1988.

- 13 BOLES, J.M., BOUSSERT, F., MANENS, J.P., LE CAM B., BELLET M., GARRE, M. Measurement of irradiation doses secondary to bedside radiographs in a medical intensive care unit. *Intensive Care Med.*, 13:60-63, 1987.
- 14 BOND, V. P. The cancer risk attributable to radiation exposure: some practical problems. *Health Phys.*, 40: 11 -113, 1981.
- 15 BOREK, C.; HALL, E.J. Transformation of mammalian cells in vitro by low doses of X-ray. *Nature*, 243:450-453, 1973.
- 16 BRET LAND, P.M. Relative effectiveness of testicular shielding in diagnostic radiology. *Acta Rad.*, 51: 465-72, 1959.
- 17 BROSS, I. D. J.; BALL, M. ; FALEN, S. A dosage response curve for the 1 rad range: adult risks from diagnostic radiation. *Am. J. Public. Health*, 69(2):130-136, 1979.
- 18 BROWN, R.F.; BURNETT, B.M.; BENARY, VILI. An acceptable gonadal shield. *Radiology*, 99:265-9, 1971.
- 19 BRUES, A.M. Radiation as a carcinogenic agent. *Radiat. Res.*, 3:272-280, 1955.
- 20 BRUNEL, W.; SCHWARTZ, D. E.; PEPER E.; COLEMAN, D. L.; COHEN, N. H. Assessment of routine chest X-ray and the physical examination to confirm endotracheal tube position. (Abstract) *Crit. Care Med.*, 18 :456, 1988.
- 21 CARLSSON, G.A; CARLSSON, C.A. Relations between effective dose equivalent and mean absorbed dose (energy imparted) to patients in diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.*, 31(8):911-21, 1986.
- 22 CLARKSON, D. McG.; BRENNEN, M. Phil.; BRENNEN, S. E. Use of microcomputer for the estimation of X-ray dose received by the fetus. *Br. J. Radiol.*, 60:1119-1123, 1987.
- 23 C.N.E.N. Diretrizes Básicas de Radioproteção. Comissão Nacional de Energia Nuclear - NE - 3.01, DNE-32, Rio de Janeiro, 1988.
- 24 CONTENTO, G.; MALISAN, M.R.; PADOVANI, R.; MACCIA, C.; WALL, F.; SHRIMPION, C. A comparison of diagnostic radiology practice and patient exposure in Britain, France and Italy. *Br. J. Radiol.*, 61:143-52, 1988.

- 25 CURRY III, T.S. In:_____ Introduction to the physics of diagnostic radiology. Philadelphia, Lea & Febiger, 1984. p.1-190.
- 26 _____. Protection. In:_____.Introduction to the physics of diagnostic radiology. Philadelphia, Lea & Febiger, 1984. p.400-419.
- 27 DAFFNER, R.H. Introduction to diagnostic radiology: an overview. In:_____. Introduction to clinical radiology. Saint Louis, Mosby Company, 1978. p.32
- 28 _____. Physical foundations of diagnostic imaging. In:_____.Introduction to clinical radiology. Saint Louis, Mosby Company, 1978. p.39
- 29 DELUCA, S.A.; CASTRONOVO, F. P. JR. Radiation exposure in diagnostic studies. *Am.Fam.Physician*, 36(2):101-3 1987.
- 30 DOLL, R. Radiation hazards: 25 years of collaborative research. *Br.J.Radiol.*, 54:179-186, 1981.
- 31 FLETCHER, E.W.L.; BAUM, J.D. ; DRAPER, G. The risk of diagnostic radiation of the newborn. *Br. J. Radiol.*, 59:165-170, 1986.
- 32 FREIRE-MAIA, A. Efeitos genéticos das radiações no homem. In:_____. Sao Paulo, Editora HUCITEC, 1982. p.1-92
- 33 FREIRE-MAIA, N. Radiogenética humana. In:_____. Sao Paulo, Editora Edgard Blucher, 1972. p.1-118
- 34 GLANTZ, S.A. Biostatistics: how to detect, correct and prevent erros in the medical literature. *Circulation*, 61(1):1-7, 1980.
- 35 GLASS, L.N.; POLLACK, M.A.; RUTTIMANN, U.E. Pediatric intensive care:who, why and how much. *Crit.Care Med.* 14(3):222-226, 1986.
- 36 GOMES, R.A. Efeitos biológicos das radiações.In: Rocha, A.F.G. *Medicina nuclear*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1976. p.75-90.
- 37 GOODMAN, L.R. Life support techniques. In:_____. *Intensive Care Radiology*. Saint Louis, Mosby Company, 1978. p.26-27

- 38 GORSON, R.O. Patient dosage considerations in diagnostic radiology. In: Physics of diagnostic radiology. FDA 74-8006. Rockville, Maryland, U. S. Department of Health, Education, and Welfare, 1971. p.418-519.
- 39 GRAZER, R.E, MEISLIN, H.W, WESTERMAN, B.R, CRISS, E. A. Exposure to ionizing radiation in the emergency department from commonly performed portable radiographs. *Ann. Emerg. Med.*, 16(4):417-20, 1987.
- 40 GREENBAUM, D.M.; MARZCHALL, K.E. The value of routine chest x-rays in intubated patients in the medical intensive care unit. *Crit. Care Med.*, 10:29-30, 1982.
- 41 GUEDES, M.L.S & GUEDES, J.S. Bioestatística para profissionais de saúde. In:_____. Rio de Janeiro, Ao livro técnico, 1988. p.5-180.
- 42 GUR, D.; WALD, N. Probability of causation tables and their possible implication for the practice of diagnostic radiology. *Radiology*, 158:853-854, 1986.
- 43 GUSTAFSSON, M.; MORTENSSON, W. Radiation doses to children at urology radiography. *Acta .Rad. Diag.*, 22:337-348,1981.
- 44 HARVEY, E.B.; BOICE, J.D.; HONEYMAN, M.J.; FLANNERY, J.T. Prenatal X-ray exposure and childhood cancer in twins. *N.Engl.J.Med.*, 312: 541-545, 1985.
- 45 HAUSER, J.G., POLLACK, M.M., SIVIT, C.J., TAYLOR, G.A., BULAS, D.I., GUION,C.J. Routine chest radiographs in pediatric intensive care: a prospective study. *Pediatrics*, 83:465-470, 1989.
- 46 HENSCHKE, C.I.; PASTERNAK, G. S.; SCHROEDER, S.; HART, K. K.; HERMAN, P. G. Bedside chest radiography: diagnostic efficacy. *Radiology*, 149:23-26, 1983.
- 47 HODGES, P.C.; STRANDJORD, N.M.; McCREA, A. A testicular shield. *J.A.M.A.*, 167:1239-40, 1958.
- 48 HOLBERT, C.; FREY, G.; LEVKOFF, A.; TRAVIS, E. Radiographic technic safety, and interpretation in the newborn nursery. *J. Pediatr.*, 87:968-72, 1975.
- 49 HULSE, E.V.; MOLE, R.H. Reflections on the terms stochastic and nonstochastic as currently used in radiological protection. *Br.J.Radiol.*, 55:321-324, 1982.

- 50 ICRP 1982. Protection of the patient in diagnostic radiology. International Commission on Radiological Protection, Publication 34. Ann. of the ICRP, 9:(2/3), 1982.
- 51 ICRP 1985c. Quantitative bases for developing an index of harm. International Commission on Radiological Protection Publications 45. Ann. of the ICRP, 15:(3), 1985.
- 52 ICRP 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 26. Annals of the ICRP, 1(3), 1977.
- 53 IKNAYAN, H. F. Carcinoma associated with irradiation of the immature breast. Radiology, 114:431-433, 1975.
- 54 JABLON, S.; BAILAR, J.C. The contribution of ionizing radiation to cancer mortality on the United States. Prev.Med., 8:219-226, 1980.
- 55 KENNEDY, A.R.; LITTLE, J.B. Evidence that a second event in X-ray induced oncogenic transformation in vitro occurs during cellular proliferation. Radiat. Res., 99:228-248, 1984.
- 56 KHAN, F.M. Radiation protection. In:_____. The physics of radiation therapy. Baltimore, Williams & Wilkins, 1984. p.391-410
- 57 _____. X-rays production. In:_____. The physics of radiation therapy. Baltimore, Williams & Wilkins, 1984. p.34-203
- 58 LAND, C. E. Estimating cancer risks from low doses of ionizing radiation. Science, 209:1197-1203, 1980.
- 59 LACEY, G. Overexposure to radiology. Br.Med.J., 295: 1162-63, 1987.
- 60 LAW, J. Scattered radiation reaching doors and windows of diagnostic X-ray rooms. Br.J.Radiol., 60:179- 180, 1987
- 61 LEDERMAN, H. M.; CLEMENTE, A. S. Fo. Dose gonadal em radiografias de tórax em berçário. Rev Imagen, 10:73-80, 1988.
- 62 LEE, H. F. How to shoot a patient without really trying. Clin. Pediatr., 11:284-287, 1972.
- 63 LEGARE, J. Higiene das radiações ionizantes. In: Rocha, A.F.G. Medicina nuclear. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1976. p.91-107.

- 64 LUSHBAUGH, C.C.; CASARETTI, G.W. The effects of gonadal irradiation in clinical radiation therapy, a review. *Cancer*, 37:1111-1120, 1976.
- 65 LYON, M.F. Hereditary effects of radiation: some evidence from animal experiments. *Br.J.Radiol.*, 60:16, 1987.
- 66 MACCIA, C.; BENEDITTINI, M.; LEFAURE, C.; FAGNANI, F. Doses to patients from diagnostic radiology on France. *Health Phys.*, 54(4):397-408, 1988.
- 67 MACMAHON, B. Prenatal exposure and twins. *N.Engl.J. Med.*, 312:576-577, 1985.
- 68 MAZZI E., HERRERA A.J., HERBERT L. Neonatal Intensive Care and Radiation. *The John Hopkins Medical Journal*, 142:15-17, 1978.
- 69 MILLER, R.C.; HALL, E.J.; ROSSI, H.H. Oncogenic transformation of mammalian cells in vitro split doses of X-rays. *Proc.Natl.Acad.Sci.*, 78:5755-58, 1979.
- 70 MOLE, R.H. Radiation, cancer risk, and the new dosimetry (letter). *Lancet*, 2(8572):1403-4, 1987.
- 71 _____. The so-called 10-day rule. *Lancet*, 2:1138-40, 1987.
- 72 _____. The dose response for X-ray induction of myeloid leukaemia in male CBA/H mice. *Br.J.Cancer*, 47:285-291, 1983
- 73 _____. Ionizing radiation as a carcinogen: practical questions and academic pursuits. *Br.J.Radiol.*, 48: 157-169, 1975.
- 74 _____. Irradiation to the embryo and fetus. *Br.J. Radiol.*, 60:17-31, 1987.
- 75 NIELSEN, H.B. Calibration of barometers. In: _____. *On the calibration of barometers-BU1077*. Radiometer A/S. Copenhagen, Dinamarca, 1988.
- 76 OFTEDAL, P.; SEARLE, A.G. An overall genetic risk assessment for radiological protection purposes. *J. Med.Genet.*, 17:15-20, 1980
- 77 OPPENHEIM, B.E. Genetic damage from diagnostic radiation? *J.A.M.A.*, 242(13):1390-93, 1979.

- 78 OUDIZ, A.; LOMBARD, J.; FAGNANI, F. A multi-attribute approach to the rationalization of radiological protection. *Health Phys.*, 40:783-799, 1981.
- 79 PADOVANI, R.; CONTENTO, G.; FABRETTO, M.; MALISAN, H.R.; BARBINA, V.; GOZZI, G. ET ALL. Patient doses and risks from diagnostic radiology in north-east Italy. *Br.J.Radiol.*, 60(710):155-65, 1987.
- 80 PAUL, L.W. Introdução. In:_____. *Interpretação radiológica*. 3 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977. p.1-10.
- 81 POCHIN, E.E. Radiation risk in perspective. *Br.J.Radiol.*, 60:42-45, 1987.
- 82 POZNANSKI, A. K.; KANELITSAS, C.; ROLOF, D. W.; BORER, R.C. Radiation exposure to personnel in a neonatal nursery. *Pediatrics*, 54: 139-141, 1974.
- 83 ROBERTS, P.J.; HEIGHWAY, W.P. Ionizing radiations regulations:doses to radiographers(Letter). *Radiography*, 53(612):295, 1987.
- 84 ROBINSON, A.; DELLAGRAMMATICAS, H.D. Radiation doses to neonates requiring intensive care. *Br.J.Radiol.*, 56: 397-400, 1983.
- 85 ROGERS, K.D.; MATTHEWS, I.P.; ROBERTS, C.J. Variation in repeat rates between 18 radiology departments. *Br. J. Radiol.*, 60(713):463-8, 1987.
- 86 RUSSEL, J.G. Radiation protection in radiography in the United Kingdom (Editorial). *Br. J. Radiol.*, 59(704): 749-58, 1986.
- 87 RUSSEL, L. B.; RUSSEL. W. L. Radiation hazards to the embryo and fetus. *Radiology*, 58:369-376, 1952.
- 88 RUSSEL, G.B.; WEBB, A.M. Valuing the man-sievert in X-ray diagnosis. *Br.J.Radiol.*, 60(715):681-84, 1987.
- 89 SABAU, M.N.; RADKOWSKI, M.A.; VYBORNÝ, C.J. Radiation exposure due to scatter in neonatal radiographic procedures. *AJR*, 144:811-814, 1985.
- 90 SCAFF, L.A.M. *Bases físicas da radiologia:diagnóstico e terapia*. São Paulo. Sarvier, 1979. 334 p.
- 91 SCHEFLER, W.C. Descriptive statistics, the normal curve, hypothesis testing. In:_____. *Statistics for health professionals*. Reading, Massachusetts, Addison-Wesley Publishing Company, 1984 . p.25-196

- 92 SHRIMPSON, P. C.; WALL, B. F.; JONES, D.G.; FICHER, E. S.; HILLIER, M. C.; KENDALL, G. M.; HARRISON, R. M. Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England. *Br.J.Radiol.*, 59(704):749-58, 1986.
- 93 SMITH, N.J.D. Basic radiation physics. In:_____. *Dental radiography*. London, Blackwell, 1980. p.01-08.
- 94 _____. Film and intensifying screens. In: _____. *Dental radiography*. London, Blackwell, 1980. p.16-21.
- 95 _____. Hazards of radiography. In:_____. *Dental radiography*. London, Blackwell, 1980. p.34-39
- 96 _____. Mechanisms of energy deposition. In:_____. *Dental radiography*. London, Blackwell, 1980. p.27-33.
- 97 _____. Radiation protection. In:_____. *Dental radiography*. London, Blackwell, 1980. p.40-47.
- 98 SMITH, W. L.; GRESHAM, E.; BERG, R. A practical method for monitoring diagnostic radiation dosage in the newborn nursery. *Radiology*, 132:189-191, 1979.
- 99 STEWART, A. M.; WEBB, J. W.; GILES, B. D.; HEWITT, D. Malignant disease in childhood and diagnostic irradiation in utero. *Lancet*, ii:447, 1956.
- 100 STRAIN, D. S.; KINASEWITZ, G. T.; VEREEN, L. E.; GEORGE, R. B. Value of routine daily chest x-rays in the medical intensive care unit. *Crit. Care Med.* 13(7):534-36, 1985.
- 101 SWANSBURY, G.J. Clustering of lymphoid and haematopoietic malignancy. *Lancet*, 1:398, 1985.
- 102 SWENSON, O. *Pediatric Surgery*. In:_____. 3rd. Ed. New York, Appleton-Century-Crofts. 1969. p.163
- 103 THORNE, M.C. Principles of the International Commission on Radiological Protection system of dosage limitation. *Br.J.Radiol.*, 60:32-38, 1987.
- 104 TROUT, E. D.; KELLEY, J. P.; KELLNER J. Scattered radiation from bedside roentgen examinations. *AJR* 114:832-836, 1972.
- 105 UNITED NATIONS. Radiation, doses, effects, risks. In: United Nations Environment Programme, U.N., 1985. 65 p.

- 108 UNSCEAR. Ionizing Radiation: sources and biological effects. In: UNSCEAR 1982, report to the General Assembly, United Nations, New York, 1982.
- 107 UNITED STATES DEPARTMENT OF HEALTH, EDUCATION AND WELFARE. Gonad shielding in diagnostic radiology. In:USDHEW Publication (FDA) 75-8024, 1975.
- 108 UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. Biblioteca Central. Normas para apresentação de trabalhos. Curitiba, Editora da Universidade Federal do Paraná, 1981. 183 p.
- 109 UPTON, A.C. Cancer induction and non-stochastic effects. Br.J.Radiol., 60:1-16, 1987.
- 110 _____. Evolving perspectives on the concept of dose in radiobiology and radiation protection. Health Phys., 55:605-14,1988.
- 111 _____. Effects of radiation on man. Ann.Rev.Nucl. Sci., 18:495-528, 1968.
- 112 _____. Radiobiological effects of low doses. Implications for radiological protection. Radiat. Res., 71:51-74,1977.
- 113 VICTOREEN. Radiation Therapy. Catalog T-1 Instruments and accessories. In: Radiation Therapy. Nuclear Associates, Minthorne International Company, Minthorne, NY, 1986.
- 114 WALL, B.F.; RAE, S.; DARBY, S.C.; KENDALL, G.M. A reapraisal of the genetic consequences of diagnostic radiology in Great Britain. Br.J.Radiol., 54:719-730, 1981.
- 115 WASSERMAN, H.J. Qualifying the risks of radiation exposure. S.Afr.Med.J., 70:33-38, 1986.
- 116 WEBSTER, E.W. The hazards of diagnostic radiology: a physicist's point of view. Radiology, 72:493-507 , 1959.
- 117 _____. Measurements of gonadal dose in radiografic examinations. N. Engl. J. Med., 257:811-9, 1957.
- 118 _____. On the question of cancer induction by small X-ray doses. AJR, 137:647-66, 1981.

- 119 WESEMBERG, R.L.; AMUNDSON, G.M.; MUELLER, D.L.;
COUPLAND, S.G. Ultra-low-dose routine pediatric
radiography utilizing a rare-earth filter. *J.Can.
Assoc.Radiol.*, 38:158-64, 1987.
- 120 _____. Radiation exposure in radiographic examinations
of the newborn. *Radiology*, 122:499-504, 1977.
- 121 YOUNG, A. T.; MORIN, R. L.; HUNTER, D. W.; NELSON, K.
L.; CARDELLA, J. F.; CASTANEDA - ZUNIGA, W. R.;
AMPLATZ, K. Surface shield: device to reduce
personnel radiation exposure. *Radiology*, 159:801-803,
1986.

A N E X O S

Registro dos pacientes em ordem crescente com dias de internação, ORI e idade.

Registro	Dias Int	Raios X	Idade
250577	3	4	13
250577			
250577			
284033	133	39	0
284033			
284033			
284033			
284033			
284033			
284033			
284033			
284033			
286313	1	2	0
588502	10	5	12
588502			
694155	5	3	4
717629	7	4	12
717629			
717629			
736677	7	4	2.6
736677			
736677			
743063	6	7	0.1
743063			
743063			
743063			
743527	1	2	0
743527			
743559	7	0	0
743559			
743872	30	20	0
743872			
743872			
743872			
743872			
743872			
827051	4	5	7
827361	6	6	13
827361			
827361			
827361			
827361			
889682	9	9	7
889682			
892623	9	2	6
892623			
892623			
894256	7	6	15
894256			
898493	4	4	12
906445	34	19	0
906445			
906445			
906445			
906445			
908096	41	2	2
909179	7	6	1
909179			
909400	2	5	9
909400			
909487	7	6	2

910281	12	6	2
910281			
910281			
910281			
910281			
910281			
910281			
911400	4	6	2
911400			
911400			
913174	5	7	0.9
917974	3	3	6
917974			
918419	6	3	0
920411	4	3	0.2
924140	4	8	1
924140			
927159	7	2	0

RADIACÃO NO MESMO PACIENTE PARA TESTE PAREADO

RADIACÃO NO MESMO PACIENTE PARA TESTE PAREADO.
8 doses corrigidas pelo fator 0,70.

REGISTRO	EXPOSIÇÃO	SAIDA	GONADAL	GONCOLIMADA	DFF	GONCOLIN
736677			0.013	0.05	100	0.071
588502			0.021	0.06	100	0.086
924140			0.073	0.06	100	0.085
				0.07	100	0.106
910281	12.376	0.591	0.029	0.06	100	0.088
		0.610	0.019	0.09	100	0.124
				0.07	100	0.094
827361	25.663	0.517	0.071	0.201	100	0.201
			0.022		100	
284033	17.583	0.561	0.081	0.124	60	0.124
			0.091	0.099	60	0.099
			0.032		60	
743063	19.851		0.031	0.068	60	0.068
				0.068	60	0.068
743872			0.057	0.064	60	0.064
			0.021	0.043	60	0.043
				0.064	60	0.064

Dados dos pacientes quanto ao sexo, DFF, espessura torácica, quilovoltagem, miliamperagem e doses.

#Reg.Pac.	sx1	DFF1	Tórax1	DF01	Kv1a	A1	EXPOSIÇÃO	#Reg.Pac.	sx2	DFF2	Tórax2	DF02	Kv2a	A2	SAÍDA
908096	M	100	11	89	52	3	11.147	736677	M	100	12	88	52	3	0.595
909179	M	100	11	89	52	3	10.555	892623	M	100	12	88	52	3	0.33
892623	M	100	12	88	52	3	10.956	910281	M	100	12	88	56	3	0.591
827051	M	100	14	86	54	3	15.102	910281	M	100	12	88	56	3	0.618
910281	M	100	12	88	56	3	12.376	917954	M	100	12	88	56	3	0.415
913174	M	100	12	88	56	3	15.579	250577	M	100	15	85	60	3	0.439
911400	F	100	12	88	58	3	15.295	250577	M	100	15	85	60	3	0.28
898493	M	100	15	85	60	3	18.688	894256	F	100	15	85	62	4	0.595
909400	F	100	16	84	60	3	19.443	827361	F	100	15	85	62	4	0.517
717629	M	100	16	84	60	3	18.138	743559	M	59	8	51	42	3	0.661
889682	M	100	16	84	62	4	22.811	284033	F	60	8	52	42	3	0.561
889682	M	100	16	84	62	4	23.562	920411	F	60	8.5	51.	42	3	0.589
827361	F	100	15	85	62	4	25.663								
743559	M	59	8	51	42	3	16.026								
906445	F	59	8	51	42	3	18.225								
286313	M	60	8.5	51.	42	3	19.479								
284033	F	60	8	52	42	3	17.583								
743063	F	60	8.5	51.	42	3	19.851								
906445	F	61	8	53	42	3	16.457								
906445	F	62	8	54	42	3	14.796								
906445	F	62	8	54	42	3	16.871								
906445	F	62	8	54	42	3	18.998								

#Reg.Pac.	sx3	DFF3	Tórax3	DF03	Kv3a	A3	GONADAL	#Reg.Pac.	sx4	DFF4	Tórax4	DF04	Kv4	aA4	GONCOLIM	GONCOCORR
909179	M	100	11	89	52	3	0.035	910281	M	100	12	88	52	3	0.094	0.094
894256	F	100	14	86	52	3	0.02	736677	M	100	12	88	52	3	0.071	0.071
736677	M	100	12	88	52	3	0.013	924140	F	100	12	88	52	3	0.085	0.0595
924140	F	100	12	88	52	3	0.073	924140	F	100	12	88	52	3	0.106	0.0742
910281	M	100	12	88	52	3	0.019	910281	M	100	12	88	56	3	0.088	0.088
694155	M	100	12	88	56	3	0.026	910281	M	100	12	88	56	3	0.124	0.124
917974	M	100	12	88	56	3	0.024	911400	F	100	12	88	56	3	0.075	0.0525
892623	M	100	12	88	56	3	0.023	911400	F	100	12	88	56	3	0.037	0.0259
910281	M	100	12	88	56	3	0.029	588502	F	100	15	85	60	3	0.086	0.0602
827361	F	100	15	85	60	3	0.071	250577	M	100	15	85	60	3	0.06	0.06
588502	F	100	15	85	60	3	0.021	717629	M	100	16	84	60	3	0.132	0.132
909400	F	100	16	84	60	3	0.07	717629	M	100	16	84	62	4	0.157	0.157
827361	F	100	15	85	62	4	0.022	827361	F	100	15	85	62	4	0.201	0.1407
284033	F	59	8	51	42	3	0.091	284033	F	59	8	51	42	3	0.099	0.099
909487	M	60	8.5	51.	42	3	0.047	743063	F	60	8.5	51.5	42	3	0.068	0.068
284033	F	60	8	52	42	3	0.032	743063	F	60	8.5	51.5	42	3	0.084	0.084
284033	F	60	8	52	42	3	0.081	284033	F	60	8	52	42	3	0.124	0.124
743063	F	60	8.5	51.	42	3	0.031	918419	F	60	7	53	42	3	0.105	0.105
743527	F	60	7	53	42	3	0.069	743872	M	60	8	52	42	3	0.036	0.036
743527	F	60	7	53	42	3	0.045	927159	F	59	8	51	42	3	0.115	0.115
743872	M	59	8	51	42	3	0.057	743872	M	60	8	52	42	3	0.064	0.064
743872	M	61	8	53	42	3	0.021	743872	M	59	8	51	42	3	0.043	0.043
								743872	M	61	8	53	42	3	0.064	0.064

FANSONADALFANCONCOLINFANCOLCOREIPOFANTOSATDAFANY

0.026	0.16	0.112	8.98	0.42
0.036	0.14	0.098	9.25	0.39
0.028	0.15	0.105	9.23	0.39
0.03	0.14	0.098	9.28	0.39
0.024	0.11	0.077	9.21	0.38
0.032	0.13	0.091	9.27	0.39
0.033	0.17	0.119	9.19	0.39
0.032	0.15	0.105	9.18	0.38
0.028	0.16	0.112	9.17	0.37
0.032	0.13	0.091	9.13	0.37
0.025	0.11	0.177	13.82	0.62
0.017	0.1	0.07	13.15	0.57
0.016	0.11	0.077	13.17	0.55
0.018	0.12	0.034	13.17	0.55
0.016	0.1	0.07	13.09	0.56
0.014	0.1	0.07	13.12	0.55
0.016	0.11	0.077	13.09	0.55
0.017	0.11	0.077	13.08	0.57
0.016	0.09	0.063	13.08	0.53
0.018	0.1	0.07	13.01	0.55
0.026	0.049	0.049	15.18	0.45
0.045	0.04	0.04	15.01	0.42
0.021	0.041	0.041	14.85	0.41
0.03	0.038	0.038	14.96	0.42
0.022	0.049	0.049	14.85	0.41
0.016	0.047	0.047	14.77	0.4
0.034	0.052	0.052	14.85	0.39
0.032	0.051	0.051	14.88	0.41
0.036	0.052	0.052	14.94	0.41
0.03	0.044	0.044	14.88	0.41
0.042	0.06	0.06	22.2	0.57
0.037	0.065	0.065	22.5	0.56
0.04	0.052	0.052	22.05	0.56
0.036	0.052	0.052	21.71	0.55
0.034	0.056	0.056	22.24	0.55
0.041	0.055	0.055	21.81	0.56
0.033	0.056	0.056	22.11	0.57
0.033	0.051	0.051	21.74	0.56
0.034	0.056	0.056	21.88	0.56
0.041	0.053	0.053	21.72	0.57
0.044	0.16	0.16	14.38	0.9
0.042	0.15	0.15	13.95	0.96
0.048	0.15	0.15	14.25	0.96
0.045	0.14	0.14	14.14	0.9
0.038	0.15	0.15	14.02	0.93
0.046	0.15	0.15	13.88	0.92
0.041	0.14	0.14	13.83	0.9
0.045	0.15	0.15	13.87	0.93
0.05	0.14	0.14	14	0.93
0.048	0.15	0.15	13.87	0.92
0.018	0.065	0.065		
0.017	0.056	0.056		
0.022	0.056	0.056		
0.021	0.061	0.061		
0.026	0.058	0.058		
0.014	0.06	0.06		
0.02	0.062	0.062		
0.022	0.053	0.053		
0.024	0.057	0.057		
0.014	0.054	0.054		

TABELA PARA CÁLCULO COM FATOR f .

Retirada da referência 57.

 f Factors for water, bone, and muscle under conditions of charged particle equilibrium

Photon energy (keV)	f Factor					
	Water		Bone		Muscle	
	(Gy kg/C)	(rad/R)	(Gy kg/C)	(rad/R)	(Gy kg/C)	(rad/R)
10	35.3	0.911	134	3.46	35.7	0.921
15	34.9	0.900	149	3.85	35.7	0.921
20	34.6	0.892	158	4.07	35.6	0.919
30	34.3	0.884	164	4.24	35.6	0.918
40	34.4	0.887	156	4.03	35.7	0.922
50	34.9	0.900	136	3.52	36.0	0.929
60	35.5	0.916	112	2.90	36.3	0.937
80	36.5	0.942	75.1	1.94	36.8	0.949
100	37.1	0.956	56.2	1.45	37.1	0.956
150	37.5	0.967	41.2	1.06	37.2	0.960
200	37.6	0.969	37.9	0.978	37.2	0.961
300	37.6	0.970	36.5	0.941	37.3	0.962
400	37.6	0.971	36.2	0.933	37.3	0.962
600	37.6	0.971	36.0	0.928	37.3	0.962
1000	37.6	0.971	35.9	0.927	37.3	0.962
2000	37.6	0.971	35.9	0.927	37.3	0.962

Data from Ref. 3. Calculations are based on energy absorption coefficient data from Hubbell (25).

```

#####
#
#
#   DADOS DE RADIAÇÃO MEDIDA A PARTIR DE RX DE TÓRAX   #
#               REALIZADOS NA UTI PEDIÁTRICA           #
#
#   Número de Registro:_____                         #
#
#   Nome do Paciente:.....                             #
#
#   Data Internação:___/___/___                         #
#   Data Alta:___/___/___                               #
#   Dias Internação na UTIP:.....                     #
#
#   Número de Exames Radiográficos: [   ]             #
#
#
#
#   kVp:.....                                          #
#   mAs:.....                                          #
#   DFF:.....                                          #
#   Exposição:.....mR #
#
#   Exposição Total Media:.....mR #
#
#Base de dados para Tese de Mestrado Dr.Honório Menezes1990#
#####

```

PERMISSÃO COM FINALIDADE TERAPÊUTICA E CIENTÍFICA

Eu,
abaixo assinado, autorizo o Corpo Clínico do Hospital de Clínicas a realizar qualquer operação,
anestesia, transfusão ou outras práticas similares em REG. N.º
bem assim, na eventualidade do seu falecimento, a necrópsia e retirada de tecidos ou órgãos
conforme dispõe a Lei n.º 5479, de 10 de agosto de 1968.

Curitiba, de de 198.....

.....
Responsável

.....
Doente

.....
Testemunha

Institute: _____ Dept: _____

Radiation Generator: _____

kV: _____ Filtration: _____

keV: _____ HVL: _____

mA: _____ PRF: _____ Sweep F: _____

Phantom Type: _____

Number of Monitor Counts: _____

2590 Serial No:

EXPOSURE

Read No	Dose μ R	TEMP °C	PRESS mbar	Monitor Reading
1	57.563	25	914.3	-----
2	62.918	25	914.3	-----
3	60.241	25	914.3	-----
4	68.273	25	914.3	-----
5	62.918	25	914.3	-----
6	58.902	25	914.3	-----
7	64.257	25	914.3	-----
8	58.902	25	914.3	-----
9	57.563	25	914.3	-----
10	57.563	25	914.3	-----

CORRECTION FACTORS SET:		
TEMP		←
PRESS		←
EN CF	1.035	
POL CF		-----
SAT CF		-----
ISL CF		-----
BKS CF		-----
OTHER		-----
CONU F		-----
Dm CF		-----
SUB F		-----
RADIA'N	MEASURE	CALIB'N
TYPE	X-ray	-----
QUALITY		-----
DEPTH		-----
MEDIUM		-----
SDD		-----
FS X-X		ISL Dist
FS Y-Y		-----

Mean Dose: 60.910 μ R for Ref Mon Rd of -----
 Standard Dev: 3.5837 μ R = 5.8837 % of Mean Dose

HU -250U T Const ----- Chamber 2530 Ser No 496 Sensitivity 9.5642E07 (R/C) (Exposure) 15 Dec 02 10:22

Notes:

DOSÍMETRO ZERADO

Date: 07 Dec 89

Institute: _____ Dept: _____

Radiation Generator: _____

kV: _____ Filtration: _____

keV: _____ HVL: _____

mA: _____ PRF: _____ Sweep F: _____

Phantom Type: _____

Number of Monitor Counts: _____

2590 Serial No:

EXPOSURE

DOSE
00.000 mR

RANGE: 1 FSD: 33.426 mR

ELAPSED TIME
0.0 s

STOP TIME: 5.3 s

MEAN DOSE RATE
0.000 μ R/hMEAN D/R
AV. OVER
10 s~~MEASUREMENT~~

CORRECTION FACTORS SET:

TEMP	25 °C
PRESS	915.6 mbar
EN CF	1.035
POL CF	-----
SAT CF	-----
ISL CF	-----
BKS CF	-----
OTHER	-----
CONV F	-----
Om CF	-----
SUB F	-----

RADIA'N	MEASURE	CALIB'N
TYPE	X-ray	-----
QUALITY	-----	-----
DEPTH	-----	-----
MEDIUM	-----	-----
SDD	-----	-----
FS X-X	-----	ISL Dist
FS Y-Y	-----	-----

HU	T Const	Chamber	Ser No	Sensitivity	(Exposure)
-250U	-----	2530	496	9.5642E07 (R/C)	

07 Dec 89

11:05

Notes: