

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

ANA PAULA BUNICK

ANÁLISE DOSIMÉTRICA EM PEDIATRIA NEONATAL

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2014

ANA PAULA BUNICK

ANÁLISE DOSIMÉTRICA EM PEDIATRIA NEONATAL

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Sergei Paschuk.

Co-orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin.

Curitiba

2014

Título da Dissertação Nº. 660

Análise Dosimétrica em Pediatria Neonatal.

por

Ana Paula Bunick

Orientador: Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk

Coorientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 10h00 do dia 31 de março de 2014. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores doutores:

Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk
(Presidente – UTFPR)

Prof. Dr. Marcos Ely Almeida Andrade
(UFPE)

Prof. Dr. Cesar Antônio Caggiano Santos
(UEL)

Prof. Dr. Bonald Cavalcante de Figueiredo
(IPPPP)

Visto da coordenação:

Prof. Ricardo Lüders, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Colocar em prática um projeto científico não é nada fácil. E a partir do momento que as idéias começam a sair do papel, a demanda de trabalho cresce substancialmente, o que também acarreta a necessidade de mobilização de uma grande gama de pessoas e o desprendimento de muito tempo e paciência. Em função de tudo isso, não poderia ser diferente, há muitas pessoas para serem agradecidas pela imensa colaboração e ajuda proporcionada durante a execução deste projeto. Primeiramente, agradeço a Dra Silmara Possas, chefe da Unidade de Terapia Intensiva Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe, pela disponibilização do ambiente ao estudo. Agradeço às enfermeiras Graciele e Conceição, também pertencentes ao setor neonatal, que se mostraram bastante solícitas durante a pesquisa. Agradecimentos ao Dr Jorge Alberto Ledesma, chefe do Centro de Imagem do mesmo hospital, aos coordenadores Éder e Thaise, e aos técnicos, Ricardo, Marcos, Gilson, Luiz e Renato. Sinceros agradecimentos ao físico Adriano Legnani, responsável pelo setor de radiologia do hospital. Obrigada pela imensa ajuda proporcionada pela física Danielle Filipov, professora e amiga, que desde o início dos experimentos mostrou-se sempre imensamente disposta a colaborar com o todo o processo. Muito obrigada ao professor e amigo Edney Milhoreto, que com suas idéias inteligentes e criativas ajudou nas experiências iniciais de todo o trabalho. Obrigada ao físico responsável pelo setor de radioterapia do Hospital Erasto Gaertner, pela disponibilização de idéias e tempo em parte dos testes que foram realizados. Agradeço ao professor João Setti, da engenharia mecânica da UTFPR, pela grande ajuda na elaboração de parte do projeto executado. E por último, mas não menos importante, agradeço aos professores Sergei Paschuk, meu orientador no mestrado, ao professor Hugo Reuters Schelin, meu orientador desde a graduação com a iniciação científica, e ao professor Valeriy Denyak pela grandiosa ajuda necessária ao texto desta dissertação. A todos, Muito Obrigada!

RESUMO

Bunick, Ana Paula. Análise Dosimétrica em Pediatria Neonatal. 2014. Dissertação de Mestrado (Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. Curitiba, 2014.

Exames radiográficos do tórax são frequentemente solicitados para pacientes recém-nascidos internados na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal. Entretanto, as crianças são mais radiosensíveis quanto menor a idade que possuem e devido ao maior número de células em processo de replicação. Essa característica acaba despertando uma maior preocupação da comunidade científica em conhecer a dose de radiação a que são expostos esses pacientes pediátricos. Este trabalho descreve a metodologia aplicada para a execução de uma análise dosimétrica em pediatria neonatal no Hospital Infantil Pequeno Príncipe, em Curitiba. Inicialmente, o trabalho propõe a construção de um objeto simulador de um recém-nascido para consequentes medidas de dose de radiação recebida pelo paciente neonato, através do uso de TLDs (Dosímetros Termoluminescentes) para medidas de ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada) sob a região torácica e medida de kerma-ar na profundidade do pulmão, na água, com o uso de uma câmara de ionização. Também foi avaliada a dose de radiação espalhada recebida pelo paciente internado próximo ao paciente examinado. Os resultados da pesquisa mostraram, em geral, níveis de dose abaixo dos valores de referência para as medidas de ESAK. Para as medidas de kerma-ar na profundidade do pulmão, os valores encontrados e comparados com cálculos de dose-órgão por meio de um software mostraram-se abaixo dos valores obtidos com os TLDs. As medidas de radiação espalhada mostraram que os pacientes próximos ao paciente examinado recebem uma pequena faixa de contribuição de dose durante os exames.

Palavras chave: Raios X, Unidade de Terapia Intensiva Neonatal, Dosimetria pediátrica, Objeto Simulador.

ABSTRACT

Bunick, Ana Paula. Dosimetric Analysis in Neonatal Paediatrics. 2014. Dissertação de Mestrado (Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. Curitiba, 2014.

Chest radiographic examinations are frequently requested for newborn patients hospitalized in a Intensive Care Unit (ICU) Neonatal. However, children are more radiosensitive the younger they are and due to the higher number of cells in replication process. This feature arises greater concern in the scientific community to know the dose of radiation that these pediatric patients are exposed. This paper describes the methodology used for the implementation of a dosimetric analysis in neonatal pediatrics at the Children's Hospital Pequeno Príncipe, in Curitiba. Initially, the work proposes the construction of a phantom of a newborn to subsequent measurement of the radiation dose received by the neonate patient, through the use of TLDs (Thermoluminescent Dosimeters) for measures ESAK (Entrance Surface Air-Kerma) in the thoracic region and measure kerma-air in the deep lung, in water, with the use of an ionization chamber. The scattered radiation dose received by another patient near the patient under examination was also evaluated. The results showed, in general, dose levels below the reference values for the measures ESAK. For the kerma-air in the deep lung, and the values obtained compared to organ dose calculations through software is shown to be below the values obtained with TLDs. The measurements showed that the scattered radiation near the patient examined receive a small contribution of dose during examinations.

Key-words: X-rays, Neonatal Intensive Care Unit, Pediatric Dosimetry, Phantom.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação da caixa torácica de um recém-nascido	20
Figura 2 – Radiografia do tórax em projeção PA.....	22
Figura 3 – Radiografia para a visualização de intubação.....	24
Figura 4 – Alinhamento do RI com o RC.....	25
Figura 5 – Equipamento portátil de raios X do HIPP.....	38
Figura 6 – Equipamento de raios X da UTFPR.....	41
Figura 7 – Arranjo montado para a calibração dos TLDs.....	46
Figura 8 – TLDs posicionados ao lado da câmara de ionização, no processo de calibração.....	47
Figura 9 – Equipamento de telecobaltoterapia Theratron 780C.....	52
Figura 10 – Câmara de ionização Farmer Type Chamber A12.....	52
Figura 11 – Arranjo montado para a realização dos testes com o tubo de nylon.....	54
Figura 12 – Arranjo montado para a realização dos testes sem o tubo de nylon.....	55
Figura 13 – Recorte para inserção do tubo de proteção.....	57
Figura 14 – Tubo de proteção inserido no objeto simulador de um recém-nascido.....	58
Figura 15 – Ilustração da região pulmonar simulada.....	58
Figura 16 – Construção do tubo de proteção em PVC.....	59
Figura 17 – Peça de nylon montada e utilizada para os testes iniciais.....	60
Figura 18 – Estrutura final do tubo de nylon confeccionado.....	61
Figura 19 – Montagem interna do tubo de nylon no objeto simulador de um recém-nascido.....	61
Figura 20 – Sequencia de recorte realizada na montagem do objeto simulador de um recém-nascido.....	62
Figura 21 – Imagem radiográfica ilustrando o posicionamento do material que simula o tecido pulmonar no objeto simulador de um recém-nascido.....	63

Figura 22 – Tubo de nylon fixado na cabeça do objeto simulador de um recém-nascido.....	64
Figura 23 – Objeto simulador preenchido com água.....	65
Figura 24 – Tampa adaptada para lacrar o objeto simulador de um recém-nascido.....	66
Figura 25 – Objeto simulador de um recém-nascido.....	66
Figura 26 – Imagem radiográfica do objeto simulador de um recém-nascido preenchido com água.....	67
Figura 27 – Câmara de ionização Radcal Accu-Dose e eletrômetro 10X6-3CT.....	69
Figura 28 – Estrutura montada para a parte do experimento – Simulação de exposições dentro da UTI Neonatal.....	70
Figura 29 – Imagem radiográfica mostrando o posicionamento do eletrômetro dentro do objeto simulador de um recém-nascido preenchido com água.....	71
Figura 30 – Posicionamento dos TLDs no objeto simulador de um recém-nascido.....	74
Figura 31 – Simulação da real disposição das incubadoras no setor, para avaliação da radiação espalhada na incubadora vizinha a do paciente submetido à radiografia torácica.....	80
Figura 32 – Posicionamento da câmara de ionização para avaliação da radiação espalhada.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Histórico das diretrizes de dosimetria em exposições médicas.....	28
Tabela 2 – Referências dosimétricas.....	29
Tabela 3 – Características do equipamento de raios X do HIPP	38
Tabela 4 – Rendimento do equipamento portátil de raios X do HIPP.....	39
Tabela 5 – Variação do rendimento do equipamento de raios X do HIPP.....	40
Tabela 6 – Características do equipamento de raios X da UTFPR.....	40
Tabela 7 – Rendimento do equipamento de raios X da UTFPR.....	42
Tabela 8 – Variação do rendimento do equipamento de raios X da UTFPR.....	42
Tabela 9 – Respostas para calibração dos TLDs.....	45
Tabela 10 – Respostas para as respostas obtidas na calibração dos TLDs.....	45
Tabela 11 – Respostas obtidas a partir dos testes com a câmara de ionização para tomografia.....	49
Tabela 12 – Respostas obtidas a partir dos testes com a câmara de ionização para radiodiagnóstico.....	50
Tabela 13 – Respostas obtidas após a exposição da câmara de ionização coberta com o tubo de nylon.....	53
Tabela 14 – Respostas obtidas após a exposição da câmara de ionização sem o tubo de nylon.....	54
Tabela 15 – Resumo das respostas da câmara de ionização com e sem o tubo de nylon.....	55
Tabela 16 – Medidas anatômicas da boneca.....	56
Tabela 17 – Medida de kerma-ar na profundidade do pulmão do objeto simulador.....	72
Tabela 18 – Resultados obtidos para a avaliação do ESAK, na D_{F0P} igual a 58cm.....	75
Tabela 19 – Respostas para os valores obtidos para ESAK, na D_{F0P} igual a 58cm.....	75

Tabela 20 – Resultados obtidos para a avaliação do ESAK, na D_{FOP} igual a 80cm.....	76
Tabela 21 – Respectivos erros para os valores obtidos para ESAK, na D_{FOP} igual a 80cm.....	76
Tabela 22 – Relação das medidas obtidas.....	79
Tabela 23 – Resultados obtidos nas medidas de radiação espalhada.....	81
Tabela 24 – Contribuição da dose espalhada à pacientes vizinhos ao paciente examinado.....	82

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Curva de rendimento do equipamento de raios X do HIPP.....	43
Gráfico 2 – Curva de rendimento do equipamento de raios X da UTFPR.....	43
Gráfico 3 – Resultado da calibração dos TLDs.....	48
Gráfico 4 – Curva de respostas das câmaras de ionização de tomografia e de radiodiagnóstico.....	51

LISTA DE SIGLAS

AIEA – Agência Internacional de Energia Atômica

AP – Antero-posterior

CCE – European Commission

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CSR – Camada Semi-redutora

DEP – Dose de Entrada da Pele

D_{FoDe} – Distância Foco-Detector

D_{FoP} – Distância Foco-paciente

ESAK – Entrance Surface Air-Kerma

HIPP – Hospital Infantil Pequeno Príncipe

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurement

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

MS – Ministério da Saúde

PVC – Policloreto de Vinil

RC – Raio central

RI – Receptor de imagem

RN – Recém-Nascido

SI – Sistema Internacional

TLD – Dosímetro Termoluminescente

UTI – Unidade de Terapia Intensiva

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 MOTIVAÇÕES.....	15
1.2 JUSTIFICATIVA.....	17
1.3 OBJETIVOS.....	19
1.3.1 Objetivo Geral.....	19
1.3.2 Objetivo Específico.....	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 PARTICULARIDADES ANATÔMICAS DO RECÉM-NASCIDO.....	20
2.2 RADIOGRAFIAS TORÁCICAS.....	21
2.2.1 Radiografias de Tórax em UTI Neonatal.....	23
2.3 TÉCNICA RADIOGRÁFICA PARA TÓRAX AP.....	24
2.3.1 Aspectos Gerais da Incidência AP.....	25
2.4 NORMAS TÉCNICAS.....	26
2.4.1 Portaria 453/98.....	26
2.4.2 Normas Internacionais.....	27
2.4.3 Dose em Pediatria.....	28
2.5 PROTEÇÃO EM RADIOLOGIA PEDIÁTRICA.....	29
2.5.1 Redução de Exposição.....	30
2.5.2 Protetores Gonadais.....	30
2.6 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE.....	31
2.6.1 Efeitos Determinísticos.....	31
2.6.2 Efeitos Estocásticos.....	32
2.7 DOSIMETRIA.....	32
2.8 DETECTORES DE RADIAÇÃO.....	34
2.8.1 Câmara de Ionização.....	35
2.8.2 Dosímetro Termoluminescente (TLD).....	35
3 METODOLOGIA E RESULTADOS	37
3.1 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X.....	37
3.1.1 Equipamento Portátil de Raios X da UTI Neonatal.....	37

3.1.1.1 Rendimento.....	38
3.1.2 Equipamento Raios X da UTFPR.....	40
3.1.2.1 Rendimento.....	41
3.1.3 Resultados dos Rendimentos.....	43
3.2 DESCRIÇÃO DA CALIBRAÇÃO DOS TLDs.....	44
3.2.1 Resultados da Calibração dos TLDs.....	47
3.3 TESTES PRELIMINARES.....	48
3.3.1 Teste da Câmara de Ionização para Tomografia.....	48
3.3.2 Teste da Câmara de Ionização para Radiodiagnóstico.....	50
3.3.3 Resultados dos Testes.....	51
3.3.4 Testes do Tubo de Nylon com a Câmara de Ionização.....	51
3.3.4.1 Medidas com o Tubo de Nylon.....	53
3.3.4.2 Medidas sem o tubo de nylon.....	54
3.3.4.3 Resultados dos Testes do Tubo de Nylon com Câmara de Ionização.....	55
3.3.5 Testes dos Materiais usados para Preenchimento do Objeto Simulador.....	56
3.4 CONSTRUÇÃO DO OBJETO SIMULADOR DE UM RECÉM-NASCIDO.....	56
3.4.1 Confecção do Tubo de Proteção para a Câmara de Ionização.....	58
3.4.1.1 Tubo de PVC (Policloreto de Vinil).....	59
3.4.1.2 Tubo de Nylon.....	60
3.4.2 Recorte do Objeto Simulador de um Recém-Nascido.....	61
3.4.3 Posicionamento do Material Simulador do Tecido Pulmonar.....	62
3.4.4 Selagem das Extremidades do Objeto Simulador.....	63
3.4.5 Preenchimento do Objeto Simulador.....	64
3.4.6 Lacre do Objeto Simulador.....	65
3.4.7 Estrutura Final do Objeto Simulador de um Recém-Nascido.....	66
3.5 SIMULAÇÃO DE EXPOSIÇÕES DENTRO DA UTI NEONATAL.....	68
3.5.1 Kerma-ar na Profundidade do Pulmão.....	68
3.5.1.1 Resultados da medida de Kerma-ar na profundidade do pulmão.....	72
3.5.2 Medida de ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada) com TLDs (Dosímetros Termoluminescentes).....	73
3.5.2.1 Resultado da medida de ESAK com TLDs.....	77
3.5.3 Kerma-ar na profundidade do pulmão, em relação à ESAK.....	78
3.5.4 Medida de Radiação Espalhada, com Câmara de Ionização.....	79

3.5.4.1 Resultado da Medida de Radiação Espalhada, com Câmara de Ionização.....	82
4 CONCLUSÃO.....	83
4.1 Limitações do Estudo.....	85
4.2 Trabalhos Futuros.....	85
REFERÊNCIAS.....	86
APÊNDICE.....	90
ANEXO.....	100

1. INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

A intensa aplicabilidade de exames de radiodiagnóstico traz a público uma grande preocupação quanto a possibilidade de ocorrência de seus efeitos deletérios e possíveis riscos. É de conhecimento no mundo científico, que a radiosensibilidade não é igual para todas as células, mas varia de acordo com a atividade metabólica e com fatores estruturais inerentes a cada tipo celular, conseqüentemente também a cada órgão, podendo estar ainda relacionado com a idade celular estudada.

A suscetibilidade de crianças aos efeitos da radiação ionizante tem sido foco de interesse há mais de meio século (UNSCEAR, 2013). De acordo com a AIEA, na publicação “Safety Reports Series” de 2012, alguns tecidos em crianças são mais sensíveis aos efeitos nocivos da radiação ionizante do que os adultos e deve ser dada uma atenção especial às quantidades de radiação que recebem. Por estes, e outros fatores que serão discorridos ao longo do texto apresentado, que a preocupação com a exposição de recém-nascidos à radiação ionizante torna-se ainda maior. O intenso avanço na tecnologia de exames médicos proporciona à classe médica um melhor, mais rápido e confiável meio de auxílio em diagnósticos e demais procedimentos, mas a priori o uso exacerbado, ou incoerente com as normas e protocolos que regem a aplicação das radiações ionizantes para fins médicos, sendo aqui citado o Princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) - o qual estabelece que, todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (TAUHATA, 2003) –, podem acarretar danos catastróficos aos pacientes expostos.

Nosso objeto primário de estudo e exploração, são os exames radiográficos de tórax, os quais são imensamente solicitados em unidades de

terapia intensiva neonatal, ambiente de estudo deste trabalho, além de corresponderem a aproximadamente 75% dos exames de radiodiagnóstico realizados em pediatria. Segundo Chapple (2008), recém-nascidos, ou prematuros, podem receber um grande número de exames de raios X durante os primeiros meses de vida e às vezes isso pode continuar ao longo dos primeiros anos de vida. Finalmente, as crianças muitas vezes não cooperam durante o exame de raios X, exigindo repetições ou exposições mais longas.

Lacerda (2008) estudou a dose absorvida nos órgãos e seus riscos e o valor do kerma no ar na superfície de entrada na pele em recém-nascidos, por meio de dados coletados via prontuários e cálculos realizados através dos softwares PCXMC e IREP, constatando a necessidade de otimização dos procedimentos radiográficos.

Bonato e Elnecave (2011), em artigo de revisão, ressaltam que as “... crianças são mais sensíveis às lesões causadas pela radiação em decorrência da maior replicação celular e por apresentarem uma expectativa de vida maior para o aparecimento de alterações.”.

Fefferman (2013) acompanhou a realização de 2544 radiografias abdominais em uma UTI Neonatal, das quais 962 foram avaliadas por médicos radiologistas quanto a aspectos estruturais visualizados nas imagens que foram realizadas com ou sem proteção gonadal blindada para a região pélvica. O estudo concluiu que nas radiografias abdominais, raramente, a região pélvica é isolada.

Chapple (2008) destaca que “A escolha da técnica desempenha um papel importante na dose de radiação e os fatores de exposição devem ser reduzidos para os pacientes menores.”.

Morales e colaboradores (2010) avaliaram a exposição de neonatos, submetidos a radiografias de tórax, por meio do uso de um phantom de espessura semelhante ao de um recém-nascido com a finalidade de simular a radiação espalhada. Uma câmara de ionização também foi utilizada. O estudo comparou os valores de kerma no ar na superfície de entrada na pele a valores de referência internacional e com resultados obtidos por outros trabalhos. Os

resultados obtidos no hospital de estudo foram mais baixos que os anteriormente registrados.

Dabin e colaboradores (2013) avaliaram o ESK (Entrace Surface Kerma) e o KAP (Kerma Area Product) a partir de radiografias de tórax e abdome realizadas em 17 UTIs Neonatais, na Bélgica. E afirma que, embora as doses registradas tenham sido em geral baixas, a dose acumulada pelo neonato durante o período de internamento poderia ser elevada.

1.2 JUSTIFICATIVA

A preocupação com a exposição de indivíduos as radiações ionizantes tem sido imensamente explorada, já que seus efeitos podem ser bastante prejudiciais, a médio ou longo prazos. E quando falamos na possibilidade de crianças sofrerem efeitos, possivelmente provocados por exposições indevidas a essas radiações ionizantes, a preocupação, dentro da comunidade acadêmica científica e da comunidade médica consciente, vem à tona.

Também não se pode deixar de mencionar os fatores que favorecem os riscos ocasionados pela exposição à radiação, já diagnosticados em trabalhos anteriores, conforme listados na introdução deste trabalho, de pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal. Entre eles podemos citar a própria disponibilidade de espaço e disposição dos equipamentos inerentes ao tratamento dos pacientes, o que enfatiza a necessidade de conhecer as doses e os efeitos provocados pela radiação a que são expostos e da forma como são expostos. Aqui, necessitando de uma constante avaliação da proteção radiológica disponível ao setor.

Entre outros riscos, também pode ser considerada a possível exposição a que podem estar sendo submetidos os recém-nascidos, quando alojados próximos aos pacientes a serem examinados no setor. Em 2008, Machado e Alves (2008) fizeram uma avaliação deste risco submetendo dosímetros termoluminescentes aos exames radiográficos, posicionados sobre

o paciente e em incubadoras vizinhas. Os resultados obtidos não foram satisfatórios

Para buscarmos conhecer as doses de radiação, as quais são submetidos os pacientes internados na UTI neonatal, e obter novas informações sobre os efeitos das radiações ionizantes nestes pacientes são propostas por meio deste estudo algumas formas de análises, também podendo ser considerado um aprofundamento de trabalhos anteriores descritos na pesquisa intitulada “Avaliação Dosimétrica e Qualidade da Imagem Diagnóstica de Exames Radiográficos Realizados na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe” (BUNICK, 2011); no artigo publicado “Avaliação Dosimétrica e Qualidade da Imagem Diagnóstica de Exames Radiográficos Realizados na Unidade de Terapia Intensiva Neonatal de um Hospital Infantil de Curitiba” (BUNICK, 2011); e no trabalho, recentemente apresentado no 17th International Conference on Solid State Dosimetry, Recife/Brazil, com o título “*Pediatric Dosimetry and Imaging in Neonatal Intensive Care Unit in a Children’s Hospital in Curitiba, Brazil*” (BUNICK, 2013). As análises propostas baseiam-se em medidas realizadas a partir de um objeto simulador, o qual foi elaborado com a finalidade de simular um recém-nascido e possibilitar exposições que concedessem valores de ESAK (Kerma-Ar na Superfície de Entrada) através do uso de TLDs (Dosímetros Termoluminescentes) posicionados sobre o tórax do objeto simulador, e valores para as medidas de kerma-ar na profundidade do tórax, na água, a partir de uma câmara de ionização inserida no objeto simulador. Para fins de pesquisas, também foram fixados TLDs sobre a região da tireóide e gônadas do objeto simulador, além de ser estudada de forma simples a radiação espalhada durante a realização dos exames.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Avaliação dosimétrica da radiação recebida pelos recém-nascidos, internados na UTI Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe (HIPP), submetidos a exames radiográficos do tórax na projeção AP.

1.3.2 Objetivos Específicos

Construção de um objeto simulador de um recém-nascido, para a realização das medidas desejadas.

Medida do kerma-ar na profundidade do pulmão, na água, do recém-nascido submetido a radiografia do tórax na projeção AP.

Medida do ESAK em pacientes neonatos expostos às radiografias torácicas na projeção AP.

Medida da radiação espalhada, a qual possa estar sendo submetido o paciente internado próximo ao paciente neonato submetido a radiografia do tórax na projeção AP.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PARTICULARIDADES ANATÔMICAS DO RECÉM-NASCIDO (RN)

O recém-nascido (RN) pode possuir um aumento da resistência das vias aéreas, por apresentar: macroglaxia relativa, epiglote longa estreitando a glote, cartilagem tireóide próxima ao híóide, estreitamento da cartilagem cricóide. Possui ainda brônquio direito mais verticalizado, caixa torácica transversalmente cilíndrica e diafragma horizontalizado (Figura 1).

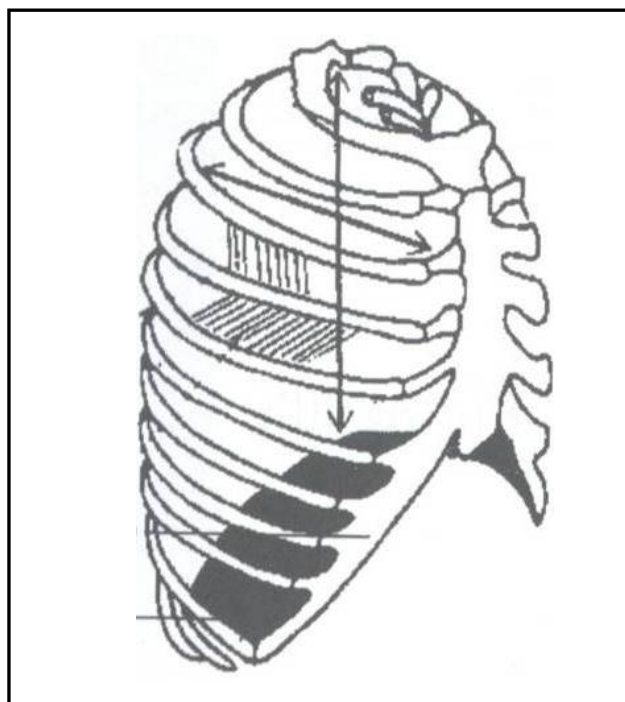


Figura 1 – Representação da caixa torácica de um recém-nascido.

Entre outros aspectos apresenta: esterno menos calcificado, costelas mais maleáveis, musculatura menos desenvolvida, vísceras abdominais maiores, diminuição da zona de oposição diafragmática. Possui ainda menor calibre das vias aéreas e menor número de alvéolos, os quais aumentam em número com o aumento da idade.

2.2 RADIOGRAFIAS TORÁCICAS

Uma radiografia simples do tórax é considerada o melhor exame para triagem e para o diagnóstico da maioria das doenças pulmonares, por apresentar alta resolução espacial e exibir ampla latitude de densidades. A ampliação das estruturas pulmonares é determinada pela direção do feixe. Por exemplo: quando se deseja uma imagem pósterio-anterior do tórax (PA), o coração fica mais evidente; quando se deseja uma imagem antero-posterior (AP), ou seja, com o feixe nessa direção, o coração aparece mais afastado na imagem e ampliado, o que ocorre devido à divergência do feixe de raios X.

Segundo Stimac (1994), para posições diferentes do paciente, a gravidade afeta o aspecto radiológico do tórax. Um exemplo ocorre nas radiografias em posição antero-posterior (AP) com o paciente em decúbito dorsal, quando os grandes vasos pulmonares na parte superior do pulmão são considerados um achado normal, enquanto que em uma imagem com o paciente em pé podem indicar algum tipo de anormalidade cardíaca ou de fluxo.

Em uma radiografia torácica, são visualizados os pulmões, a caixa torácica e outros tecidos moles (Figura 2). Podem ser visualizados também, clavículas, escápulas e arcos costais, esterno e vértebras torácicas, além de estruturas do mediastino (coração e grandes vasos). Os pulmões e a traquéia são mostrados, embora os brônquios não sejam claramente visíveis.

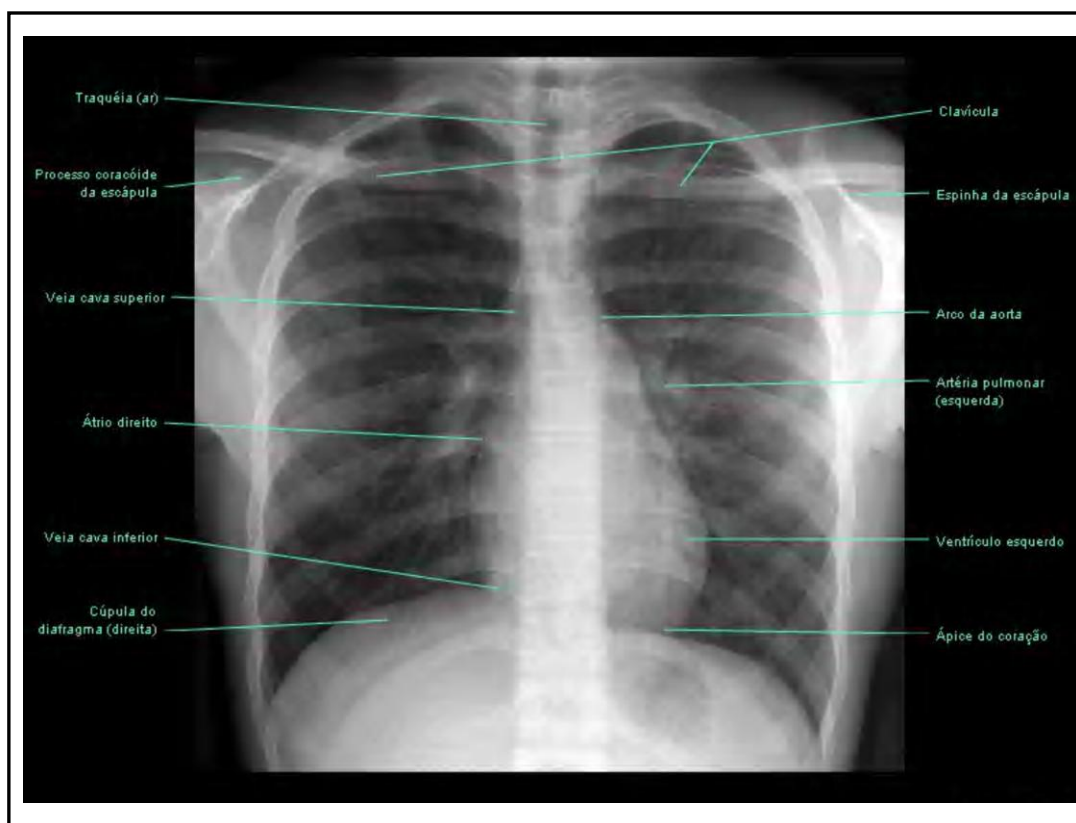


Figura 2 – Radiografia do tórax em projeção PA (Posterior-anterior) (Netter, 2004).

Os tecidos moles, incluindo as mamas formam sombras de densidades variáveis dependendo da sua composição e espessura. A pele e tecidos subcutâneos causam sombra sobre as clavículas, que junto com as costelas e vértebras cervicais inferiores e torácicas superiores são visíveis. Já as costelas inferiores costumam ser encobertas pelo diafragma e as vértebras torácicas inferiores são mais ou menos encobertas pelo esterno e mediastino.

Os pulmões, devido à sua baixa densidade, são relativamente transparentes em comparação com as estruturas adjacentes. Os pulmões apresentam uma radiodensidade semelhante àquela do ar e, portanto, produzem um par de áreas radiotransparentes. As artérias pulmonares são visíveis no hilo de cada pulmão. Cortes transversais dos brônquios cheios de ar possuem centros transparentes e paredes finas (Moore, 2006). A maior parte da sombra radiopaca das projeções de tórax é formada pelo coração.

2.2.1 Radiografias de Tórax em UTI Neonatal

Segundo Sutton (2003), as radiografias de tórax permanecem como a base para a avaliação de tórax na infância. No neonato, imagens satisfatórias podem ser obtidas utilizando um moderno aparato radiológico móvel. O bebê é colocado sobre um chassi e o filme é exposto. Os filmes devem ser bem colimados, o bebê posicionado o mais reto possível.

As projeções comumente realizadas, para a visualização de estruturas e patologias, são AP (antero-posterior) e a lateral. No caso de neonatos, prevalece a projeção AP.

A seguir serão enumerados alguns critérios de indicação de exames radiográficos de tórax em crianças internadas em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal.

- Doença pulmonar difusa do recém-nascido (RN);
- Dificuldade respiratória;
- Sopro-cardíaco – cianose;
- Anomalia da caixa torácica;
- Síndrome da criança espancada (parte do estudo do esqueleto);
- Atresia do esôfago;
- Posicionamento de cateteres;
- Intubação e extubação (Figura 3);
- Derrame pleural;
- Infecção;
- Aspiração de mecônio;
- Displasia broncopulmonar;

- Suspeita de anormalidade em exame do pré-natal;
- Pós-operatório.

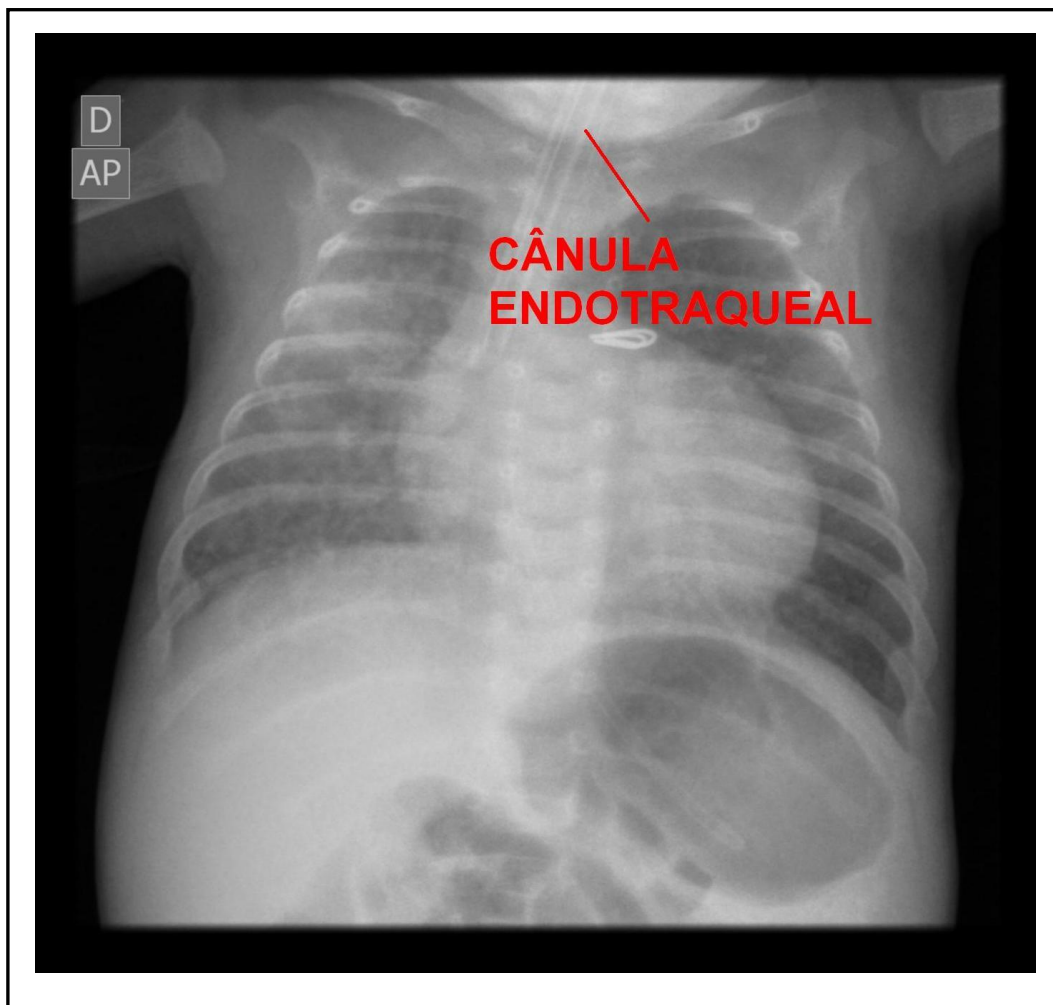


Figura 3 – Radiografia para visualização de intubação (Imagem cedida pelo Hospital Infantil Pequeno Príncipe).

2.3 TÉCNICA RADIOGRÁFICA PARA TÓRAX AP

Para as radiografias de tórax realizadas com equipamento móvel, o paciente geralmente encontra-se em decúbito dorsal. Dessa forma, todos os tubos ou fios estranhos devem ser reposicionados e removidos da área do tórax. Os pacientes, bebês no caso de UTI Neonatal, devem ser posicionados

de forma a evitar superposição de partes metálicas da incubadora. A exposição é feita na inspiração máxima, através da observação da subida e descida do abdome do recém-nascido (RN).

2.3.1 Aspectos Gerais da Incidência AP

Para pacientes no leito, em posição supino/decúbito dorsal, o receptor de imagem (RI) deve ser colocado abaixo do paciente, de forma que se consiga alinhar o RI com o raio central (RC) (Figura 4). O paciente deve ser centralizado no RC e estar abaixo da borda superior do RI, de forma a garantir que o tórax não esteja rodado.



Figura 4 – Alinhamento do RI com o RC.

O RC deve incidir perpendicularmente ao nível do hemitórax, centrado com o plano médio sagital. O tamanho do filme é selecionado de acordo com o

tamanho do paciente. Não é necessário o uso de grade e deve ser selecionado o foco-fino para o exame.

Segundo CCE (European Commission), a distância entre o foco e o receptor de imagem deve ser de 100 cm, para exames em pacientes pediátricos, sendo o receptor posicionado na longitudinal preferencialmente. A área pulmonar deve ser adequadamente colimada e a seguir, deve ser realizada a exposição no final da segunda inspiração, como mencionado anteriormente.

A realização das imagens nos recém-nascidos costuma necessitar de algum tipo de imobilização do bebê, quando eles estão dormindo ou pela quantidade de equipamentos e fios que os envolvem. Dessa forma, é importante assegurar-se de que:

- O tórax e a cabeça estejam alinhados;
- O queixo não deve obscurecer a parte superior do tórax;
- Os braços devem ficar separados do corpo, sem estarem estendidos completamente, para tirar a escápula da área dos campos pulmonares;
- Quando possível, as pernas devem ser mantidas retas para evitar a rotação da pelve.

2.4 NORMAS TÉCNICAS

2.4.1 Portaria 453/98

No Brasil, infelizmente, não existem níveis de referência de dose em radiodiagnóstico pediátrico estabelecidos. Órgãos como a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), possuem conteúdos e diretrizes destinados a radioproteção, sendo a Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (MS) a única normatização referente à radiação X com finalidade diagnóstica.

A Portaria 453/98 parametriza e regulamenta as ações para o controle das exposições médicas, ocupacionais e da população, decorrentes das práticas com radiação X para diagnóstico. A portaria ainda aborda as regulamentações para equipamentos de radiodiagnóstico e controle de qualidade, princípios de radioproteção e algumas especificações gerais quanto aos exames radiológicos, além de descrever os procedimentos que podem ser realizados na radiologia médica e odontológica, a estruturação das salas e adequação dos ambientes para setores de radiologia em clínicas e hospitais, e os requisitos básicos de cada equipamento utilizado.

Segundo a Portaria 453/98, as exposições médicas dos pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para a obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatíveis com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem. Em função disso, devem ser considerados fatores como: seleção adequada do equipamento e acessórios, os procedimentos de trabalho, qualidade, níveis de referência de dose para radiodiagnóstico em pacientes, e restrições de dose para pacientes colaborativos e conscientes.

2.4.2 Normas Internacionais

As primeiras medições efetivas de dose de entrada na pele (DEP) foram constatadas na década de 70, nos Estados Unidos e mais tarde na Inglaterra. Estas pesquisas resultaram nos primeiros protocolos e diretrizes para exames radiológicos (Tabela 1) (WALL e SHRIMPTON, 1998).

País/Ano	Profissionais/Entidades	Nomenclatura
Estados Unidos 1985	CDRH	Guia de técnicas e exposição
Estados Unidos 1988	CRCPD	Guia de exposição radiológica
Inglaterra 1990	NRPB/RCR	Guia de doses de referência
Inglaterra 1992	IPSM/CoR/NRPB	Doses de referência
Europeu 1990-97	EC Study Group	Crítérios de qualidade
Europeu 1997	EC Directive	Níveis de referência diagnóstica
Mundial 1990	ICRP 60	Níveis de investigação
Mundial 1994	IAEA BSS	Nível de orientação
Mundial 1996	ICRP 73	Níveis de referência diagnóstica

Tabela 1 – Histórico das diretrizes de dosimetria em exposições médicas (Wall e Shrimpton, 1998).

As diretrizes europeias para critérios de qualidade de imagem diagnóstica em pediatria (*European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*) são os protocolos mais atuais.

2.4.3 Dose em Pediatria

Devido à maior radiosensibilidade em crianças, houve a necessidade de adaptar diretrizes, que antes existiam somente para adultos, para uso efetivo na pediatria. Os exames mais realizados na rotina radiológica foram detalhadamente descritos junto com a dose de radiação no paciente, média da técnica radiográfica e descrição da qualidade da imagem. Observa-se hoje que os guias de maior aceitabilidade no Brasil e o maior alcance internacional são organizados pela International Commission on Radiological Protection (ICRP) e diretrizes europeias, como o *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics* (European Comission, 1996) .

A comissão europeia procura adequar uma imagem radiológica de qualidade diagnóstica a menor dose por incidência de radiação no paciente. A tabela 2 mostra os dados dosimétricos para pacientes pediátricos na faixa de idade adotada como objeto de estudo deste trabalho.

Idade	Projeção	Dose de Entrada na Pele (micro-Gray)	Energia (kVp)	D _{FoDe} (cm)	Tempo Máximo de Exposição (ms)
Recém-nascido	Tórax PA/AP	80	60 - 65	80 - 100	< 4
0 a 1 ano	Tórax PA/AP	80	60 - 80	100 - 150	< 10

Tabela 2 – Referências dosimétricas (European Commission, 1996).

2.5 PROTEÇÃO EM RADIOLOGIA PEDIÁTRICA

Em radiologia pediátrica existem diversos fatores que influenciam na execução adequada da realização da imagem radiográfica com proteção radiológica eficaz durante o processo. Recomendações Internacionais tentam aperfeiçoar tal processo prevendo uma redução da exposição do paciente pediátrico. O princípio da ALARA “*As Low As Reasonably Achievable*”, o qual refere que a radiação ionizante deve ser tão baixa quanto exequível, deve ser sempre respeitado no uso dos raios X.

A escolha da técnica desempenha um papel importante na dose de radiação e os fatores de exposição devem ser reduzidos para os pacientes menores. Outras questões técnicas incluem radiografias de tórax/abdômen neonatal, o uso de um feixe de radiação bem colimado bem como o uso de proteção de chumbo para proteger os órgãos radiosensíveis.

Entre os fatores inerentes ao equipamento de raios X, considera-se que o gerador do aparelho seja capaz de permitir tempos de exposição curtos (3 ms), além de alta frequência para melhorar a exatidão e a reprodutibilidade das exposições. De acordo com a CCE, uma seleção manual da técnica de exposição é preferível a fim de reduzir a dose de radiação recebida pelo paciente.

2.5.1 Redução da Exposição

Uma técnica de imobilização adequada pode reduzir a taxa de repetição dos exames. Existem vários acessórios em radiologia pediátrica (os quais não serão discutidos aqui) destinados à imobilização do paciente. Além da técnica de imobilização, um menor tempo de exposição pode melhorar a qualidade da imagem e reduzir o número de repetições dos exames.

Unidades de raios X portáteis são comuns em Centros Cirúrgicos e Unidades de Terapia Intensiva (UTI), no entanto devem ser usados em casos restritos devido à dificuldade em gerar curtos tempos de exposição.

2.5.2 Protetores Gonadais

Esses protetores são de extrema importância em radiologia pediátrica. É necessário que diversos tamanhos e tipos estejam disponíveis para a realização do exame. Uma colimação adequada associada a um correto posicionamento do paciente exclui as gônadas do feixe primário de radiação.

No caso de uma UTI Neonatal seria recomendado o uso de proteção gonadal, mesmo sendo difícil manter no lugar adequado e atentando para bons hábitos de higiene com o material.

Segundo Chapple (2008), a blindagem de chumbo é recomendada para os órgãos radiosensíveis, como as gônadas, olhos e tireóide, quando adequada. Esta servirá para exames em que os órgãos estão localizados fora do feixe primário e podem receber uma alta dose de radiação espalhada ou extra-focal, ou, em alguns casos, onde os órgãos estão dentro do feixe primário, mas podem ser protegidos, sem ocultar informações na imagem. É, no entanto, importante que toda a blindagem usada seja posicionada corretamente, caso contrário isso pode ser ineficaz na melhor das hipóteses, ou, na pior das hipóteses, resultar em uma radiografia que exija uma repetição.

2.6 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE

As diferenças de radiosensibilidade entre diferentes células seguem a lei de Bergonie e Trinbodeau, a qual prevê que: “A radiosensibilidade das células é diretamente proporcional a sua capacidade de reprodução e inversamente proporcional ao seu grau de especialização”.

Os efeitos das radiações no organismo dependem do tipo das células irradiadas como também do estágio de desenvolvimento celular em que se encontram ou da sua idade. A ação da radiação sobre os embriões e fetos pode causar aborto, natimortalidade, malformação congênita, etc. Em indivíduos jovens pode reduzir a taxa de fertilidade devido a mutações letais em células de linhagem germinativa.

A radiação X, assim com as radiações alfa, beta e gama, durante o seu trajeto no tecido produz íons e excitações nos orbitais eletrônicos e que são responsáveis pela geração de danos no tecido. Quando a radiação interage com moléculas de água é desencadeada uma série de fenômenos físico-químicos que geram radicais livres ionizados e energeticamente excitáveis, os quais produzem danos celulares irreparáveis. Entre os efeitos provocados pela radiação ionizante, podem ser destacados: os efeitos determinísticos e os efeitos estocásticos, os quais podem causar danos hereditários ou somáticos às células.

2.6.1 Efeitos Determinísticos

São efeitos biológicos que podem ocorrer a partir de uma determinada dose, cuja probabilidade de ocorrência e gravidade aumenta com o aumento da dose de radiação a que o indivíduo é exposto. Geralmente aparece em um curto intervalo de tempo e pode levar a morte. São exemplos de efeitos determinísticos: catarata, leucopenia, náuseas, anemia, esterilidade, hemorragia, eritema e necrose.

2.6.2 Efeitos Estocásticos

São efeitos que levam a alteração celular, que quando ocorre em uma célula germinativa, pode provocar efeitos genéticos ou hereditários. Seus efeitos biológicos podem ocorrer sem um limiar de dose específico, são difíceis de serem mensurados devido ao longo período de latência em que permanecem. São exemplos de efeitos estocásticos: câncer e efeitos genéticos.

2.7 DOSIMETRIA

Organismos internacionais como ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e a ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurement*), definem as grandezas de medida da radiação e suas unidades e estabelecem os limites máximos permissíveis de dose para os que trabalham com radiação e para o público em geral, tendo em vista os danos biológicos causados nos seres vivos pela exposição à radiação. No Brasil, a CNEN é a responsável pela legislação e pela fiscalização do uso da radiação. Ela elaborou normas, conhecidas como “Normas Básicas de Proteção Radiológica”, que regem o uso da radiação no país (CNEN, 2004).

Exposição: é o quociente Q/m , onde Q é a soma das cargas elétricas de todos os íons produzidos em um determinado volume de ar de massa m .

$$X = dQ/dm$$

Raios-X e raios gama têm a propriedade de produzir íons, liberando carga elétrica quando interagem com a matéria. Uma forma de determinar a intensidade de radiação X ou gama é medir a magnitude/intensidade da carga elétrica liberada em um determinado volume de ar (LOGAN e BERNIER).

A unidade de exposição no sistema internacional (SI) é dada por C/Kg. Outra unidade é o Roentger (R), sendo que $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/Kg}$ (TURNER, 1995).

Taxa de Exposição: também chamada de taxa de dose, é a exposição produzida por unidade de tempo. No SI a unidade da taxa de exposição é o C/Kg/s ou R/s (AIEA, 2007).

Dose Absorvida: as mudanças químicas e biológicas que ocorrem no tecido exposto à radiação dependem da energia absorvida pelo mesmo. A grandeza de dose absorvida D relaciona a energia absorvida pelo tecido por unidade de massa. Ela é definida pela ICRU como sendo a energia E absorvida da radiação pela massa m do absorvedor.

$$D = dE/dm$$

No SI, a unidade de dose absorvida é o Gray (Gy), o qual é definido como a energia depositada por um 1J/Kg de material (LOGAN e BERNIER).

Dose Equivalente: o conceito de dose equivalente deve-se ao fato de que diferentes efeitos biológicos podem ser produzidos por uma mesma dose absorvida de diferentes tipos de radiação. Para considerar os diferentes efeitos biológicos de diferentes tipos de radiação, o ICRP e ICRU introduziram a grandeza dose equivalente (H), definida como o produto de dose absorvida D por um fator de qualidade Q , onde Q é adimensional.

$$H = D \times Q$$

A unidade de dose equivalente adotada no SI é o Sievert (Sv) (TURNER, 1995). O fator de qualidade Q leva em conta que a radiação que produz maior número de ionização no tecido, por unidade de comprimento, causa maior dano biológico do que aquela que produz menor número de ionização por unidade de comprimento. No primeiro caso estão, por exemplo, partículas alfa, fragmentos de fissão, e, no segundo, raios X, raios gama e elétrons.

Kerma no ar: ou kerma no ar na superfície de entrada são grandezas recomendadas para o estabelecimento e para o uso de níveis de referência em

diagnóstico. O kerma no ar incidente é uma medida efetuada no ar, no ponto correspondente à pele do paciente e no centro do campo de radiação. Esta grandeza é determinada no “ar-livre”, isto é, na ausência do paciente ou “phantom”. O kerma no ar na superfície de entrada leva em consideração o efeito da radiação retroespalhada pela pele do paciente, dependendo, portanto, do conhecimento do fator de retroespalhamento e conseqüentemente, do tamanho do campo e da filtração do tubo de raios. A filtração do tubo pode ser calculada através da camada semi-redutora (CSR) e o fator de retroespalhamento depende, por sua vez, do espectro do feixe raios X, das dimensões do campo de radiação, da composição e da espessura do “phantom” ou do paciente.

A partir dos valores de kerma no ar incidentes e kerma no ar na superfície de entrada é possível estimar a dose nos órgãos ou a dose efetiva, que corresponde à dose equivalente em todos os tecidos específicos e órgãos do corpo. A dose no órgão é obtida pela soma, em cada órgão, de toda a energia depositada pela radiação primária e espalhada dividida pela massa do órgão.

No SI a unidade do kerma é o Gy, sendo definido como a soma de todas as energias cinéticas iniciais dos elétrons liberados pelos fótons em um volume de massa dado em J/Kg.

Atualmente, de acordo com a AIEA (2007) uma nova nomenclatura é adota para o Kerma no ar: ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada), medido na superfície do paciente na posição do feixe central, e podendo ser medido pelo uso de TLDs; INAK (Kerma-ar Incidente), o qual considera também o fator de espalhamento nas medidas.

2.8 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Um detector tem como objetivo medir as propriedades de um meio qualquer que se alteram quando ocorre interação com a radiação. E todos os

instrumentos devem ser calibrados adequadamente de acordo com as normas de proteção radiológica. Existem diversos tipos de detectores de radiação disponíveis para a dosimetria, no entanto serão discutidos neste texto apenas os instrumentos utilizados para este estudo, e os quais foram escolhidos em função do objeto simulador construído e das doses de radiação a serem conhecidas.

2.8.1 Câmara de Ionização

Trata-se de um dispositivo capaz de detectar a passagem de partículas ionizadas, medindo a carga total dos íons produzidos.

Na região de ionização o número de íons primários de qualquer sinal coletado é proporcional à energia depositada pela partícula no volume do detector (ERWIN, 2006).

O uso da câmara de ionização tem a vantagem de proporcionar uma medida exata e precisa; e costuma ser recomendada para a calibração do feixe de radiação.

Com a câmara de ionização é possível estimar a dose recebida pelo paciente, posicionando a câmara a uma distância conhecida do foco do tubo de raios X e simulando fatores técnicos. Isso possibilita estimar o kerma no ar no ponto correspondente à posição do paciente (EMAN, 2010).

2.8.2 Dosímetro Termoluminescente (TLD)

Segundo Tauhata et al. (2003), o volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esse ativadores que podem estar presentes em quantidades extremamente pequenas (da ordem de traço, por

exemplo), criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência. A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons, cede energia aos mesmos, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é submetido a um aquecimento os elétrons aprisionados nas armadilhas são liberados, fazendo com que percam a energia nos centros de luminescência. A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa da luz visível (da ordem de alguns eV). Quando aquecidos a uma alta temperatura esses dosímetros liberam elétrons e emitem luz, a qual pode ser mensurada fornecendo uma estimativa da dose de radiação recebida.

Os dosímetros podem ser constituídos de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio, sendo esses os mais utilizados, e apresentados aos pares. Trata-se de um material tecido equivalente, que os torna invisíveis nas radiografias não interferindo no diagnóstico clínico (EMAN, 2010).

3. METODOLOGIA E RESULTADOS

A metodologia aplicada neste estudo foi implementada após submissão e aprovação, e como parte, do projeto, intitulado “Análise Dosimétrica em Pediatria Neonatal”, pela Comissão de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, do Hospital Infantil Pequeno Príncipe (HIPP), via Plataforma Brasil (ANEXO). O desenvolvimento ocorreu em maior parte dentro da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe (HIPP) e a partir de estudos realizados anteriormente no mesmo setor (BUNICK, 2011). Os materiais e métodos explorados no estudo, assim como os respectivos resultados para cada etapa do processo executado, serão a seguir exibidos em tópicos que constituem o processo de construção do objeto simulador de um recém-nascido, como proposto neste trabalho, e a análise dosimétrica em pediatria neonatal, que intitula este texto, realizada a partir do objeto simulador construído.

Alguns testes preliminares foram necessários para que fosse possível selecionar os materiais e equipamentos que seriam utilizados no estudo apresentado. Os testes efetuados e os equipamentos utilizados serão descritos nos primeiros tópicos desta metodologia, seguidos da confecção do objeto simulador proposto e posterior descrição da avaliação dosimétrica realizada.

3.1 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X

3.1.1 Equipamento Portátil de Raios X da UTI Neonatal

As especificações do equipamento portátil de raios X (Figura 5) da UTI Neonatal são mostradas abaixo (Tabela 3).

Fabricante	Siemens
Modelo	Polymobil Plus
Tubo de raios X	Modelo nº 05605022
Colimador	Modelo nº 10130168

Tabela 3 – Características do equipamento portátil de raios X do HIPP.

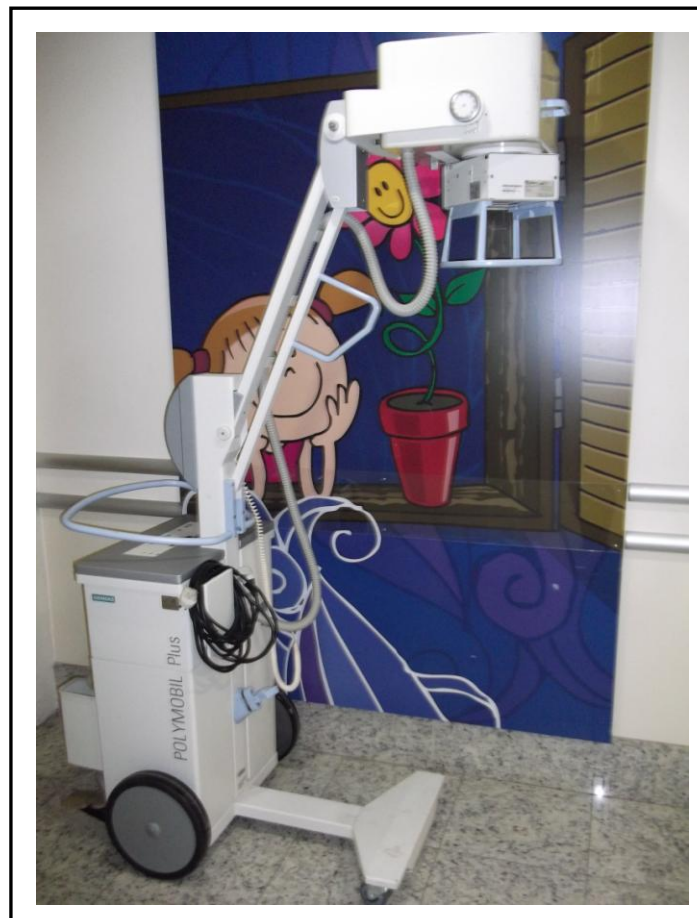


Figura 5 – Equipamento portátil de raios X do HIPP – Siemens Polymobil Plus.

3.1.1.1 Rendimento

O rendimento do equipamento portátil de raios X da UTI neonatal foi realizado com a finalidade de, mostrar que as respostas obtidas nos testes

realizados e na avaliação dosimétrica proposta, seriam equivalentes quando na dependência de dois equipamentos diferentes para a execução do trabalho.

O rendimento do aparelho móvel de raios X da UTI Neonatal foi obtido seguindo o protocolo da AIEA, sendo baseado no protocolo pediátrico. De acordo com o protocolo, seria necessária uma distância de 100cm, entre o foco e o detector de radiação, sendo aplicadas variações de energia entre 50 kVp e 90 kVp sob um tempo de exposição de 50ms e com uma corrente de 100mA. No entanto, devido a particularidades do equipamento, a distância utilizada entre o foco e o detector foi de 90 cm (valor máximo proporcionado pelo aparelho). Para cada uma das técnicas aplicadas foram realizadas 3 exposições e, conseqüentemente, foram obtidos seus respectivos valores de dose de exposição (Tabela 4). Vale informar, que o modelo de câmara de ionização utilizado fornece as medidas com os valores de temperatura e pressão já corrigidos.

Rendimento do Aparelho de Raios X do HIPP						
kVp	mAs	Leitura (mGy)				Rendimento Y (mGy/mAs) a 1 m
		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	
50	5	0,145	0,146	0,146	0,145	23.560+/-0.071
60	5	0,228	0,227	0,227	0,228	36.855+/-0.071
70	5	0,319	0,319	0,319	0,319	51.619+/-0.023
81	5	0,425	0,426	0,426	0,425	68.926+/-0.071
90	5	0,528	0,528	0,528	0,528	85.477+/-0.023

Tabela 4 – Rendimento do equipamento portátil de raios X do HIPP.

Os valores de kVp utilizados diferem um pouco dos valores utilizados para o rendimento do aparelho da UTFPR, como será observado a seguir . Tal diferença se deve a condições inerentes ao próprio aparelho.

Ainda seguindo o protocolo para o rendimento, foi realizado o teste quanto à avaliação do rendimento de acordo com a variação da corrente aplicada quando submetidas a um valor fixo de kVp (Tabela 5).

Para a variação do rendimento do equipamento móvel, a condição de variação do kVp, e também do mAs, permaneceram por fatores inerentes ao próprio aparelho.

Variação do Rendimento com a Corrente						
kVp	mAs	Leitura (mGy)				Rendimento Y (mGy/mAs) a 1 m
		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	
81	5	0,425	0,425	0,425	0,425	68.791+/-0.023
81	10	0,844	0,842	0,842	0,843	68.243+/-0.023
81	16	1,345	1,344	1,344	1,344	68.057+/-0.022
81	20	1,678	1,679	1,680	1,679	68.000+/-0.031

Tabela 5 – Variação do rendimento com a corrente do equipamento portátil de raios X do HIPP.

3.1.2 Equipamento de Raios X da UTFPR

As especificações do equipamento de raios X (Figura 6) da UTFPR são mostradas abaixo (Tabela 6).

Fabricante	Ray Tec
Tubo de raios X	X US 30/50 – Série RT00741-A
Colimador	CML/24V – Série RT00726

Tabela 6 – Características do equipamento de raios X da UTFPR.

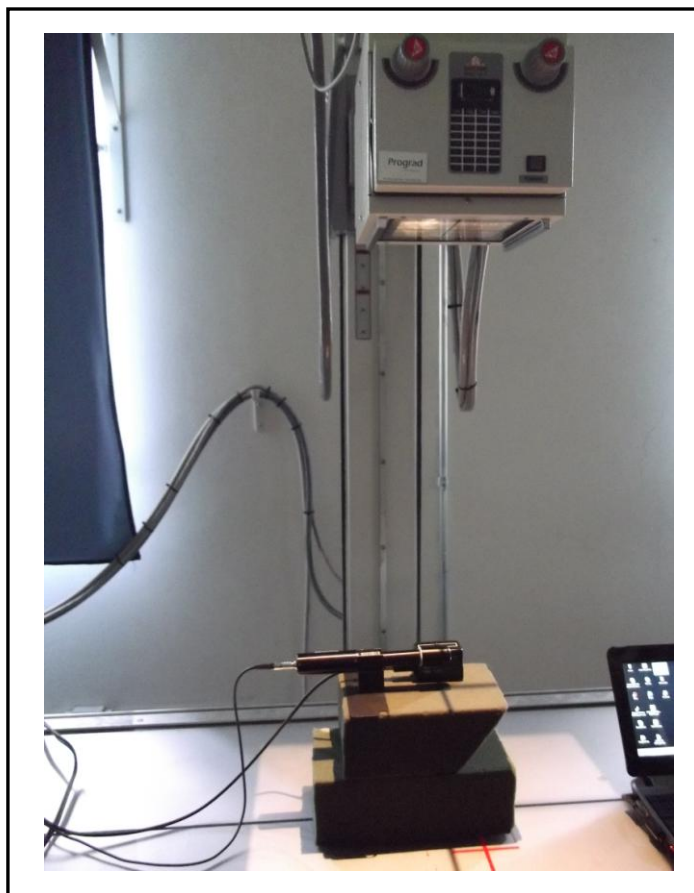


Figura 6 – Equipamento de raios X da UTFPR, durante os testes de rendimento.

3.1.2.1 Rendimento

Com a finalidade de avaliar se o uso deste equipamento seria possível para a realização de testes com alguns materiais utilizados e das câmaras de ionização utilizadas no estudo, foi realizado o rendimento do equipamento em questão.

O rendimento do aparelho de raios X da UTFPR (Figura 6) foi realizado seguindo o protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). A obtenção das medidas foi baseada no protocolo pediátrico, já que tratamos aqui de técnicas radiográficas utilizadas em exames pediátricos. De acordo com o protocolo, para uma distância de 100cm, entre o foco e o detector de radiação, são aplicadas variações de energia entre 50 kVp e 90 kVp sob um tempo de exposição de 50ms e com uma corrente de 100mA. Para cada uma

das técnicas aplicadas foram realizadas 3 exposições e, conseqüentemente, foram obtidos seus respectivos valores de dose de exposição (Tabela 7).

Rendimento do Aparelho de Raios X da UTFPR						
kVp	mAs	Leitura (mGy)				Rendimento Y (mGy/mAs) a 1 m
		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	
50	5	0,096	0,096	0,112	0,101	12.87+/-0.89
60	5	0,152	0,163	0,163	0,159	20.24+/-0.61
70	5	0,233	0,233	0,228	0,231	29.38+/-0.28
80	5	0,323	0,326	0,324	0,324	41.19+/-0.15
90	5	0,445	0,451	0,422	0,439	55.8+/-1.5

Tabela 7 – Rendimento do equipamento de raios X da UTFPR.

O teste quanto a variação do rendimento também foi realizado no equipamento móvel. Este teste, conforme informado anteriormente, ocorre de acordo com a variação da corrente aplicada quando submetida a um valor fixo de kVp (Tabela 8).

Varição do Rendimento com a Corrente						
kVp	mAs	Leitura (mGy)				Rendimento Y (mGy/mAs) a 1 m
		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	
80	5	0,328	0,312	0,336	0,325	41.3+/-1.2
80	10	0,631	0,649	0,652	0,644	40.90+/-0.55
80	15	0,946	0,998	0,980	0,975	41.26+/-0.85
80	20	1,283	1,284	1,290	1,286	40.822+/-0.092

Tabela 8 – Variação do rendimento com a corrente, do equipamento de raios X da UTFPR.

3.1.3 Resultados dos Rendimentos

O gráfico 1 mostra a curva de rendimento para o equipamento de raios X do HIPP, quando são variadas as correntes aplicadas ao tubo de raios X.

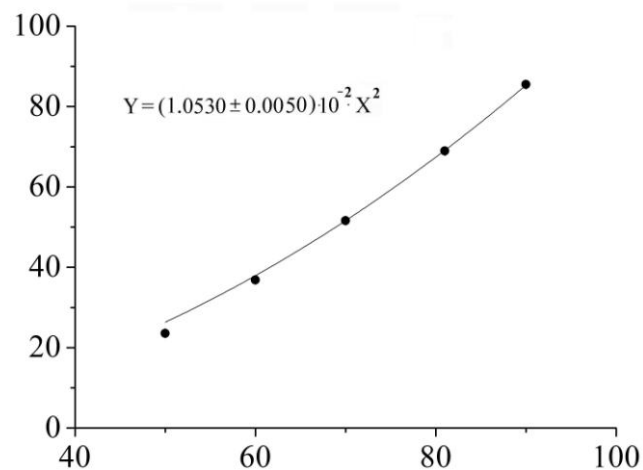


Gráfico 1 – Curva de rendimento do equipamento de raios X do HIPP.

O gráfico 2 mostra a curva de rendimento para o equipamento de raios X da UTFPR, quando são variadas as correntes aplicadas ao tubo de raios X.

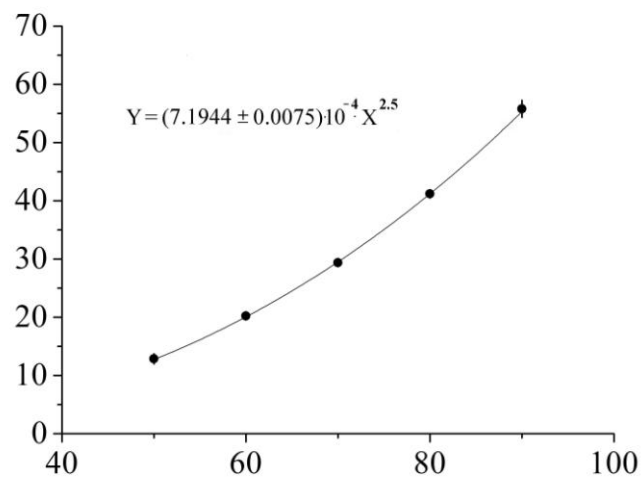


Gráfico 2 – Curva de rendimento do equipamento de raios X da UTFPR.

O resultado do rendimento do erro é igual a aproximadamente 0,1% para ambos os equipamentos de raios X utilizados no estudo. Sendo que o erro sistemático dado por erro de calibração da câmara é igual a 4%.

3.2 DESCRIÇÃO DA CALIBRAÇÃO DOS TLDs

Inicialmente, para que a leitura correta dos TLDs, irradiados no experimento proposto neste trabalho, pudesse ser obtida, foi necessário fazer a calibração dos dosímetros para que os mesmos pudessem ser utilizados.

A calibração dos dosímetros foi feita através do uso do aparelho de raios-X móvel utilizado na UTI neonatal, juntamente com a câmara de ionização. Inicialmente, um TLD foi posicionado ao lado do eletrômetro de radiodiagnóstico – modelo 10X6-6 –, próximo à região de maior sensibilidade do equipamento. Foram realizadas 3 exposições para cada TLD (Tabelas 9 e 10) sob as seguintes técnicas de exposição: fixados 50 kV para todas as medidas, sendo variado apenas o valor do mAs. Todo arranjo (Figura 7) foi posicionado perpendicularmente ao campo, com o feixe do raio central incidindo perpendicularmente em ambos (Figura 8).

CALIBRAÇÃO DOS TLDs									
Técnica Aplicada		Câmara de Ionização				TLDs			
kVp	mAs	Leitura (micro-Gray)				Leitura			
		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média	TLD 1	TLD 2	Média TLD	TLD - Branco
50	1	28,2	28,4	28,7	28,43	561,78	564,22	563	427,89
	1,6	44,4	44,1	44,5	44,3	765,44	773	769,22	634,11
	2	54,8	55,1	55,1	55	910,67	912,89	911,78	776,67
	2,5	68,6	68,5	68,6	68,57	1079,56	1145,22	1112,39	977,28
	5	135,9	136	135,7	135,87	2052,89	2055,39	2054,14	1919,03
	16	431,8	432,7	432	432,17	5479,22	6293,33	5886,275	5751,165
	20	539,2	539,2	538,5	538,97	7219,11	5566	6392,555	6257,445

Tabela 9 – Respostas obtidas para a calibração dos TLDs.

CALIBRAÇÃO DOS TLDs						
Leitura				Erro		
TLD 1	TLD 2	Média TLD	TLD - Branco	Erro Leitura	Médio	Erro TLD
561,78	564,22	563	427,89	0,19	1,1	13
765,44	773	769,22	634,11	0,16	1,8	15
910,67	912,89	911,78	776,67	0,13	2,2	13
1079,56	1145,22	1112,39	977,28	0,044	2,7	62
2052,89	2055,39	2054,14	1919,03	0,12	5,4	13
5479,22	6293,33	5886,275	5751,165	0,36	17,3	748
7219,11	5566	6392,555	6257,445	0,31	21,6	1518

Tabela 10 – Respostivos erros para as respostas obtidas na calibração dos TLDs.

A partir da leitura dos valores obtidos pela câmara de ionização e dos valores lidos nos TLDs, serão obtidos os resultados dos TLDs expostos, os quais resultarão nos valores de dose procurados.

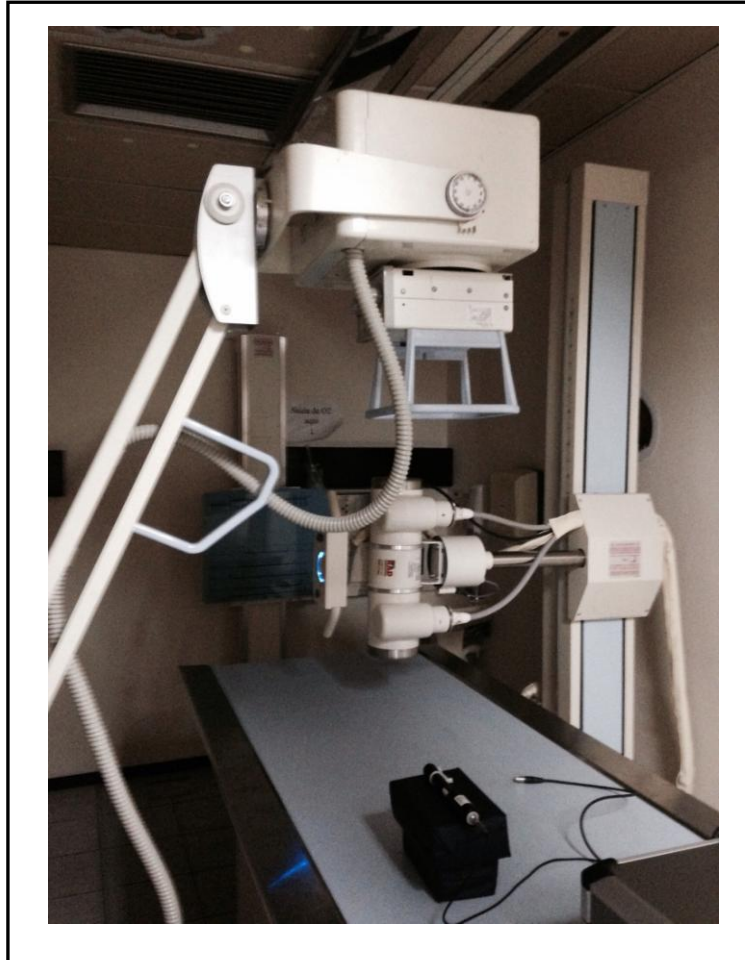


Figura 7 – Arranjo montado para a calibração dos TLDs.

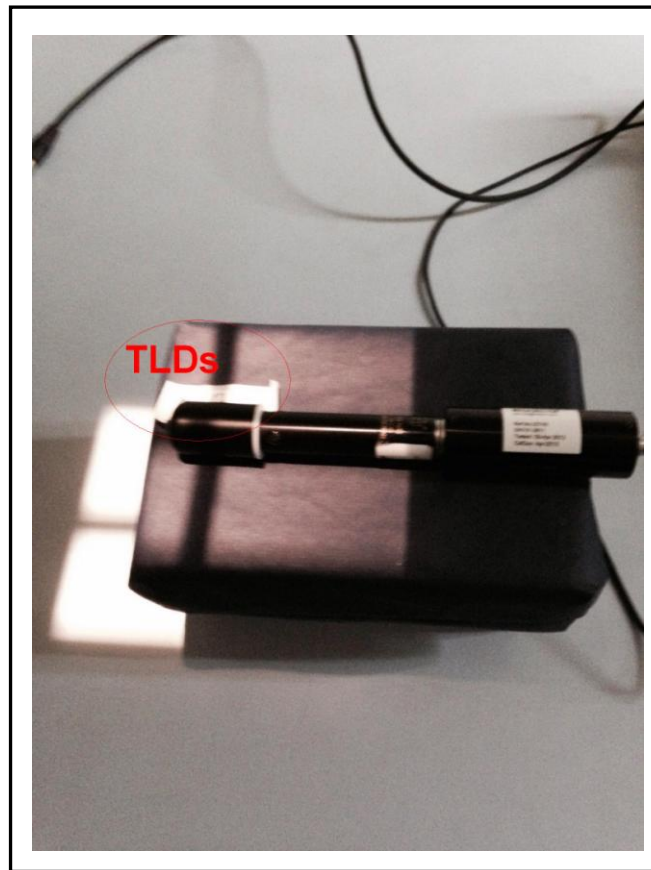


Figura 8 – TLDs posicionados ao lado da câmara de ionização, no processo de calibração.

3.2.1 Resultados da Calibração dos TLDs

Após a exposição dos dosímetros para a calibração e posterior cálculo da dose absorvida nas regiões de tórax, gônadas e tireóide, o gráfico 3 registra a curva de calibração dos TLDs dada pela dose de exposição em micro-gray em função da leitura dos TLDs.

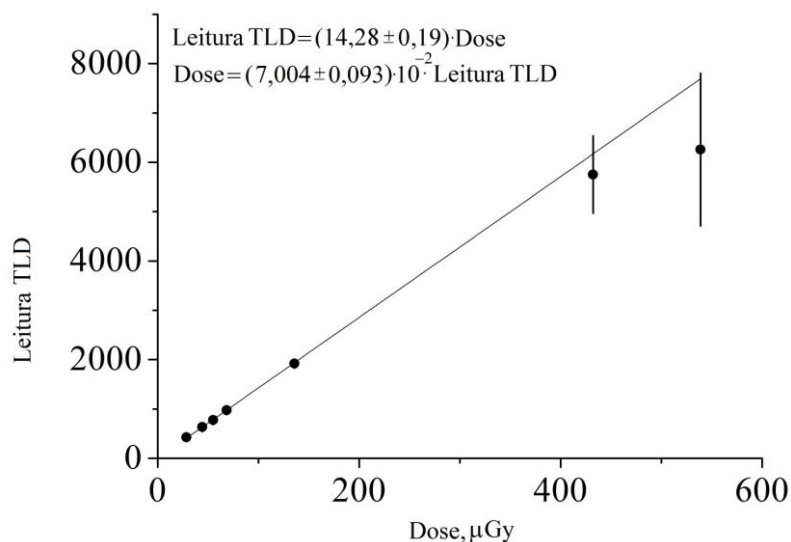


Gráfico 3 – Resultado da calibração dos TLDs.

Após a calibração o TLD pode ser utilizado para a realização das medidas de dose pretendidas e o erro é de aproximadamente 0,19/14,28.

3.3 TESTES PRELIMINARES

3.3.1 Teste da Câmara de Ionização para Tomografia

Com a finalidade de utilizar a câmara de ionização que melhor se adaptasse a estrutura do objeto simulador proposto, foram testados dois diferentes tipos de câmara de ionização visando resultados que possibilitassem a utilização de uma ou de outra sem que ocorresse a perda de confiabilidade nos resultados a serem apresentados.

Para testar a resposta de cada câmara de ionização para a faixa de energia utilizada na pesquisa, foram consideradas as técnicas radiográficas mais utilizadas nos exames de radiografia torácica, dentro do setor em estudo, juntamente com a variação de distâncias indicadas por BUNICK (2011). A opção por utilizar tais valores deve-se ao fato de que se tratam de técnicas aplicadas a recém-nascidos, sendo, portanto baseadas em uma baixa faixa de

energia, o que é uma característica do tipo de radiação em que se baseia este estudo, a radiação X. Os valores das técnicas e variações de distância são exibidos na tabela 11, com suas respectivas leituras, onde D_{FoDe} é a distância foco-detector considerada.

Resposta obtida com a Câmara de Ionização para Tomografia							
kV	mAs	DFoDe (cm)	Leitura (mGy)			Média (mGy)	Média+/-Erro
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
55	2,5	40	0,148	0,149	0,148	0,148	0.14833+/-0.00044
55	2,5	60	0,063	0,061	0,061	0,062	0.06167+/-0.00088
55	2,5	80	0,036	0,041	0,042	0,040	0.0397+/-0.0024
55	2,5	90	0,027	0,028	0,027	0,027	0.02733+/-0.00044
kV	mAs	DFoDe (cm)	Leitura (mGy)			Média (mGy)	Média+/-Erro
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
48	1,6	40	0,062	0,063	0,063	0,063	0.06267+/-0.00044
48	1,6	60	0,028	0,029	0,029	0,029	0.02867+/-0.00044
48	1,6	80	0,019	0,016	0,015	0,017	0.01667+/-0.00033
48	1,6	90	0,012	0,012	0,012	0,012	0.01200+/-0.00033

Tabela 11 – Respostas obtidas a partir dos testes com a câmara de ionização para tomografia.

3.3.2 Teste da Câmara de Ionização para Radiodiagnóstico

O mesmo procedimento utilizado para testar a câmara de ionização para tomografia foi seguido para o teste da câmara de ionização para radiodiagnóstico. Os resultados obtidos são mostrados na tabela 12.

Resposta obtida com a Câmara de Ionização para Radiodiagnóstico							
kV	mAs	DFoDe (cm)	Leitura (mGy)			Média (mGy)	Média+/-Erro
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
55	2,5	40	0,153	0,154	0,152	0,153	0.15300+/-0.00076
55	2,5	60	0,067	0,07	0,069	0,069	0.0687+/-0.0012
55	2,5	80	0,036	0,038	0,037	0,037	0.03700+/-0.00076
55	2,5	90	0,029	0,035	0,028	0,031	0.0307+/-0.0029
kV	mAs	DFoDe (cm)	Leitura (mGy)			Média (mGy)	Média+/-Erro
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
48	1,6	40	0,06	0,061	0,063	0,061	0.0613+/-0.0012
48	1,6	60	0,026	0,032	0,025	0,028	0.0277+/-0.0029
48	1,6	80	0,015	0,015	0,015	0,015	0.01500+/-0.00033
48	1,6	90	0,012	0,012	0,012	0,012	0.01200+/-0.00033

Tabela 12 – Respostas obtidas a partir dos testes com a câmara de ionização para radiodiagnóstico.

3.3.3 Resultados dos Testes

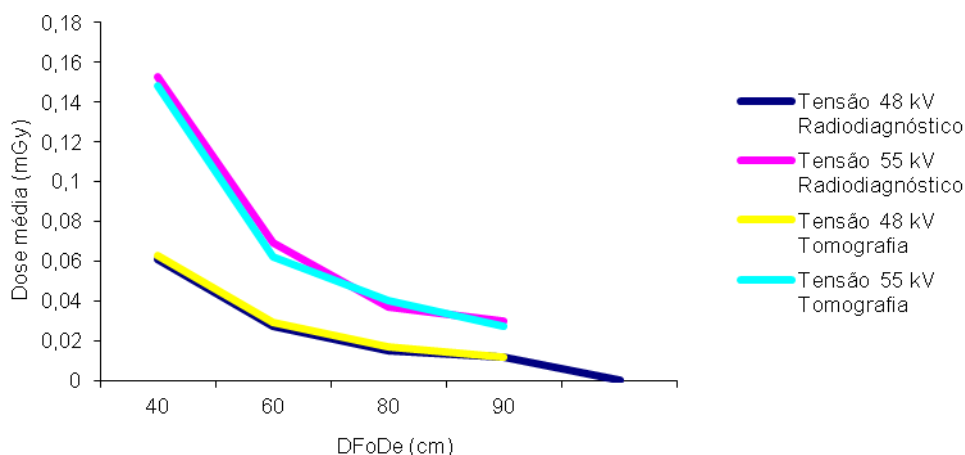


Gráfico 4 – Curva de respostas das câmaras de ionização de tomografia e radiodiagnóstico.

Os resultados dos testes do erro é igual a aproximadamente 0,1% para ambos os tipos de câmara de ionização utilizados no estudo.

3.3.4 Testes do Tubo de Nylon com Câmara de Ionização

O objetivo deste teste foi mostrar que o uso do tubo de nylon, para proteção da câmara de ionização a ser utilizada na construção do objeto simulador, não causaria prejuízos às medidas a serem realizadas. Para o teste, foram feitas medidas para visualização das respostas da câmara de ionização, coberta com um tubo de nylon e sem o tubo de nylon. A irradiação do equipamento ocorreu através de feixes de energia do cobalto, por meio de um equipamento de telecobaltoterapia, Theratron 780C (Figura 7). A câmara de ionização utilizada para o registro das medidas é a Farmer Type Chamber A1 (Figura 10) e trata-se de um equipamento específico para o uso em radioterapia. Durante os testes, a câmara de ionização permaneceu imersa em um phantom preenchido por água. A figura 9 também ilustra o phantom, o qual é utilizado para testes no setor de radioterapia do Hospital Erasto Gaertner, local em que os referidos testes foram efetuados.



Figura 9 – Equipamento de telecobaltoterapia - Theratron 780C.

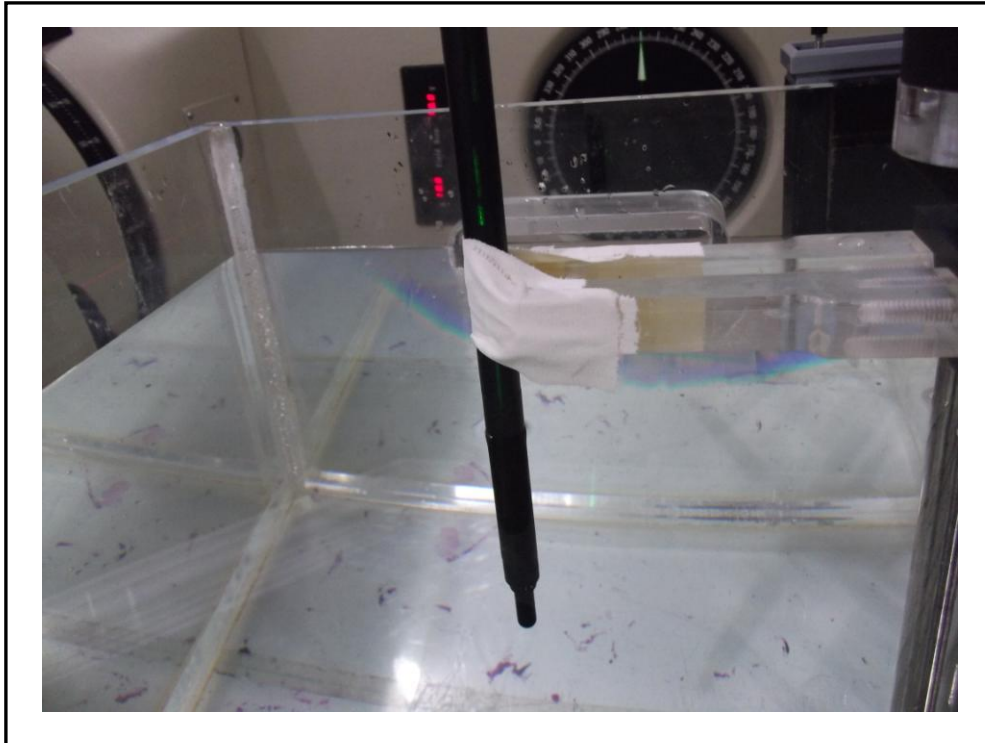


Figura 10 – Câmara de ionização Farmer Type Chamber A12.

Em ambos os testes, as medidas foram efetuadas na faixa de energia de 1,25 MeV, com a região de maior sensibilidade da câmara de ionização posicionada na profundidade de 10cm, D_{F0De} de 80cm e tempo de exposição igual a 60 segundos.

3.3.4.1 Medidas com o Tubo de Nylon

Os resultados obtidos após a exposição da câmara de ionização, coberto com o tubo de nylon, são mostrados na tabela 13.

Resposta da Câmara de Ionização coberta com Nylon				
Leitura (nC)				Média +/- Erro (nC)
Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Leitura 4	
7,085	7,084	7,085	7,086	7.08500+/-0.00049

Tabela 13 – Respostas obtidas após a exposição da câmara de ionização coberta com o tubo de nylon.

O arranjo montado para a realização das exposições e consequentes medidas é mostrado na figura 11.

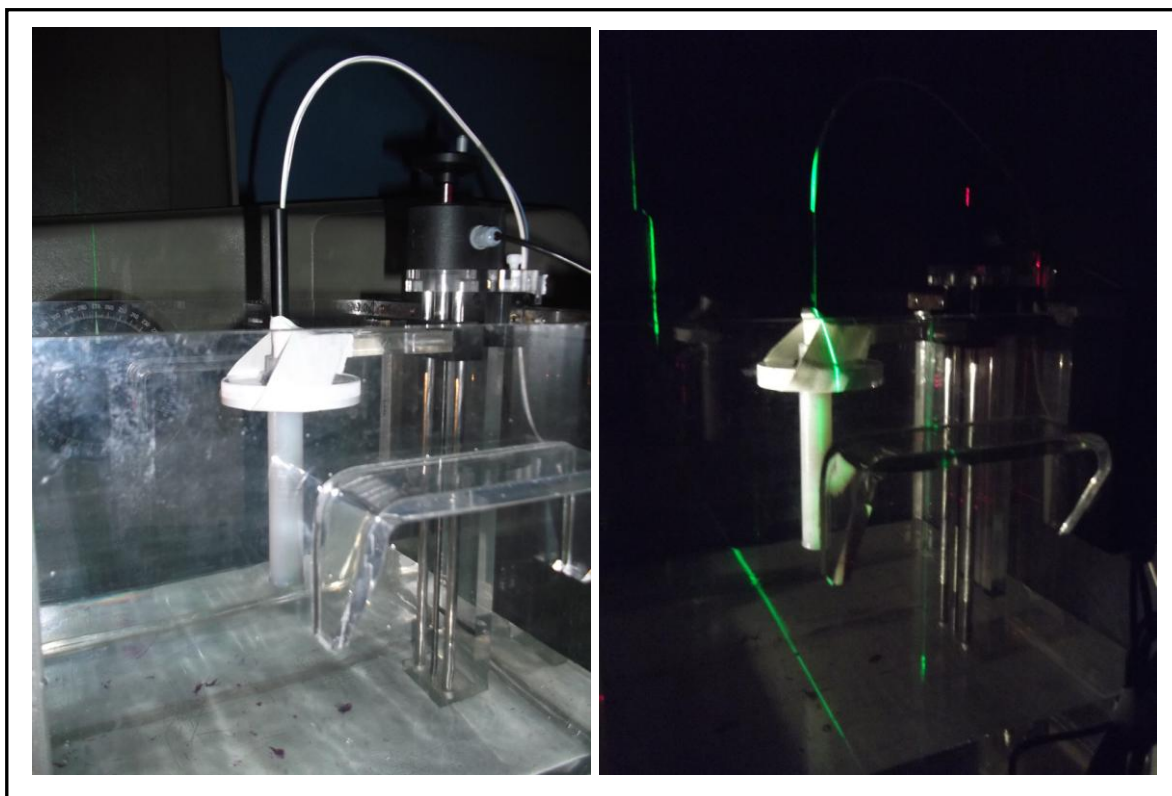


Figura 11 – Arranjo montado para a realização dos testes com o tubo de nylon.

3.3.4.2 Medidas sem o Tubo de Nylon

Os resultados obtidos, após a exposição da câmara de ionização sem o tubo de nylon, são mostrados na tabela 14.

Resposta da Câmara de Ionização sem Nylon				
Leitura (nC)				Média +/- Erro (nC)
Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Leitura 4	
7,038	7,037	7,038	7,038	7.03775+/-0.00030

Tabela 14 – Respostas obtidas após a exposição da câmara de ionização sem o tubo de nylon.

O arranjo montado para a realização das exposições e consequentes medidas é mostrado na figura 12.

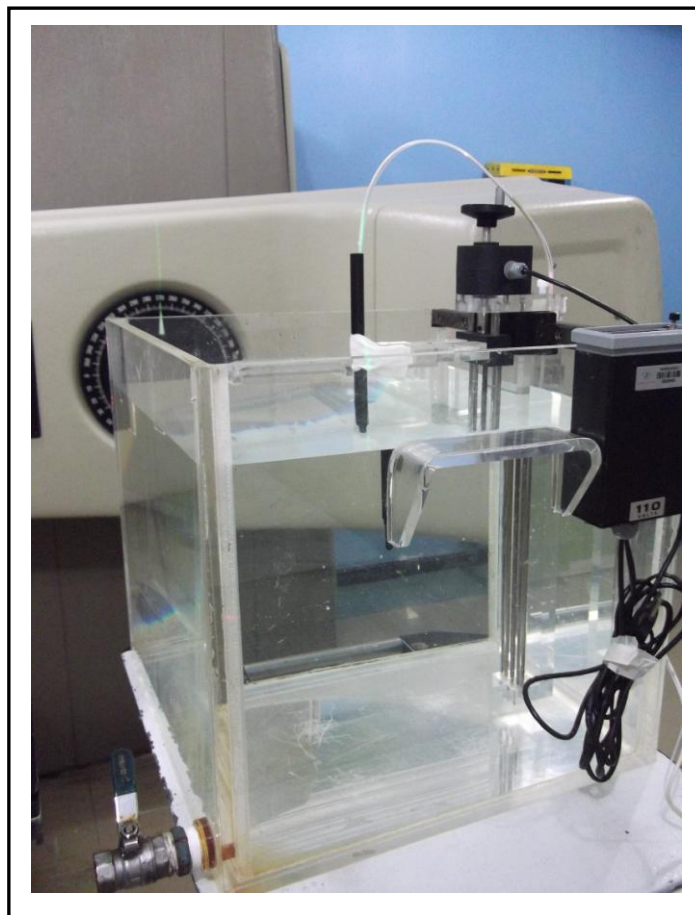


Figura 12 – Arranjo montado para a realização dos testes sem o tubo de nylon.

3.3.4.3 Resultados dos Testes do Tubo de Nylon com Câmara de Ionização

As medidas mostram que a resposta obtida pela câmara de ionização, coberta com o tubo de nylon ou livre do tubo de nylon, constituem uma relação da média dos resultados registrados inferior a 1% (Tabela 15).

Resumo da Resposta da Câmara de Ionização	
Condição	Leitura média (nC)
Com Tubo de Nylon	7,085
Sem Tubo de Nylon	7,038

Tabela 15 – Resumo da resposta da câmara de ionização com e sem o tubo de nylon.

3.3.5 Testes dos Materiais Usados para Preenchimento do Objeto Simulador

Para a realização das medidas no ambiente pretendido, surgiu um pequeno problema a ser resolvido quanto à segurança no local, no que diz respeito ao cuidado com os equipamentos e aparelhos alojados no setor. Por esse motivo, usar a água como preenchimento do objeto simulador poderia, eventualmente, ser um transtorno para a pesquisa, já que qualquer vazamento poderia causar danos à unidade. Então, foi necessário buscar outro material de satisfizesse a qualidade pretendida na pesquisa, substituindo a água por outro material com a finalidade de reduzir a possibilidade desses danos. A descrição do processo é feita no apêndice, ao final do texto. No entanto, mesmo após a execução dos inúmeros testes, o material de preenchimento selecionado para a utilização no trabalho, foi a substância água.

3.4 CONSTRUÇÃO DO OBJETO SIMULADOR DE UM RECÉM-NASCIDO

Para a construção do objeto simulador de um recém-nascido proposto, foi utilizada uma boneca de plástico, a qual possui medidas (Tabela 16) que se aproximam das medidas reais de recém-nascidos, particularmente prematuros, principal objeto de estudo deste trabalho.

Anatomia	Medida
Comprimento	33,5cm
Perímetro Cefálico	26,5cm
Perímetro Torácico	22,0cm

Tabela 16 – Medidas anatômicas da boneca.

A seleção dos materiais para a adaptação foi descrita nos itens anteriores. Agora o texto focará na confecção do objeto simulador.

Para a inserção da câmara de ionização foi necessário realizar uma perfuração e a adaptação de uma proteção para o eletrômetro dentro do objeto simulador (Figuras 13 e 14). Uma vez decidido o material de preenchimento a boneca foi devidamente preenchida. E como o foco do trabalho são as radiografias torácicas em recém-nascidos, foi simulada a região pulmonar através de bexigas levemente preenchidas com ar, com a finalidade de considerar as diferenças de tecido na região e possíveis fatores de espalhamento (Figura 15). As bexigas foram fixadas no tubo de proteção da câmara de ionização.

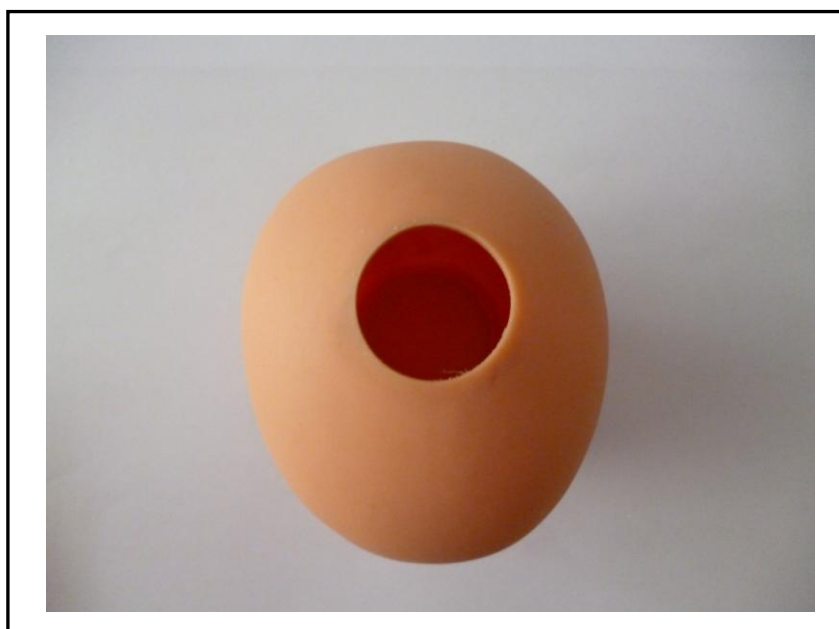


Figura 13 – Recorte para a inserção do tubo de proteção.



Figura 14– Tubo de proteção inserido no objeto simulador de um recém-nascido.



Figura 15 – Ilustração da região pulmonar simulada.

3.4.1 Confeção do Tubo de Proteção para a Câmara de Ionização

Como a câmara de ionização utilizada neste trabalho não é impermeável, foi necessário o desenvolvimento de um tubo para a sua

proteção. Alguns empecilhos surgiram quanto ao modelo da câmara de ionização a ser utilizada.

3.4.1.1 Tubo de PVC (Policloreto de Vinil)

O primeiro tubo a ser confeccionado foi um tubo de PVC (densidade = $1,40 \text{ g/cm}^3$), adaptado para a câmara de ionização de radiodiagnóstico. No entanto, devido ao maior diâmetro externo desta câmara de ionização, foi necessário fazer alguns testes com as câmaras de ionização, de radiodiagnóstico e de tomografia, esta com menor diâmetro externo, com a finalidade de descartar a câmara de ionização maior que ocuparia muito espaço na região onde seriam realizadas as medidas no objeto simulador.

A confecção do tubo de PVC resultou em uma estrutura (Figura 16), cujo diâmetro externo é de 3,2cm e o diâmetro interno de 2,7cm, sendo o comprimento de aproximadamente 17cm. Estas foram as medidas utilizadas para a inserção da câmara de ionização de radiodiagnóstico.

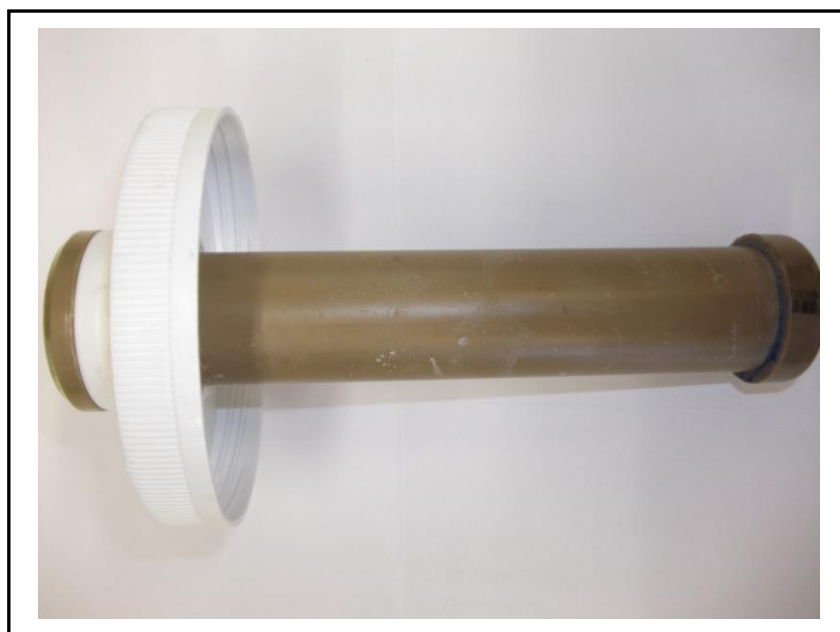


Figura 16 – Construção do tubo de proteção em PVC.

3.4.1.2 Tubo de Nylon

O nylon (densidade = $1,14 \text{ g/cm}^3$) é um material que pode ser adquirido em forma de barras sólidas. Em função disso, foi necessário fazer a usinagem da barra, o que demanda um processo mecânico feito nas oficinas de engenharia mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. A configuração final da peça é mostrada na figura 18, bem como sua montagem interna ao objeto simulador, figura 19. No entanto, para fins de testes, uma peça mais simples foi montada (Figura 17), com diâmetro interno de 1,9cm de e comprimento de 17cm. A estrutura final, um pouco mais elaborada, é composta por diâmetro interno de 10mm com extensão de 11cm e diâmetro interno de 12mm e extensão de 13,4cm, e comprimento 24,4cm.

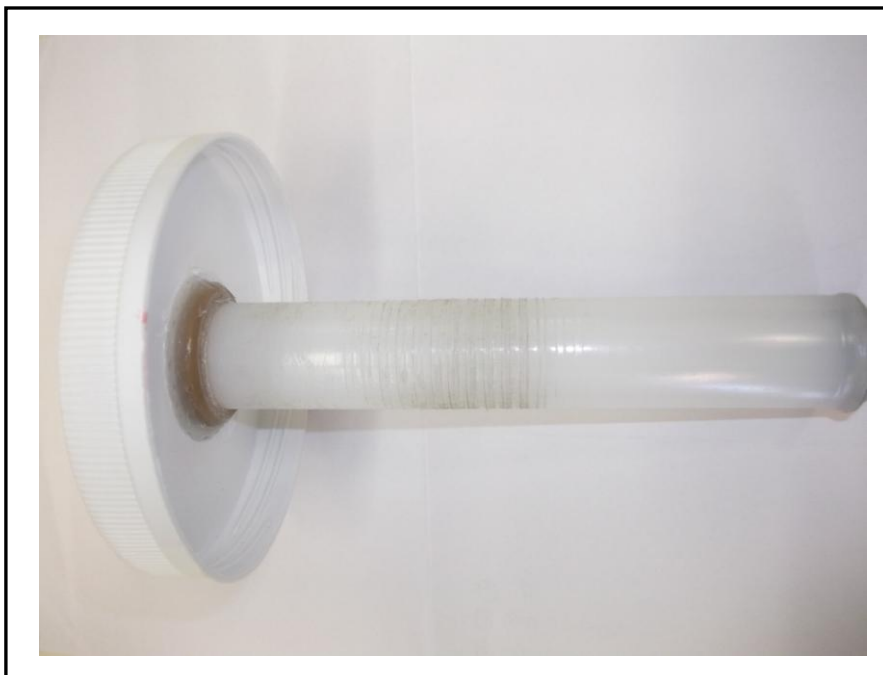


Figura 17 – Peça de nylon montada e utilizada para os testes iniciais.



Figura 18 – Estrutura final do tubo de nylon confeccionado.



Figura 19 – Montagem interna do tubo de nylon no objeto simulador de um recém-nascido.

3.4.2 Recorte do Objeto Simulador de um Recém-Nascido

Foram necessárias algumas perfurações na parte interna dos braços, pescoço e pernas da boneca, porque originalmente eles eram fechados, para

que tanto braços como pernas pudessem ser igualmente preenchidos com o material simulador de tecido mole (Figura 20).



Figura 20 – Sequência de recorte realizada na montagem do objeto simulador.

3.4.3 Posicionamento do Material Simulador do Tecido Pulmonar

Para simular a região e tecido pulmonar do objeto simulador de um recém-nascido, bexigas foram dispostas na região torácica da boneca. Portanto, encontram-se na região interna da boneca, e imersas no material de preenchimento do objeto (Figura 21).

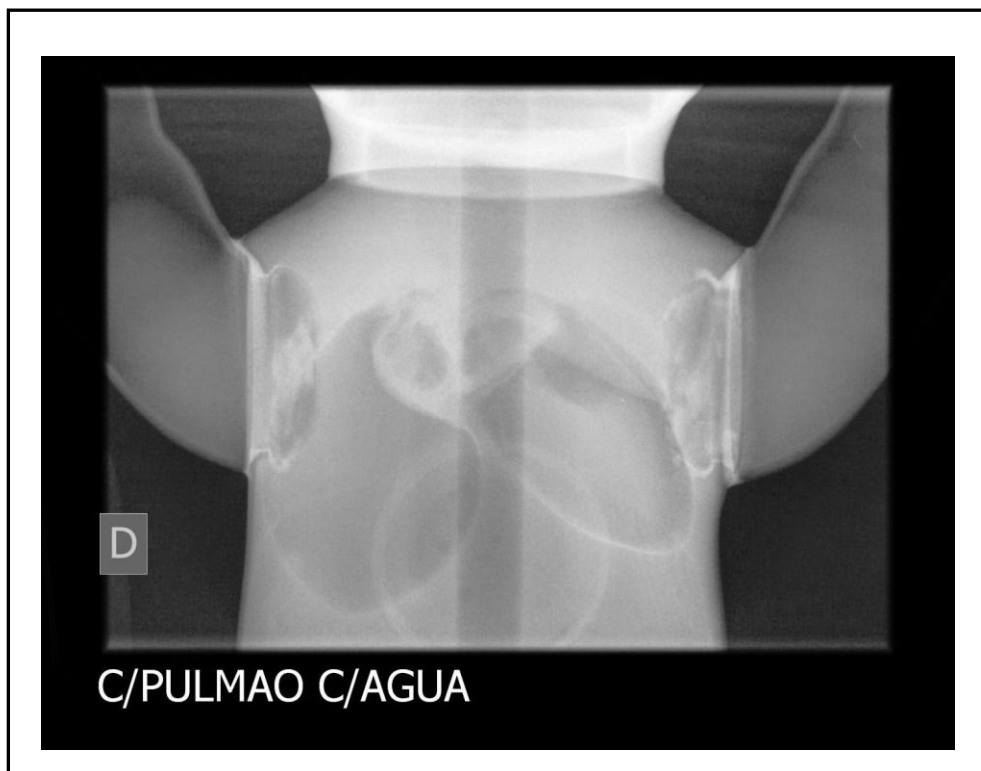


Figura 21 – Imagem radiográfica ilustrando o posicionamento do material que simula o tecido pulmonar no objeto simulador de um recém-nascido.

3.4.4 Selagem das Extremidades do Objeto Simulador

Como o objeto simulador consiste de uma boneca de plástico, foi necessário realizar a selagem das extremidades do corpo da boneca a fim de evitar o vazamento do material de preenchimento utilizado. Obviamente o vazamento do material dificultaria as medidas, além de contribuir para possíveis danos causados no setor em estudo. Vários materiais foram testados para a selagem, e entre eles encontram-se o silicone comum, silicone gel, cola para plástico e uma massa adesiva comumente utilizada para a realização de colagens em piscinas. A dificuldade encontrada para a seleção do material de selagem se deve principalmente pela baixa qualidade do material da boneca, mas que se mostrou como sendo o material mais adequado para este experimento. Não entraremos em detalhes, quanto às especificações do produto utilizado para fechar as extremidades da boneca. Neste momento, basta tomar conhecimento que se trata de uma massa adesiva comumente

utilizada para manutenções em piscinas, reparos em grandes escalas, troca de azulejos e etc.

Quanto à fixação do tubo na cabeça da boneca, o uso do silicone em gel foi o suficiente e proporcionou um resultado satisfatório (Figura 22).



Figura 22 – Tubo de nylon fixado na cabeça do objeto simulador de um recém-nascido.

3.4.5 Preenchimento do Objeto Simulador

Após alguns testes, já discutidos, que tiveram como objetivo tentar encontrar algum material que fosse capaz de substituir a água no preenchimento da boneca, a melhor substância considerada por motivos físicos como resposta a radiação e constituição tecido equivalente, continuou sendo a substância água. O maior problema em utilizar a água, e que levou a pesquisa à procura de outras substâncias que pudessem substituí-las, é o fato de que ela proporcionaria um maior risco ao vazamento e possíveis danos tanto à pesquisa quanto ao ambiente em estudo devido à grande gama de aparelhos que compõem o setor, o que torna todo cuidado tomado ainda pouco. A figura

23 ilustra o objeto simulador de um recém-nascido já preenchido e como foi utilizado para a realização das medidas.



Figura 23 – Objeto simulador preenchido com água.

3.4.6 Lacre do Objeto Simulador

Devido ao modelo de boneca utilizado na pesquisa, foi necessário lacrar a região de simulação do tórax do objeto simulador. O procedimento foi realizado através uma selagem adaptada (Figura 24). A selagem é constituída de uma simples “tampa” confeccionada a partir do aparelho de som original da boneca e associado a uma parte do próprio plástico que a constitui, sendo este recortado de um modelo desprezado durante a pesquisa.

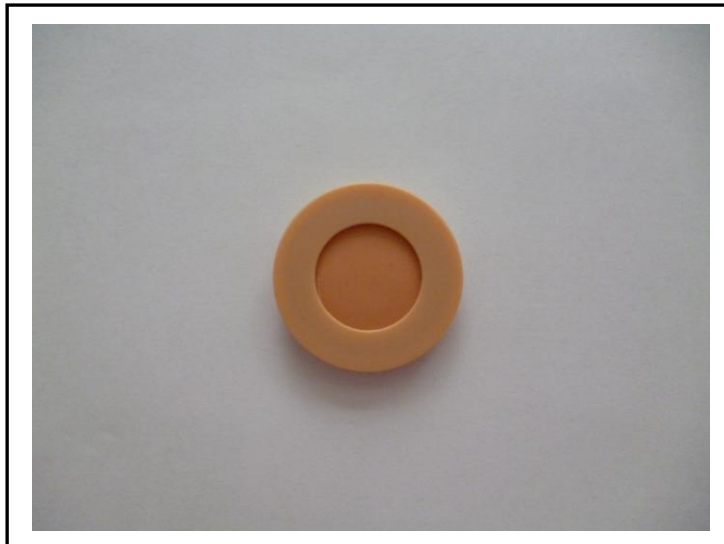


Figura 24 – Tampa adaptada para lacrar o objeto simulador de um recém-nascido.

3.4.7 Estrutura Final do Objeto Simulador de um Recém-Nascido

Este item tem como objetivo, unicamente mostrar a imagem final do objeto simulador utilizado para as medidas realizadas dentro da UTI Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe. As figuras 25 e 26 ilustram o objeto confeccionado, além da imagem radiográfica finalizada.



Figura 25 – Objeto simulador de um recém-nascido.

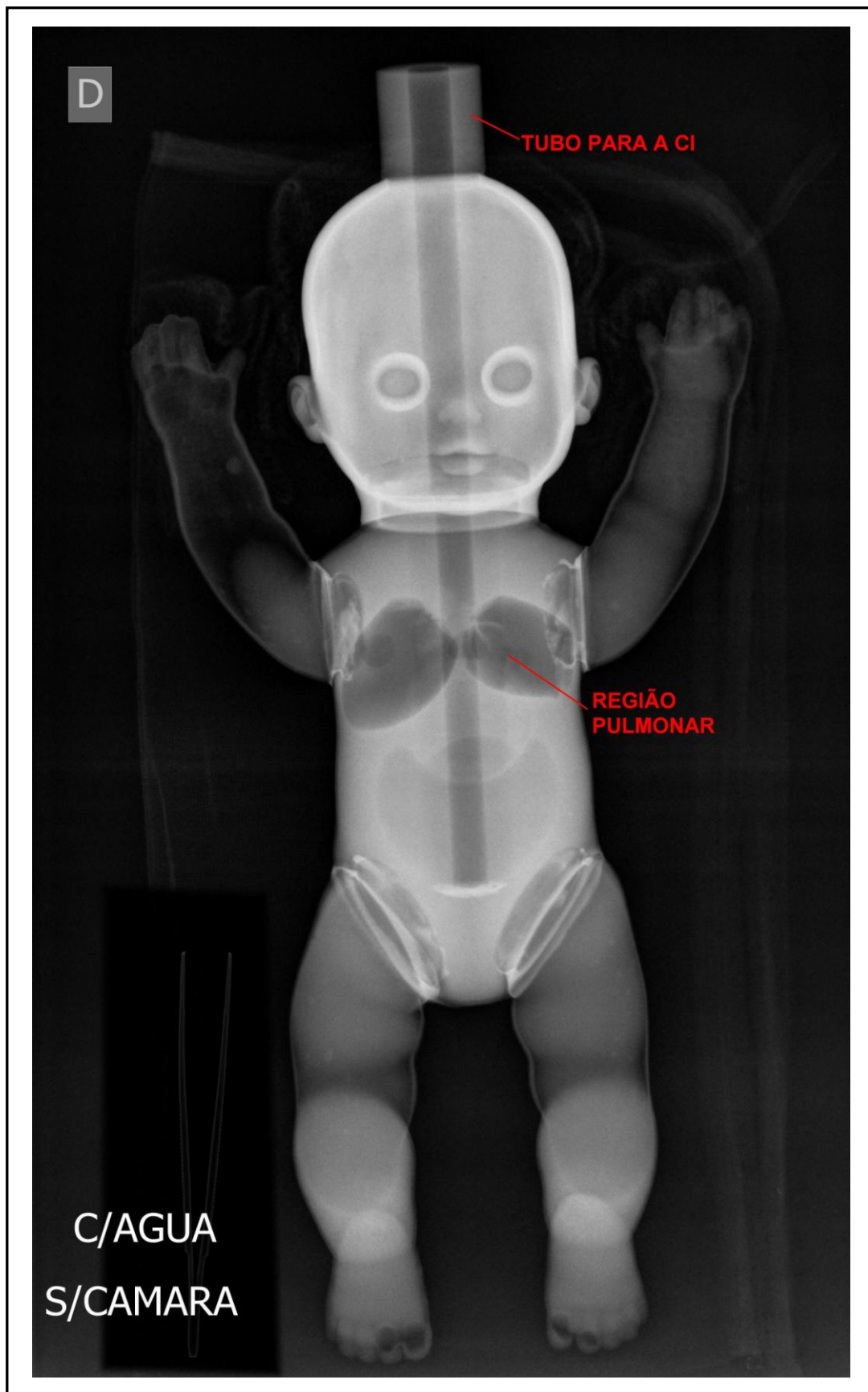


Figura 26 – Imagem radiográfica do objeto simulador de um recém-nascido preenchido com água.

É possível visualizar na figura 24, o posicionamento do tubo de nylon, conforme requerido neste estudo para a realização das medidas pretendidas, além da região pulmonar simulada. Devido a irregularidades da boneca utilizada na confecção do objeto simulador, nem todas as áreas do corpo, particularmente membros superiores, foram igualmente preenchidas com água. Um pequeno espaço de ar pode ser visto na região abdominal do objeto simulador, que também ocorre devido a fatores inerentes à estrutura primária da boneca utilizada.

3.5 SIMULAÇÃO DE EXPOSIÇÕES DENTRO DA UTI NEONATAL

Todos os itens discutidos anteriormente, desde a seleção e testes de materiais até a montagem do objeto simulador de um recém-nascido, destinaram-se a possibilitar a execução dos itens que seguem este trabalho, levando em consideração que não há, obviamente, nenhuma chance de fazer tais experimentos “*in vivo*” como desejado para que as informações a seguir, e que constituem a análise dosimétrica em pediatria neonatal proposta, fossem obtidas.

3.5.1 Kerma-ar na profundidade do pulmão

A parte de simulação, destinada à aplicabilidade do objeto simulador de um recém-nascido construído, visa o estudo de medição de kerma-ar na profundidade do pulmão, na água, através do uso de uma câmara de ionização – da marca Radcal e modelo Accu-Dose, cujo eletrômetro utilizado – modelo 10X6-3CT – é de tomografia, conforme especificações do fabricante. O equipamento foi avaliado e selecionado de acordo com os itens discutidos anteriormente, tendo como principal objetivo aproveitar o maior espaço

possível dentro da pequena cavidade torácica de um recém-nascido dentro dos padrões de construção do objeto simulador. A figura 27 mostra o modelo de câmara de ionização utilizado e o respectivo eletrômetro. E a figura 28 ilustra a estrutura montada para o experimento.



Figura 27 – Câmara de ionização - Radcal Accu-Dose e eletrômetro - 10X6-3CT.



Figura 28 – Estrutura montada para parte do experimento – Simulação de exposições dentro da UTI neonatal.

A figura 29 mostra o posicionamento da câmara de ionização, dentro do objeto simulador de um recém-nascido, através de uma imagem radiográfica. A imagem indica o posicionamento da região de maior sensibilidade da câmara de ionização, dentro do objeto, a qual se encontra na região de incidência do raio central para exames de radiografia torácica na projeção AP, sendo a região localizada abaixo da incisura jugular, próximo ao osso esterno.



Figura 29 – Imagem radiográfica mostrando o posicionamento da câmara de ionização dentro do objeto simulador de um recém-nascido preenchido com água.

A simulação foi realizada com as técnicas – 55kVp e 2,5mAs; 48kVp e 1,6mAs – técnicas radiográficas mais utilizadas nos exames realizados no setor, conforme BUNICK (2011). Foi utilizado para as medidas o mesmo aparelho móvel de raios X, através do qual são diariamente efetuados os exames. Para cada técnica mencionada foram feitas 4 exposições para cada distância aplicada de 60cm, 70cm e 80cm (Tabela 17), onde D_{FOP} é a distância foco-paciente. O resultado do valor de exposição obtido em micro-Gray deve-se a média das leituras das exposições indicadas.

Kerma-ar na Profundidade do Pulmão							
Técnica Radiográfica		D_{FOP} (cm)	Leitura (micro-Gray)				Dose (micro-Gray)
kVp	mAs		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Leitura 4	
48	1,6	58	34,8	34,8	34,8	34,8	34.800+/-0.015
		70	26,2	26	26	26	26.05+/-0.23
		80	20,6	21	20,6	20,6	20.70+/-0.58
Técnica Radiográfica		D_{FOP} (cm)	Leitura (micro-Gray)				Dose (micro-Gray)
kVp	mAs		Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Leitura 4	
55	2,5	58	84,2	84,6	85	84,6	84.60+/-0.20
		70	63,4	63	63,6	63	63.25+/-0.18
		80	51,6	51,2	51,2	51,6	51.40+/-0.14

Tabela 17 – Medida de Kerma-ar na profundidade do pulmão do objeto simulador.

3.5.1.1 Resultados da medida de kerma-ar na profundidade do pulmão

Como mencionado anteriormente, buscou-se através da exposição do objeto simulador estudar a possível medida de kerma-ar na profundidade do

pulmão do objeto simulador, uma vez que o objeto procura simular apenas o órgão pulmonar e o tecido mole da região torácica em estudo.

Em uma grosseira comparação, uma vez que não há valores de referência para a medida de kerma-ar na profundidade do pulmão e da forma como foi efetuada neste estudo, os valores de dose média de kerma-ar indicados nos resultados podem ser considerados em geral abaixo dos valores de referência ditados pela comissão europeia (referência que considera medidas de dose sobre a superfície do tórax), exceto pelo valor obtido para a menor D_{FOP} , 58cm, e na maior técnica aplicada, 55kVp e 2,5mAs, no qual a dose média de exposição registrada supera em aproximadamente 5% o valor de referência que é de $80\mu\text{Gy}$ para exames de radiografia torácica em recém-nascidos.

Os demais valores variam entre cerca 25% e 43% abaixo do valor de referência, para a menor técnica aplicada, 48,kVp e 1,6mAs para todas as distâncias estudadas. E entre aproximadamente 64% e 79% abaixo do valor de referência, para a maior técnica aplicada, 55kVp e 2,5mAs, também para todas as distâncias estudadas, com exceção a distância de 58cm conforme discutido.

Vale lembrar que sobre os valores registrados no estudo ainda poderão ser considerados a atenuação dos demais tecidos anatômicos do paciente, o que não ocorre na originalidade deste estudo.

3.5.2 Medida de ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada) com TLDs (Dosímetros Termoluminescentes)

Este experimento visou a medida do ESAK em tórax, nos recém-nascidos submetidos às radiografias torácicas na UTI neonatal. Além disso, também foi analisada a dose de radiação espalhada recebida pelas regiões da tireóide e das gônadas. As referidas doses foram medidas através do posicionamento de TLDs sobre o tórax do objeto simulador de um recém-

nascido, na região de incidência do raio central, e também na região sobre a região da tireóide e da região gonadal.

Para a obtenção do ESAK na região da tireóide, tórax e gônadas dos recém-nascidos em estudo, os TLDs foram posicionados nesta mesma ordem, conforme pode ser visualizado na figura 30. As exposições foram feitas de acordo com as técnicas mais utilizadas no setor segundo BUNICK (2011). Os dosímetros são encapsulados aos pares e foram fixados por meio de fita adesiva nas referidas regiões.



Figura 30 – Posicionamento dos TLDs no objeto simulador de um recém-nascido.

Para cada uma das técnicas, 48kVp com 1,6 mAs e 55kVp e 2,5 mAs, os TLDs fixados sob a pele do objeto simulador de um recém-nascido foram irradiados nas distâncias foco-paciente de 58cm e 80cm, baseadas em distâncias já diagnosticadas em BUNICK (2011). A distância de 58cm é a menor distância entre o tubo e a incubadora, que comumente ocorre devido a alguns fatores inerentes ao setor. Para cada técnica, submetida a cada uma das distâncias descritas, foram realizadas 4 exposições e o resultado final foi obtido de acordo com a média das leituras destas exposições.

As tabelas 18, 19, 20 e 21 mostram os resultados obtidos e melhor exemplificam o que foi descrito.

ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada)							
Distância Foco-Paciente = 58 cm							
kVp	mAs	Posição	TLD 1	TLD 2	Média	TLD - Branco	Dose (micro-Gy)
48	1,6	Tireóide	772,92	733,33	753,13	435,88	35,00
		Tórax	1.013,25	1.014,83	1.014,04	696,79	55,95
		Gônadas	220,50	214,08	217,29	-99,96	BG
kVp	mAs	Posição	TLD 1	TLD 2	Média	TLD - Branco	Dose (micro-Gy)
55	2,5	Tireóide	1.975,83	1.716,58	1.846,21	1.528,96	122,78
		Tórax	1.998,75	2.043,83	2.021,29	1.704,04	136,83
		Gônadas	277,67	269,92	273,79	-43,46	BG

Tabela 18 – Resultados obtidos para a avaliação do ESAK, na D_{FOP} igual a 58cm.

ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada)					
Distância Foco-Paciente = 58 cm					
kVp	mAs	Posição	Dose (micro-Gy)	Dose (micro-Gy)	Erro
48	1,6	Tireóide	35,00	30,5	2,7
		Tórax	55,95	48,8	0,9
		Gônadas	-8,03	-7,0	0,75
kVp	mAs	Posição	Dose (micro-Gy)	Dose (micro-Gy)	Erro
55	2,5	Tireóide	122,78	107	17
		Tórax	136,83	119,4	3,4
		Gônadas	-3,49	-3,04	0,8

Tabela 19 – Respectiveos erros para os valores obtidos para ESAK, na D_{FOP} igual a 58cm.

ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada)							
Distância Foco-Paciente = 80 cm							
kVp	mAs	Posição	TLD 1	TLD 2	Média	TLD - Branco	Dose (micro-Gy)
48	1,6	Tireóide	631,67	558,42	595,04	277,79	22,31
		Tórax	663,50	607,08	635,29	318,04	25,54
		Gônadas	300,83	316,25	308,54	-8,71	BG
kVp	mAs	Posição	TLD 1	TLD 2	Média	TLD - Branco	Dose (micro-Gy)
55	2,5	Tireóide	1.254,25	1.039,67	1.146,96	829,71	66,63
		Tórax	1.199,75	1.049,75	1.124,75	807,50	64,84
		Gônadas	343,00	348,83	345,92	28,67	2,30

Tabela 20 – Resultados obtidos para a avaliação do ESAK, na D_{FOP} igual a 80cm.

ESAK (Kerma-ar na Superfície de Entrada)					
Distância Foco-Paciente = 80 cm					
kVp	mAs	Posição	Dose (micro-Gy)	Dose (micro-Gy)	Erro
48	1,6	Tireóide	22,31	19,5	4,8
		Tórax	25,54	22,3	3,7
		Gônadas	-0,70	-0,6	1,2
kVp	mAs	Posição	Dose (micro-Gy)	Dose (micro-Gy)	Erro
55	2,5	Tireóide	66,63	58	14
		Tórax	64,84	56,6	9,7
		Gônadas	2,3	2,01	0,73

Tabela 21 – Respective erros para os valores obtidos para ESAK, na D_{FOP} igual a 80cm.

3.5.2.1 Resultados da medida de ESAK com TLDs

Os valores mostrados nas tabelas do item 3.5.2 mostram que de acordo com as variações técnicas aplicadas rotineiramente nos exames radiográficos, realizados na UTI neonatal do hospital em estudo, a região do tórax, apresenta um valor de ESAK para a técnica de 55kVp e 2,5mAs acima do valor de referência adotado pela Comissão Européia, que é de 80 μ Gy, para a menor distância examinada. Para a mesma técnica e maior distância esse valor encontra-se em torno de 20% abaixo do valor de referência. Já para a menor técnica avaliada em ambas as distâncias estudadas, os valores de dose variam entre 30% e 70% abaixo dos valores de referência.

A região gonadal do objeto simulador foi avaliada a partir das exposições torácicas. No entanto, os resultados obtidos não tiveram valores significativos como mostram as tabelas, no item 3.5.2. Estes resultados possivelmente excluem as dúvidas quanto à exposição desses órgãos, conforme levantado por BUNICK (2011), mesmo não tendo sido encontrados valores de dose espalhada para uma possível comparação com os resultados obtidos neste estudo. Vale lembrar que o atual estudo, pretendendo uma maior proximidade na exatidão dos resultados, buscou realizar todas as exposições com a colimação o mais precisa possível conforme ditado para as radiografias torácicas. Sabe-se que o que de fato acontece no setor é que as exposições nem sempre são adequadamente colimadas por fatores tantos inerentes ao setor, como da prática de exame do próprio profissional executante. Por isso, novas avaliações são necessárias, talvez sob alguma outra metodologia, para que estes resultados sejam realmente considerados positivos e excludentes da exposição gonadal desnecessária.

Como pode ser verificado nas tabelas anteriores, a região da tireóide também foi avaliada dentro da mesma metodologia discutida nos parágrafos anteriores. Os resultados obtidos para a técnica de 48kVp e 1,6mAs, em todas as distâncias estudadas, variam em cerca de 36,4 μ Gy para a menor distância a 22,3 μ Gy para a maior distância de 80cm foco-paciente. Para a maior técnica aplicada os valores de dose registrados conseqüentemente aumentam,

chegando a registrar valor quase duplicado quando a distância entre o foco e o paciente é diminuída. E novamente, vale lembrar, que o estudo tem tais resultados a partir de uma colimação o mais precisa possível, sendo este um fato bastante incomum nos exames realizados no setor, o que pode representar que as doses exibidas nas tabelas podem ser um pouco maior do que as registradas, sendo que novas medidas são imprescindíveis para maiores explicações e afirmações dos resultados até aqui obtidos. E vale lembrar também, que não foram encontrados valores de referência de dose espalhada para uma possível comparação com os resultados obtidos neste estudo.

3.5.3 Kerma-ar na profundidade do pulmão, em relação à ESAK

Analisando em conjunto os resultados obtidos, através das medidas verificadas por meio da câmara de ionização, para medida de kerma-ar na profundidade do pulmão do objeto simulador e dos resultados obtidos após a leitura dos TLDs, nota-se que a relação das doses registradas sob os diferentes métodos é bastante próxima para as duas diferentes técnicas aplicadas quando analisadas nas distâncias de 58cm e 80cm de D_{FoDe} e D_{FoP} , respectivamente.

Como não foram encontradas referências quanto à medida de kerma-ar na profundidade do pulmão, quando submetido a exames de radiografia torácica, em crianças recém-nascidas, torna-se difícil afirmar se os valores registrados pela metodologia descrita encontram-se acima ou abaixo de algum limite possivelmente aceitável de dose recebida pelo órgão desses pacientes, quando submetidos a exames de raios X. O que é possível dizer, é que para as mesmas distâncias mencionadas e técnicas aplicadas no software Caldose (Software desenvolvido pelo grupo de dosimetria computacional do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, em Recife), obteve-se valores relativos de dose-órgão para pulmão, cuja relação ESAK/INAK (INAK – Dose absorvida por Kerma-ar incidente) se

encontra abaixo dos valores obtidos pela relação a partir dos resultados da medida de kerma-ar na profundidade do pulmão, com câmara de ionização, em relação à ESAK medida com os TLDs (Tabela 22). No entanto, trata-se aqui de um método do qual se obtêm valores relativos de dose no órgão (Caldose) e de respostas absolutas obtidas a partir de métodos que buscam uma maior proximidade do valor real de doses recebidas pelo paciente neonato (Câmara de ionização e TLDs).

Relação	Tensão (kV)	Distância (cm)	
		58	80
Kerma-ar na Profundidade do Pulmão/ESAK	48	0,62	0,81
	55	0,62	0,8
ESAK/INAK	48	0,453	0,488
	55	0,482	0,518

Tabela 22 – Relação das medidas obtidas.

O cálculo efetuado no software Caldose teve como objetivo apenas ilustrar as informações discutidas anteriormente, por isso são apresentados apenas os resultados de interesse neste item.

3.5.4 Medida de Radiação Espalhada, com Câmara de Ionização

O objetivo desta medida foi apenas verificar se está ocorrendo exposição desnecessária dos recém nascidos localizados nas incubadoras vizinhas ao paciente examinado dentro do setor neonatal. Por isso o assunto não será tratado em maior profundidade. Uma câmara de ionização – com eletrômetro Radcal Corp 10X5180 com volume ativo de 180cm³ e monitor Radcal Corp 9010, conforme informações do fabricante – foi posicionada na incubadora vizinha a que estavam sendo realizadas as exposições no objeto

simulador, de acordo com a real disposição das demais incubadoras do setor, como mostrado na figura 31 que as indica como incubadora 1, sendo o leito do paciente examinado e incubadora 2, o leito do paciente vizinho ao paciente examinado .



Figura 31 – Simulação da real disposição das incubadoras no setor, para avaliação da radiação espalhada na incubadora vizinha a do paciente submetido à radiografia torácica.

Inicialmente verificamos a distância entre uma incubadora e outra, e cuja distância é de 2,04 metros. Esta distância foi registrada com a ajuda de uma fita métrica. Em seguida, a câmara de ionização para medição do espalhamento foi posicionada no interior e no centro de uma incubadora vazia (Figura 32).



Figura 32 – Posicionamento da câmara de ionização para avaliação da radiação espalhada.

As medidas foram realizadas sob duas condições, com a incubadora aberta e com a incubadora fechada em relação ao lado do recém-nascido vizinho examinado. Foram adotadas duas técnicas diferentes submetidas a duas distâncias foco-detector diferentes, e seus valores registrados (Tabela 23).

Radiação de Espalhamento				
kVp	mAs	D_{FoDe} (cm)	Taxa de dose Incubadora Fechada (microR/min)	Taxa de Dose Incubadora Aberta (microR/min)
48	1,6	62	17	18
48	1,6	80	16	18
55	2,5	62	23	24
55	2,5	80	10	27

Tabela 23 – Resultados obtidos nas medidas de radiação espalhada.

3.5.4.1 Resultado da Medida de Radiação Espalhada, com Câmara de Ionização

De acordo com os resultados exibidos na tabela, mencionada anteriormente, os valores de taxa de dose apresentados em $\mu\text{R}/\text{minuto}$ quando convertidos para $\mu\text{Gray}/\text{s}$ mostram que os pacientes que se encontram instalados ao lado do paciente examinado receberiam uma pequena faixa de contribuição de dose, por radiografia realizada quando analisadas separadamente, e para as técnicas aplicadas nas diferentes distâncias estudadas. A tabela 24 mostra os valores de taxa de dose apresentados, anteriormente, convertidos para $\mu\text{Gray}/\text{s}$. Excluí-se da análise a última medida referida na tabela 23, e seu resultado também indicado na tabela 24, por se tratar de um possível erro grosseiro de medidas tornando necessária a realização de novas exposições para a sua afirmação.

Contribuição de Dose Espalhada				
kVp	mAs	DFoDe (cm)	Dose (micro-Gray/s)	
48	1,6	62	0,0028	0,003
48	1,6	80	0,0027	0,003
55	2,5	62	0,0038	0,004
55	2,5	80	0,0017	0,0045

Tabela 24 – Contribuição da dose espalhada à pacientes vizinhos ao paciente examinado.

4. CONCLUSÃO

Alguns testes preliminares foram necessários para que as medidas da análise dosimétrica proposta neste estudo fossem realizadas. Entre elas, o teste de sensibilidade das câmaras de ionização com a finalidade de justificar o uso da câmara de ionização de tomografia para o fim desejado; e o rendimento dos equipamentos de raios X utilizados durante o estudo. Ambos os testes mostraram resultados satisfatórios e possibilitaram a sequência da pesquisa.

O objeto simulador de um recém-nascido, conforme elaborado para o estudo, permitiu satisfatoriamente que as exposições necessárias para a coleta de informações proposta pela análise dosimétrica fossem realizadas sem causar prejuízos aos pacientes neonatos permitindo a simulação de várias exposições seguidas e consequentes medidas de kerma-ar na profundidade do pulmão, na água, ESAK com TLDs posicionados na região torácica do objeto simulador, além de medidas de dose de radiação espalhada recebida pela região da tireóide e da região gonadal do paciente simulado.

Para a medida de kerma-ar na profundidade do pulmão, os resultados obtidos podem ser considerados em geral abaixo dos valores de referência quando comparados com a relação dose-órgão calculada através do software Caldose e relacionados aos valores obtidos pelo ESAK avaliado por meio dos TLDs sob o tórax do objeto simulador. No entanto, trata-se aqui de um método do qual se obtém valores relativos de dose-órgão (Caldose) e de respostas absolutas obtidas a partir de métodos que buscam uma maior proximidade do valor real de doses recebidas pelo paciente neonato.

A partir da análise dos TLDs para a medida de ESAK, os valores encontrados referentes à dose recebida pela região do tórax do paciente examinado podem chegar até 70% abaixo do valor de referência adotado para este estudo, que é de $80\mu\text{Gy}$.

Ainda, também a partir do exame radiográfico de tórax, foi avaliada a dose de radiação espalhada recebida por gônadas e tireóide do paciente durante o exame. Os resultados obtidos a partir da leitura dos TLDs, na região gonadal, não registraram valores significativos, enquanto os valores resultantes das medidas de dose de radiação espalhada na região da tireóide variaram de 36,4 μ Gy a 22,3 μ Gy, conforme aumento da D_{FOP} e para a menor técnica estudada. Para a maior técnica registrada os valores de dose de radiação espalhada conseqüentemente aumentam registrando maiores níveis de exposição na região.

Quanto à breve análise da radiação espalhada no setor, os valores encontrados mostram que os pacientes que se encontram instalados ao lado do paciente examinado recebem uma pequena faixa de contribuição de dose por radiografia realizada. No entanto, novas medidas são necessárias para a confirmação dos resultados encontrados neste teste.

Embora não seja comum na execução dos exames radiográficos de tórax em UTI neonatal, todas as exposições para este estudo foram realizadas com a colimação do campo da forma mais precisa possível, o que pode acarretar em valores registrados menores do que os reais valores ao que os pacientes possam estar sendo submetidos durante os exames.

Os valores resultantes da análise dosimétrica apresentada neste estudo, em sua maior parte, constata-se abaixo dos valores resultantes do trabalho apresentado por BUNICK (2011). Resultados estes, possibilitados devido à execução da análise simulada permitindo uma maior coleta quanto ao número de informações referentes ao setor, as quais não seriam possíveis conforme metodologia aplicada neste estudo se fosse uma análise dosimétrica “*in vivo*”. Entretanto, julga-se necessário que novas medidas, e talvez sob diferentes metodologias, sejam realizadas para que os resultados obtidos com o objeto simulador possam ser confirmados.

4.1 Limitações do Estudo

Muitas dificuldades foram encontradas durante o desenvolvimento desta pesquisa. Entre elas podemos citar como principais, a quantidade de TLDs expostos que se em maior número possibilitariam uma análise em maior espectro em relação aos valores de ESAK encontrados; e a ausência de um maior número de órgão simulados no objeto simulador de um recém-nascido, o que poderia ser considerado para que muitas outras avaliações pudessem ser feitas em relação à dose-órgão e maior proximidade do valor real da dose recebida pelo tórax durante os exames de radiografia torácica.

4.2 Trabalhos Futuros

Os resultados obtidos neste trabalho sugerem novos trabalhos que possibilitem uma melhor adaptação do objeto simulador de um recém-nascido proposto.

Um maior número de amostras advindas da leitura de TLDs expostos seria necessário, possibilitando uma maior confiabilidade nos resultados apresentados.

Novas medidas de radiação espalhada, também realizadas a partir de um maior número de amostras dos exames simulados, excluiriam um dos resultados grosseiramente encontrado no estudo e confirmaria o que já foi apresentado.

REFERÊNCIAS

BONATO, C.C.; ELNECAVE, R. H. Alterações tireoidianas associadas à radiação externa em crianças e adolescentes. **Arquivo Brasileiro Endocrinologia e Metabologia**, 2011; 55-6.

BOONE, J. M.; BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. **The Essencial Physics of Medical Imaging**. Lippincott Willians e Wilkins, 2002.

BUNICK, A. P. Avaliação Dosimétrica e Qualidade da Imagem Diagnóstica de Exames Radiográficos Realizados na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe. **Trabalho de Conclusão de Curso**. UTFPR, Curitiba, 2011.

BUNICK, A. P.; SCHELIN, H. R.; PASCHUK, S.; DENYAK, V. Avaliação Dosimétrica e Qualidade da Imagem Diagnóstica de Exames Radiográficos Realizados na Unidade de Terapia Intensiva Neonatal de um Hospital Infantil de Curitiba. **XVI SICITE**. UTFPR, Ponta Grossa, 2011.

BUNICK, A. P.; SCHELIN, H. R.; PASCHUK, S.; DENYAK, V.; LEDESMA, J. A.; FILIPOV, D.; PORTO, L. E.; KHOURY, H. Pediatric Dosimetry and Imaging in Neonatal Intensive Care Unit in a Children's Hospital in Curitiba, Brazil. 17th International Conference on Solid State Dosimetry. Recife, 2013.

CHAPPLE, C. L.; Otimização de proteção em radiologia pediátrica.

CNEN. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Norma CNEN-NN-3.01. Resolução 27, 2004.

COMISSÃO EUROPÉIA. **Orientações Relativas Aos Níveis de referência de diagnóstico (NRD) Para Exposições Médicas**. Comunidade Européia, 1999.

DABIN, J.; STRUELENS, L.; VANHAVERE, F. Radiation Dose to Premature New-Borns in the Belgian Neonatal Intensive Care Units. **Radiation Protection Dosimetry**. 2013.

EMAN. **Radiological Procedures Performed outside the Radiological Departments**. Synthesis document on the impacts on patient and staff exposure and the state of the art of optimization, including equipment standards and performances.

ERWIN. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. AIEA, Vienna, 2006.

EUROPEAN COMMISSION. **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics**. Office for Official Publications of the European Communities, 1996.

ICRP – International Commission on Radiological Protection. **Summary of the Current ICRP Principles for Protection of the Patients in Diagnostic Radiology. Report of the Committee 3**. Pergamon Press: New York, 1993.

INTERNACIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Safety Reports Series: Radiation Protection in Paediatric Radiology**. Nº 71. 2012.

LACERDA, M. A. de S.; SILVA, T. A. da; KHOURY, L. J.; VIEIRA, J. M. N.; MATUSHITA, J. P. K. Riscos dos Exames Radiográficos em Recém-nascidos em um hospital público de Belo Horizonte, MG. **Radiologia Brasileira**, 2008.

LOGAN, J. K.; BERNIER, D. R.; CHRISTIAN, P. E. **Nuclear Medicine and PET: Technology and Techniques**.

MACHADO, D. W.; ALVES, V. A. Levantamento de Dose de Entrada na Pele em UTI Neonatal. **Trabalho de Conclusão de Curso**. UTFPR, Curitiba, 2008.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia Orientada para a Clínica**. Rio de Janeiro, Guanabara e Koogan, 2007.

MORALES, J.; ARRIETA, A.; PUERTA, J. A.; TAMAYO, M.; LLANO, A.; MONCADA, L. Dosimetría y Riesgo Radiológico para Neonatos. **VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear, I Congreso Latinoamericano del IRPA V Congreso Nacional de Protección Radiológica DSSA**, 2010.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana Interativo**. 2004.

PORTARIA 453/98. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Ministério da Saúde: Vigilância Sanitária, 1998.

STIMAC, G.K. **Introdução ao Diagnóstico por Imagens**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1994.

SUTTON, D. **Tratado de radiologia e Diagnóstico por Imagem**. Rio de Janeiro, Revinter, 2003.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. **Fundamentos de Dosimetria e Radioproteção**. CNEN/IRD. Rio de Janeiro, 2003.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation and Radiation Protection**. New York: John Wiley & Sons, 1995.

UNSCEAR REPORT. **Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation**. Scientific Annex B: Effects of Radiation Exposure of Children. V. 2. 2013.

WALL, B. F.; SHRIMPTON, P. C. The historical development of reference doses in diagnostic radiology. **Radiation Protection Dosimetry**,1998.

FEFFERMAN, N.; WINFELD, M.; STRUBEL, N.; PINKNEY, L.; LALA, S., MILLA, S.; BABB, J. Relative Distribution of Pertinent Findings on Portable Neonatal Abdominal Radiographs: Can We Shield the Gonads?. **Pediatric Radiology**. 2013.

APÊNDICE

Testes de Materiais usados para Preenchimento do Objeto Simulador de um Recém-Nascido

Para a realização dos testes de materiais para o preenchimento do objeto simulador, foi confeccionada uma estrutura que simulasse o diâmetro torácico do objeto simulador proposto, e um esboço do campo a ser irradiado verdadeiramente. A montagem geral da estrutura aconteceu por meio do uso de um frasco de plástico (Figura 1), com um tubo de PVC acoplado que serviu para a proteção da câmara de ionização (Figura 1). O frasco preenchido com os materiais a serem testados foi posicionado verticalmente e irradiado com feixes de raios X horizontais, devido às poucas possibilidades de movimento da estrutura (Figura 2). Os feixes foram direcionados a região de maior sensibilidade da câmara de ionização utilizada. A seguir, as respostas obtidas para cada material estudado. Para cada material estudado, também foi realizada uma radiografia com a finalidade de visualizar possíveis artefatos que pudessem provocar um possível aumento da radiação espalhada no objeto simulador. Os referidos testes foram realizados no aparelho fixo de raios X da UTFPR.



Figura 1 – Tubo de PVC acoplado a um frasco plástico.

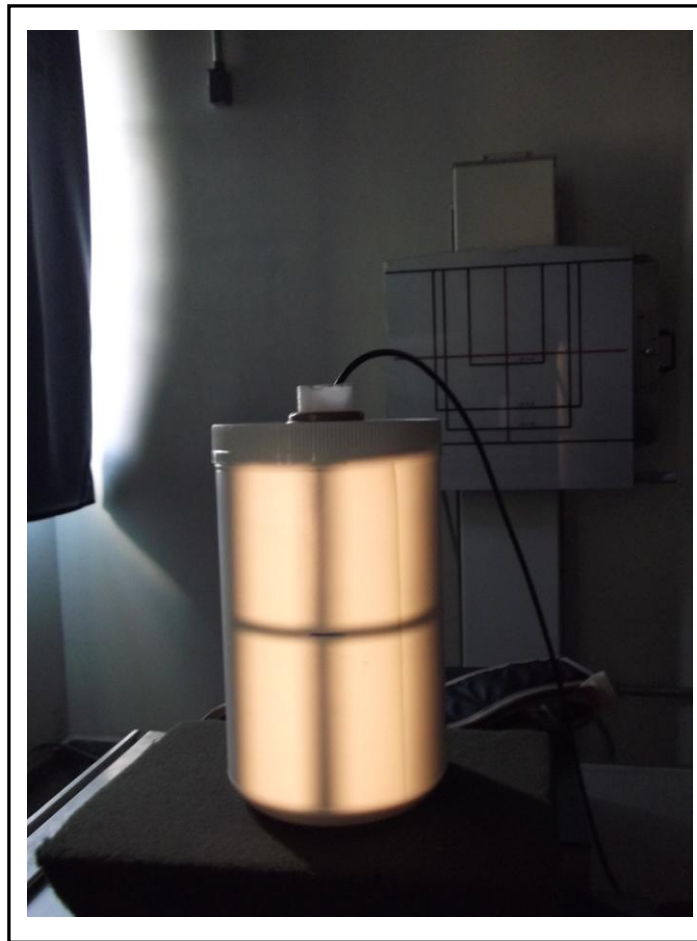


Figura 2 – Posicionamento do frasco utilizado para os testes, com a câmara de ionização inserida no tubo.

Teste da Água

Inicialmente a água foi irradiada com o objetivo de servir como parâmetro de comparação em relação aos demais materiais testados que viriam a ser candidatos a sua substituição. A tabela 1, a seguir, mostra os valores obtidos.

Resposta obtida com a exposição da água							
kV	mAs	D _{FoDe} (cm)	Leitura (micro-Gy)			Média (micro-Gy)	Desvio Padrão (%)
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
55	2,5	90	18,6	18,6	18,8	18,7	0,6
48	1,6	90	6,8	7,0	6,8	6,9	1,7

Tabela 1 – Respostas obtidas após a exposição da água.

Os valores de tensão e corrente utilizados na exposição foram baseados no trabalho de BUNICK (2011). Seus valores referem-se às técnicas mais utilizadas para a realização dos exames no setor em estudo.

A imagem radiográfica obtida é mostrada na figura 3 e foi realizada com a seguinte técnica radiográfica: D_{FoDe} de 95 cm, tensão de 60 kV e corrente x tempo de exposição de 2,5 mAs. Sendo a dose de exposição registrada: 30,6 µGy – sem o uso de grade.



Figura 3 – Imagem radiográfica obtida no teste da água.

Teste do Gel

O próximo material testado foi um tipo de gel, mais especificamente gel utilizado para cabelos. As técnicas radiográficas utilizadas também foram baseadas nos parâmetros coletados por BUNICK (2011) e reaplicadas para esta exposição. Os resultados obtidos podem ser verificados na tabela 2, a seguir.

Resposta obtida com a exposição do gel							
kV	mAs	D_{FoDe} (cm)	Leitura (micro-Gy)			Média (micro-Gy)	Desvio Padrão (%)
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
55	2,5	90	19,8	19,6	19,6	19,7	0,6
48	1,6	90	6,8	6,8	6,8	6,8	0

Tabela 2 – Respostas obtidas após a exposição do gel.

O mesmo procedimento para a captação da imagem radiográfica foi utilizado neste teste. A Imagem radiográfica obtida é mostrada na figura 4 e foi realizada com a seguinte técnica radiográfica: D_{FoDe} de 95 cm, tensão de 56 kV e corrente x tempo de exposição de 1,6 mAs. Sendo a dose de exposição registrada: 15 µGy – sem o uso de grade.

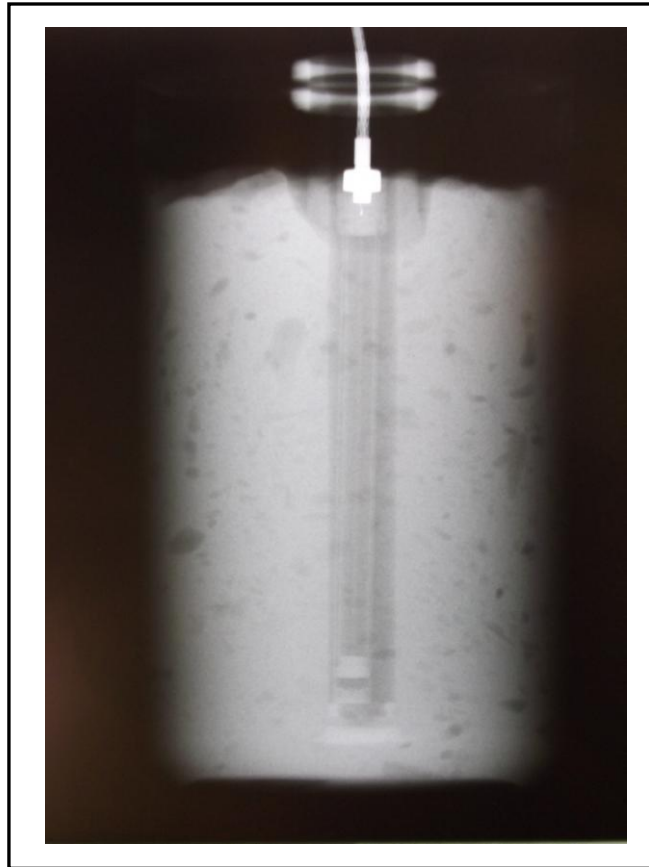


Figura 4 – Imagem radiográfica obtida no teste do gel.

Resultado do Teste do Gel comparado ao Teste da Água

Os resultados obtidos através dos testes realizados com o gel apresentaram-se bastante próximos ao da água. A diferença de dose de exposição registrada, em geral, é inferior a 1% para ambas as técnicas aplicadas durante os testes, as quais foram: 55kV e 2,5mAs e 48kV e 1,6mAs. A tabela 3 mostra um resumo das leituras obtidas como respostas após a exposição do gel e da água.

Resumo da Resposta da Exposição do Gel		
Técnica Radiográfica	Leitura Média (micro-Gray)	
	Água	Gel
55kV e 2,5mAs	18,7	19,7
48kV e 1,6mAs	6,9	6,8

Tabela 3 – Resumo da resposta obtida após a exposição da água e do gel.

Quanto à imagem radiográfica realizada, a dose de exposição registrada, por câmara de ionização, após a exposição do gel foi aproximadamente 50% menor. No entanto, as bolhas de ar presentes no gel seriam um fator prejudicial às medidas se essa substância fosse a optada para o uso no preenchimento do objeto simulador de um recém-nascido.

Com a finalidade de liquidar a bolhas do gel, tentou-se um método por meio de vibração de ondas, através do uso de uma plataforma vibratória. Segue a descrição do processo e os resultados obtidos.

Nesta tentativa foi utilizada uma plataforma do tipo Vibe Class, cujo objetivo primário é a drenagem dos vasos linfáticos por meio da vibração. As regiões periféricas da plataforma constituem pontos de maior vibração, enquanto a região central constitui um ponto de menor vibração. O teste foi realizado em dois dias.

No primeiro dia, o gel foi colocado em um pequeno pote com a superfície exposta, e sob a região de maior vibração da plataforma.

Em um primeiro momento, foi utilizada uma alta frequência em torno de 10 minutos. Inicialmente foi observada a “explosão” de algumas bolhas na superfície do gel de forma bastante evidente, mas o experimento seguiu sem maiores resultados. Em uma segunda tentativa, foi utilizada uma frequência de 30 Hz (a menor disponibilizada pelo aparelho) por volta de 15 minutos, podendo ser observada uma pequena redução do número de bolhas na superfície do gel. Todos os tempos utilizados foram intervalados em 5 minutos, devido a características inerentes ao equipamento. Diante disso, surgiu uma

dúvida: Com 1 hora ininterrupta de vibração e com a menor frequência, haveria possibilidade de que o resultado esperado fosse atingido? Então, em um segundo dia os teste foram novamente feitos, utilizando placas de Petri preenchidas com o gel. As placas foram utilizadas com a intenção de diminuir o volume de gel a ser analisado, para que talvez a observação pudesse ser mais rápida. O produto foi submetido a uma frequência de 35 Hz, disposta na região de maior vibração da plataforma. As observações foram registradas conforme o tempo intervalado a cada 5 minutos. Seguem as observações:

19:35 - aparente aumento das bolhas pequenas, com posterior aparente redução.

19:40 - bordas e superfície aparentemente mais "limpas".

19:45 - aparente redução da quantidade e tamanho das bolhas centrais.

19:51 - aparente redução das bolhas menores (quantidade).

19:56 - sem mudanças consideráveis.

20:01 - parece mais "limpo", mas não muito diferente da fase anterior.

20:06 - nenhuma grande diferença/considerável foi notada.

20:12 - aparente redução das bolhas, mas de forma não significativa.

20:17 - aparentemente mais limpo, mas não significativo em relação as fases anteriores.

Observação final: aparentemente mais "limpo", com um menor número de bolhas.

Como outro teste, a frequência foi duplicada e a placa submetida a vibração por 150" - e novamente foi possível notar as bolhas maiores "estourando"/vibrando.

Devido à grande dificuldade em se notar grandes mudanças no gel em pequenos intervalos de tempo, não foi considerado válido continuar tentando dessa forma a eliminação das bolhas de ar. É possível, dentro do que pôde ser observado, que há necessidade de muito tempo para notar uma mudança

drástica no gel mesmo sendo um volume pequeno como o avaliado. Levando em consideração que a boneca deveria ser preenchida com mais de 1 litro da substância, é difícil prever a quantidade de tempo necessária para um resultado satisfatório. E um último fator agravante, é o fato de que em um pequeno espaço de tempo as bolhas que haviam desaparecido da placa de Petri já estavam de volta, após um simples deslocamento dos materiais.

Teste do Lubrificante

O terceiro material testado trata-se de um tipo de lubrificante utilizado para a inseminação artificial em animais equinos. A opção por testar esse material deveu-se inicialmente pela aparente consistência semelhante a da água e maleabilidade aparentemente semelhante ao de um gel ou algum tipo de gosma. A figura 5 tenta ilustrar a descrição acima. O resultado obtido após a exposição do lubrificante é mostrado na tabela 4.

Resposta obtida com a exposição do lubrificante							
kV	mAs	D_{FoDe} (cm)	Leitura (micro-Gy)			Média (micro-Gy)	Desvio Padrão (%)
			Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
55	2,5	90	19,4	19,2	20,0	19,5	2,1
48	1,6	90	8,6	8,8	8,6	8,7	1,3

Tabela 4 - Respostas obtidas após a exposição do lubrificante.

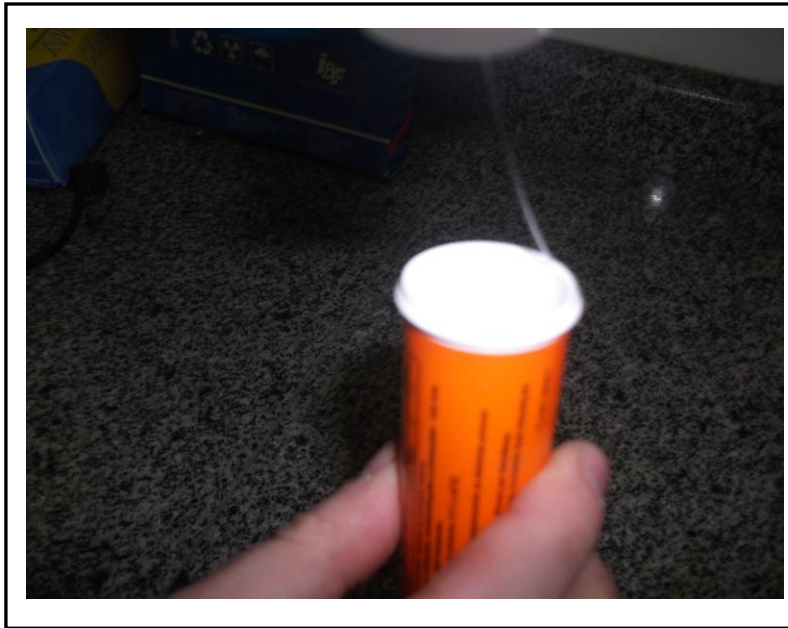


Figura 5 – Ilustração do lubrificante, com consistência semelhante a da água e maleabilidade aparentemente semelhante ao de um gel ou algum tipo de gosma.

Para este teste também foi realizada uma radiografia, da qual se obteve a imagem mostrada na figura 6. A técnica utilizada foi: D_{F0De} de 95 cm, tensão de 56 kV e corrente x tempo de exposição de 1,6 mAs. A dose de exposição registrada: 68,2 μ Gy – sem o uso de grade.

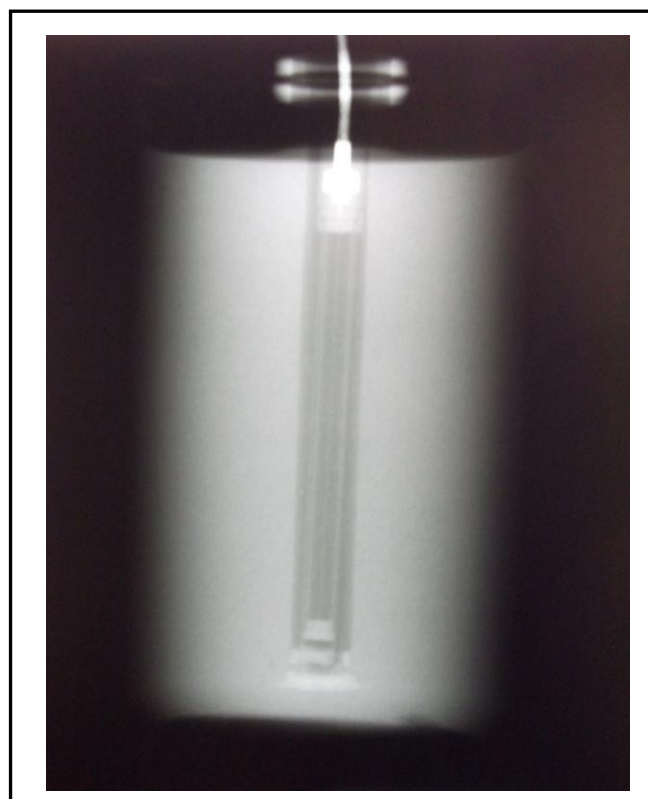


Figura 6 – Imagem radiográfica obtida no teste do lubrificante.

Resultado do Teste do Lubrificante comparado ao Teste da Água

Os resultados obtidos através dos testes realizados com o lubrificante apresentaram-se, em geral, discrepantes em relação ao teste da água. Sendo a diferença de dose de exposição registrada menor que 1% para o lubrificante na maior técnica aplicada, 55kV e 12,5mAs, enquanto para a menor técnica aplicada, 48kV e 1,6mAs, a resposta do lubrificante foi bastante superior a resposta obtida após a exposição da água. A tabela 5 mostra um resumo das leituras obtidas como respostas após a exposição do lubrificante e da água.

Resumo da Resposta da Exposição do Lubrificante		
Técnica Radiográfica	Leitura Média (micro-Gray)	
	Água	Lubrificante
55kV e 2,5mAs	18,7	19,5
48kV e 1,6mAs	6,9	8,7

Tabela 5 – Resumo da resposta obtida após a exposição da água e do lubrificante.

Quanto à imagem radiográfica realizada, a dose de exposição registrada, por câmara de ionização, após a exposição do lubrificante foi aproximadamente 45% maior que a dose de exposição registrada pela irradiação da água. Vários fatores podem ser os motivos de tantas alterações, entre eles o fato do lubrificante ser constituído de polietileno, material cuja densidade é inferior a da água.

ANEXO

Carta de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa

The screenshot displays a web browser window with the URL `aplicacao.saude.gov.br/plataformabrasil/visao/pesquisador/gerirPesquisa/gerirPesquisa.jsf`. The page header includes the logo for 'Saúde Ministério da Saúde' and 'Plataforma Brasil'. Navigation links for 'principal', 'central de suporte', and 'sair' are visible, along with user information for 'Sergei A. Paschuk - Pesquisador | V2.19' and a session expiration notice of '39min 50'.

The main content area is titled 'DETALHAR PROJETO DE PESQUISA' and contains the following information:

- Dados do Projeto de Pesquisa**
- Título da Pesquisa:** Análise Dosimétrica em Pediatria Neonatal
- Pesquisador:** Sergei A. Paschuk
- Área Temática:** Projetos de pesquisa que envolvam organismos geneticamente modificados (OGM), células-tronco embrionárias e organismos que representem alto risco coletivo, incluindo organismos relacionados a eles, nos âmbitos de: experimentação, construção, cultivo, manipulação, transporte, transferência, importação, exportação, armazenamento, liberação no meio ambiente e descarte;
- Versão:** 3
- CAAE:** 18523913.6.0000.0097
- Submetido em:** 06/08/2013
- Instituição Proponente:** ASSOCIACAO HOSPITALAR DE PROT INFANCIA DR RAUL CARNEIRO
- Situação:** Aprovado
- Localização atual do Projeto:** Pesquisador Responsável
- Patrocinador Principal:** UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANA

The Windows taskbar at the bottom shows the system clock at 12:56 and the language set to PT.