

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG  
ESCOLA DE ENGENHARIA**

**“DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES SUBMETIDOS A  
EXAMES DE RAIOS X DIAGNÓSTICO EM UMA UNIDADE  
DE PRONTO SOCORRO”**

Autor: Marcos Eugênio Silva Abrantes  
Orientador: Prof. Dr. Arno Heeren de Oliveira (UFMG)  
Co-orientador: Prof. Dr. Teógenes A. da Silva (CNEN/CDTN)

Belo Horizonte – Dezembro de 2007

Escola de Engenharia da UFMG  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR  
Marcos Eugênio Silva Abrantes

**“DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE RAIOS X  
DIAGNÓSTICO EM UMA UNIDADE DE PRONTO SOCORRO”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciências das radiações

Orientador: Prof. Arno Heeren de Oliveira D.Sc (UFMG)

Co-orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva D.Sc  
(CNEN/CDTN) – Professor credenciado do CCTN/UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2007



**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES**

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:**

**“DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE RAIO X  
DIAGNÓSTICO EM UMA UNIDADE DE PRONTO SOCORRO”**

**ALUNO: MARCOS EUGÊNIO SILVA ABRANTES**

Dissertação defendida e aprovada pela Comissão Examinadora constituída por:

---

**Andréa Vidal Ferreira, Doutora/CDTN**

---

**Claudia Pereira Bezerra Lima, Profa. Doutora/UFMG**

CO-ORIENTADOR: \_\_\_\_\_  
**Teógenes Augusto da Silva, Prof. Doutor/CDTN**

ORIENTADOR: \_\_\_\_\_  
**Arno Heeren de Oliveira, Prof. Doutor/UFMG**

Belo Horizonte, 10 de Dezembro de 2007

**Área de concentração: Ciências das radiações**

*À Laura,  
o maior presente  
que Deus pôde me dar  
após me gratificar  
com a vida...*

## **DEDICO E OFEREÇO**

A Deus, por sempre me iluminar e me guiar nos momentos mais difíceis da vida.

Aos meus pais, Wilson e Márcia, e toda a minha família.

À minha avó Celeste, aos meus tios Tarcísio e Doracy (*in memoriam*).

Às muitas noites que passei à luz de velas. Valeram à pena!

## AGRADECIMENTOS

- Ao Professor Arno Heeren de Oliveira (UFMG), por acreditar na minha capacidade e me orientar nesta pesquisa;
- Ao Professor Teógenes Augusto da Silva (CDTN), companheiro de grandes momentos, amigo e grande desafiador das dificuldades que guardarei do lado esquerdo do peito.
- À minha amiga Thessa Alonso (CDTN) que sempre me incentivou, mostrou os caminhos por mim percorridos. “O seu sucesso depende apenas de você”;
- Ao Dr. José Nelson do Hospital de Pronto Socorro João XXIII, que por meio do comitê de ética desta instituição disponibilizou o estabelecimento para ser realizada esta pesquisa. Extensivo a sua equipe médica e funcionários do setor de radiologia;
- Ao companheiro de medições no Hospital, Elton Guedes (CDTN) pela grande ajuda e competência;
- Aos colegas do Laboratório de Calibração e Dosimetria (LCD - CDTN), Carlos Manoel, Elton Gomes, Flávio Ribeiro, Annibal Theotônio, Ronaldo Bittar, Paulo Rosado, Paulo Márcio e Peterson Squair, pelo apoio dedicado;
- À Dra. Maria do Socorro Nogueira (CDTN), competência e sempre pronta a ajudar com suas referências. Agradeço a amizade estabelecida. Extensivo ao marido Airton;
- Ao Dr. Marco Aurélio (LIG – CDTN) pela contribuição e esclarecimento na minha pesquisa;
- À secretária Beth (CDTN), pela sua alegria e disposição em ajudar;
- Aos colegas Gilcemar e Sybele pelo incentivo;
- À Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG);
- Ao Departamento de Engenharia Nuclear (DEN/UFMG), pelo apoio intelectual;
- Aos professores e funcionários do DEN, pela ajuda na minha formação e pela competência como foi exercida;
- Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) e a Comissão de Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pelo apoio logístico, instrumental e bibliográfico;
- A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) por fornecer ajuda financeira parcial para esta pesquisa;
- À VMI Indústria e Comércio LTDA pelas informações prestadas e pelos manuais fornecidos;
- Aos colegas do DEN, Renato e Cris e a todos, pelas horas de alegria e ajuda científica;
- A todos que participaram direta e indiretamente na realização deste trabalho.

*"As pessoas que vencem neste mundo são as que procuram as circunstâncias de que precisam e, quando não as encontram, as criam."*

Bernard Shaw

## RESUMO

Os exames radiográficos realizados no serviço de emergência de um Hospital de Pronto Socorro são executados em função de vários parâmetros radiológicos, devido à diversidade do biótipo entre os pacientes e os equipamentos. Estes parâmetros, de difícil padronização, são: tamanho de campo, distância foco pele, tensão (kV), carga (mA.s) e outros parâmetros intrínsecos nos equipamentos de raio X como filtração inerente, filtração total e ângulo do anodo, que contribuem para possíveis variações nas doses dos pacientes expostos.

Neste estudo, as doses absorvidas nos órgãos de pacientes foram determinadas por duas metodologias: uma com o programa computacional PCXMC e a outra, servindo de base comparativa, utilizando-se o fantoma Alderson Rando associado à dosimetria por detectores termoluminescentes. O PCXMC proporcionou estudar como as doses absorvidas variariam nos pulmões, estômago, gônadas e glândula tireóide, em função das mudanças nos parâmetros radiológicos determinados pelos critérios pessoais dos operadores das salas de exames. A dosimetria experimental com o fantoma Alderson Rando permitiu demonstrar compatibilidade entre as duas metodologias quanto aos valores das doses absorvidas.

As doses absorvidas nos órgãos, simuladas pelo PCXMC, tiveram média de 0,80 mGy para tireóide na incidência de crânio AP; 0,11, 0,05 e 0,14 mGy para pulmão, tireóide e estômago respectivamente, na incidência de tórax AP e 0,50, 0,38, 0,20 e 1,90 mGy para útero, ovários, colo do útero e testículos, respectivamente, na incidência de pelve AP. Os valores das doses absorvidas nos órgãos nas diferentes condições simuladas de exposição de pacientes apresentaram variações máximas de 167%, 200% e 225%, para a tireóide, os pulmões e o estômago, respectivamente. Para o cólon, o útero, os ovários e os testículos, as variações máximas nas doses absorvidas foram, respectivamente, 1.750%, 214%, 219% e 217%.

Em algumas situações as doses foram reduzidas na tireóide, pulmão e estômago, em 62,5%, 4,7% e 11,5% respectivamente, quando o tamanho de campo irradiado foi reduzido em 1 cm para incidência de tórax AP. Na incidência de crânio AP a tireóide teve redução de 8,6% quando o tamanho de campo irradiado foi reduzido em 1cm. Quando a distância foco pele foi aumentada em 20 cm, na incidência de pelve AP, as doses nos órgãos não se alteraram.

Este trabalho tornou possível conhecer a influência nos valores das doses absorvidas associada aos critérios pessoais dos operadores e a localização anatômica do órgão em relação ao campo de irradiação. Pôde-se concluir que é possível reduzir as doses absorvidas nos pacientes, sem que haja prejuízo no diagnóstico.

## ABSTRACT

Radiographic exams for diagnostic of patients undergoing emergence attendance situations are done in a Hospital under many radiographic parameters as established by the divergence in the biotypes of patients and equipments. Exposure parameters like radiation field size, skin-focus distance, potential (kV), charge (mA.s), and others x-ray equipment parameters as the inherent and total filtration and the target angle may cause large variations in the radiation doses of exposed patients since they are very difficult to be standardized.

Two methodologies were adopted in this work aiming to determine the organ absorbed doses in patients: a theoretical evaluation with the PCXMC computational software and experimental dose measurements in an Alderson-Rando phantom with thermoluminescent detectors. The absorbed dose variations in the lungs, stomach, gonads and thyroid were studied by simulating with the PCXMC the variation of the radiological parameters adopted by each x-ray operator. The physical dosimetry with TL detectors in the Alderson-Rando phantom was used to verify the coherence between both methods as far the organ absorbed doses.

For standard conditions, absorbed doses were calculated by the PCXMC as 0.80 mGy for the thyroid for skull antero-posterior incidence (AP). For AP trunk exposure, absorbed doses were 0.11, 0.05 and 0.14 mGy, for the lung, thyroid and stomach, respectively. For AP pelvis incidence, doses were 0.50, 0.38, 0.20 and 1.90 mGy in the uterus, ovaries, colon, and testicles, respectively.

Simulation of different patient exposure conditions showed that absorbed doses presented maximum variation of 167% in the thyroid, 200% in the lungs and 225% in the stomach. For the colon, uterus, ovaries and the testicles, maximum absorbed dose variation reached to 1,750%, 214%, 219% and 217%, respectively.

It was observed that absorbed doses in thyroid, lung and stomach were reduced by 62,5%, 4,7% and 11,5%, respectively, when radiation field size is 1 cm reduced for trunk AP incidence. For the skull AP condition the absorbed dose in the thyroid was reduced by 8,6% for the 1cm reduction in the field size. Absorbed dose in all organs did not show any change when skin-focus distance is increased by 20 cm, in the pelvis AP incidence.

This work allowed to study the influence on different organ absorbed doses due to radiological parameters adopted by each x-ray operator and the organ anatomic position. Results showed that absorbed doses to patients can be reduced without any prejudice to the diagnostic exam.

## Lista de Tabelas

|           |                                                                                                                    | <b>Página</b> |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| Tabela 1  | Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva.....                              | 14            |
| Tabela 2  | Fatores de ponderação dos tecidos para o cálculo da dose efetiva.....                                              | 21            |
| Tabela 3  | Principais dimensões do simulador matemático usado no PCXMC.....                                                   | 22            |
| Tabela 4  | Composição dos tecidos do simulador utilizados no PCXMC (% em peso).....                                           | 23            |
| Tabela 5  | Combinações dos parâmetros para estudar a influência nas doses de radiação. ....                                   | 33            |
| Tabela 6  | Distribuição da quantidade de TLD's em cada divisão do órgão.....                                                  | 38            |
| Tabela 7  | Parâmetros das técnicas levantados no Hospital.....                                                                | 43            |
| Tabela 8  | Valores medidos do $K_{ar}$ , pelo conjunto câmara-eletrômetro.....                                                | 45            |
| Tabela 9  | Valores medidos do kerma no ar devido ao conjunto de técnicas radiográficas.....                                   | 46            |
| Tabela 10 | Valores de dose absorvida (D) na tireóide para estrutura analisada e incidência de crânio AP.....                  | 47            |
| Tabela 11 | Valores de dose absorvida (D) para estrutura analisada e incidência de tórax AP.....                               | 48            |
| Tabela 12 | Valores de dose absorvida (D) nos órgãos para estrutura analisada e incidência de pelve AP.....                    | 49            |
| Tabela 13 | Dose absorvida (D) nos órgãos devido às variações no tamanho do campo de irradiação na condição de tórax AP.....   | 52            |
| Tabela 14 | Dose absorvida (D) na tireóide devido às variações no tamanho do campo de irradiação na condição de crânio AP..... | 54            |
| Tabela 15 | Dose absorvida (D) na tireóide devido às variações na DFP para condição de crânio AP.....                          | 56            |
| Tabela 16 | Dose absorvida (D) nos pulmões devido às variações na DFP para condição de tórax AP.....                           | 56            |
| Tabela 17 | Dose absorvida (D) nos órgãos devido às variações na DFP para condição de pelve AP.....                            | 58            |
| Tabela 18 | Dose absorvida nos pulmões devido às variações da filtração total do feixe.....                                    | 59            |

|           |                                                                                                                                    | <b>Página</b> |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| Tabela 19 | Dose absorvida (D) nos pulmões devido às variações no ângulo do anodo.....                                                         | 61            |
| Tabela 20 | Dose absorvida (D) nos órgãos devido as projeção crânio caudal e caudal crânio com incidência em tórax AP.....                     | 62            |
| Tabela 21 | Dose na entrada da pele (DEP) devido às técnicas utilizadas pelos operadores.....                                                  | 63            |
| Tabela 22 | Dose absorvida (D) nos órgãos devido as leitura dos TLD's em consequência da irradiação dos órgãos para condição de tórax AP.....  | 66            |
| Tabela 23 | Dose absorvida (D) nos órgãos devido as leituras dos TLD's em consequência da irradiação dos órgãos para condição de pelve AP..... | 66            |
| Tabela 24 | Dose absorvida (D) nos órgãos do fantoma Alderson Rando em relação à média dos valores obtidos.....                                | 67            |
| Tabela 25 | Dose absorvida (D) adquirida pelo PCXMC e o TLD's no Fantoma Alderson Rando.....                                                   | 67            |

## Lista de Figuras

|           | Página                                                                                                                           |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Figura 1  | “Árvore da Família” dos fenômenos de luminescência..... 17                                                                       |
| Figura 2  | Exemplo de modelos básicos do simulador no PCXMC: a) Adulto com 71,1 kg e 174 cm; b) Recém nascido com 3,51 kg e 51,5 cm..... 23 |
| Figura 3  | Posicionamento com auxílio do fantoma de água..... 27                                                                            |
| Figura 4  | Posicionamento do feixe incidente respeitando o tamanho do filme..... 27                                                         |
| Figura 5  | Posicionamento da câmara fora da projeção da mesa bucky..... 29                                                                  |
| Figura 6  | Tela de abertura do programa para inserir a geometria e os nº de fótons.... 30                                                   |
| Figura 7  | Tela de simulação para a interação dos fótons com o fantoma..... 31                                                              |
| Figura 8  | Espectro de raio X para tensão de 81,0 kV gerado pelo PCXMC..... 32                                                              |
| Figura 9  | Exemplo de resultados das simulações..... 32                                                                                     |
| Figura 10 | Exemplo da imagem tomográfica de uma fatia do fantoma Alderson Rando identificando os orifícios para instalar os TLD's..... 35   |
| Figura 11 | Exemplo da imagem tomográfica de uma fatia do fantoma Alderson Rando identificando os pulmões..... 35                            |
| Figura 12 | Identificação do sistema respiratório e estrutura óssea do fantoma Alderson Rando..... 36                                        |
| Figura 13 | Imagem tomográfica de uma fatia de fantoma A. Rando identificando os orifícios correspondentes aos ovários e útero..... 37       |
| Figura 14 | Kerma medido nas salas de exames..... 46                                                                                         |
| Figura 15 | Resultados das $D_{\text{órgãos}}$ em função da DEP para crânio AP..... 50                                                       |
| Figura 16 | Resultados das $D_{\text{órgãos}}$ em função da DEP para tórax AP..... 50                                                        |
| Figura 17 | Resultados das $D_{\text{órgãos}}$ em função da DEP para pelve AP..... 51                                                        |
| Figura 18 | Repercussão da $D_{\text{órgão}}$ em função da variação no tamanho de campo..... 53                                              |
| Figura 19 | Repercussão das doses na tireóide em função da variação do tamanho de campo..... 55                                              |
| Figura 20 | Repercussão das doses nos pulmões em função da variação da DFP..... 57                                                           |
| Figura 21 | Repercussão das doses nos órgãos da pelve em função da variação da DFP..... 58                                                   |

|           |                                                                                 | <b>Página</b> |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| Figura 22 | Repercussão das doses no pulmão em função da variação da filtração total.....   | 60            |
| Figura 23 | Repercussão das doses nos pulmões em função da variação do ângulo do anodo..... | 61            |
| Figura 24 | DEP para crânio AP que foram produzidas pelos kerma medidos.....                | 63            |
| Figura 25 | DEP para tórax AP que foram produzidas pelos kerma medidos.....                 | 64            |
| Figura 26 | DEP para pelve AP que foram produzidas pelos kerma medidos.....                 | 64            |
| Figura 27 | Comparativo entre as doses na tireóide obtidas pelos dois métodos.....          | 68            |
| Figura 28 | Comparativo entre as doses no pulmão obtidas pelos dois métodos.....            | 68            |
| Figura 29 | Comparativo entre as doses no estômago obtidas pelos dois métodos.....          | 68            |
| Figura 30 | Comparativo entre as doses nos ovários obtidas pelos dois métodos.....          | 69            |
| Figura 31 | Comparativo entre as doses no útero obtidas pelos dois métodos.....             | 69            |

## Lista de Equações

|       |                                                                       | <b>Página</b> |
|-------|-----------------------------------------------------------------------|---------------|
| Eq. 1 | Dose absorvida no órgão ou tecido.....                                | 12            |
| Eq. 2 | Dose equivalente no tecido.....                                       | 13            |
| Eq. 3 | Dose efetiva.....                                                     | 13            |
| Eq. 4 | Kerma no ar.....                                                      | 14            |
| Eq. 5 | Dose de entrada na pele.....                                          | 34            |
| Eq. 6 | Equivalência de dose absorvida no TLD.....                            | 42            |
| Eq. 7 | Dose absorvida no cólon.....                                          | 48            |
| Eq. 8 | Valor absoluto da incerteza combinada no valor da dose corrigida..... | 78            |
| Eq. 9 | Incerteza combinada.....                                              | 78            |

## **Lista de Abreviaturas**

Al – Alumínio

Ca – Cálcio

CASMIE – Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa

CDTN – Centro de Desenvolvimento e Tecnologia Nuclear

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

C - Carbono

CQ – Controle de Qualidade

D – Dose absorvida

DEP – Dose de Entrada na Pele

DFP – Distância Foco Pele

ECC – Fator de calibração individual de cada elemento termoluminescente

H – Hidrogênio

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

IPEN – Instituto de Pesquisa

K – Kerma no ar

LiF – Fluoreto de lítio

LIG – Laboratório de Irradiação Gama

LCD – Laboratório de Calibração e Dosimetria

LIOM – Linha Infra-orbitomeatal

Mg – Magnésio

N – Nitrogênio

NRD – Níveis de Referência de Radiodiagnóstico

O – Oxigênio

P – Fósforo

PDA – Produto dose-área

RBE – Eficácia Biológica Relativa

Ti – Titânio

TC – Tomografia Computadorizada

TL – Termoluminescência

TLD – Dosímetro termoluminescente

## SUMÁRIO

|                                                                    | <b>Página</b> |
|--------------------------------------------------------------------|---------------|
| <b>RESUMO.....</b>                                                 | <b>viii</b>   |
| <b>ABSTRACT.....</b>                                               | <b>x</b>      |
| <b>Lista de Tabelas.....</b>                                       | <b>xii</b>    |
| <b>Lista de Figura.....</b>                                        | <b>xiv</b>    |
| <b>Lista de Equações.....</b>                                      | <b>xvi</b>    |
| <b>Lista de Abreviaturas.....</b>                                  | <b>xvii</b>   |
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                                           | <b>1</b>      |
| <b>2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>                                 | <b>6</b>      |
| 2.1 Proteção radiológica.....                                      | 6             |
| 2.2 Exposições médicas.....                                        | 7             |
| 2.2.1 Níveis de referência.....                                    | 7             |
| 2.3 Grandezas dosimétricas.....                                    | 11            |
| 2.3.1 Dose absorvida.....                                          | 12            |
| 2.3.2 Dose equivalente.....                                        | 12            |
| 2.3.3 Dose efetiva.....                                            | 13            |
| 2.3.4 Kerma no ar.....                                             | 14            |
| 2.4 Termoluminescência (TL).....                                   | 15            |
| 2.4.1 Fluoreto de lítio, LiF: Mg, Ti.....                          | 17            |
| 2.5 Programa computacional PCXMC utilizado para as simulações..... | 19            |
| 2.5.1 Introdução.....                                              | 19            |
| 2.5.2 Quantidade de dose de radiação calculada pelo PCXMC.....     | 20            |
| 2.5.3 O fantoma matemático.....                                    | 22            |

|                                                                                                                    | <b>Página</b> |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|
| 2.5.4 O método Monte Carlo.....                                                                                    | 24            |
| <b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>                                                                                  | <b>26</b>     |
| 3.1 Instituição de saúde, salas de exames radiográficos e autorização do Comitê de Ética.....                      | 26            |
| 3.2 Simulação das incidências com fantoma de água.....                                                             | 26            |
| 3.3 Medida do kerma no ar.....                                                                                     | 28            |
| 3.4 Simulação computacional para determinar a dose absorvida nos órgãos.....                                       | 30            |
| 3.5 Influência nas doses de radiação devido as variações dos parâmetros das técnicas radiográficas empregadas..... | 33            |
| 3.6 Cálculo de dose na entrada da pele (DEP) .....                                                                 | 33            |
| 3.7 Simulação utilizando o fantoma Alderson Rando.....                                                             | 34            |
| 3.8 Calibração dos dosímetros termoluminescentes.....                                                              | 39            |
| <b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>                                                                               | <b>42</b>     |
| 4.1 Parâmetros das técnicas radiográficas levantados no Hospital.....                                              | 42            |
| 4.2 Valores medidos do kerma no ar.....                                                                            | 43            |
| 4.3 Valores de kerma no ar devido ao conjunto de técnicas radiográficas.....                                       | 44            |
| 4.4 Dose absorvida nos órgãos determinada pelas simulações computacionais.....                                     | 46            |
| 4.5 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações simuladas do tamanho de campo de irradiação.....               | 50            |
| 4.6 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações nas distâncias foco-pele (DFP).....                            | 54            |
| 4.7 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações na filtração total do feixe.....                               | 57            |
| 4.8 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações no ângulo do anodo.....                                        | 58            |
| 4.9 Doses absorvidas nos órgãos devido à variação entre projeção crânio-caudal e caudal-crânio.....                | 60            |
| 4.10 Doses na entrada da pele.....                                                                                 | 60            |
| 4.11 Doses absorvidas nos órgãos determinadas no fantoma A. Rando.....                                             | 63            |

|                                          | <b>Página</b> |
|------------------------------------------|---------------|
| <b>5 CONCLUSÃO.....</b>                  | <b>68</b>     |
| <b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b> | <b>70</b>     |
| <b>APÊNDICE.....</b>                     | <b>74</b>     |
| <b>ANEXO.....</b>                        | <b>76</b>     |

## **CAPÍTULO 1**

### **INTRODUÇÃO**

Quando as radiações ionizantes foram descobertas, há mais de 100 anos, sua utilização foi proveitosa e rapidamente utilizada pela profissão médica. Ao longo dos anos, novas técnicas de diagnósticos e terapias foram desenvolvidas e, em geral, o nível de cuidados à saúde humana tem aumentado. Com isto, as exposições médicas às radiações têm aumentado significativamente, tornando-se um importante componente de radiação total a que o homem é exposto (IAEA, 2002).

Práticas médicas que envolvem o uso de radiação ionizante são as que mais contribuem para a exposição humana, a partir de fontes de radiação feitas pelo homem; elas representam, em nível mundial, cerca de 95% das doses totais fornecidas aos pacientes, sendo executados anualmente em todo mundo cerca de dois bilhões de exames de raio X para diagnóstico. Existe um grande benefício para a saúde com a utilização destes exames por meio das radiações e, não há dúvida, quanto à necessidade de aumentar a disponibilidade de equipamentos radiológicos e serviços em muitos países. Os riscos associados à radiologia para diagnósticos são tipicamente baixos, mas é importante gerenciar a exposição aos pacientes, a fim de se obter apenas o diagnóstico e não expor desnecessariamente o paciente (IAEA, 2001).

A utilização de radiações ionizantes em medicina é justificada, dado que estas radiações possibilitam um grande progresso nos aspectos médicos relacionados com o diagnóstico, a terapêutica e a prevenção. Os princípios da proteção radiológica são alcançados com a otimização da proteção, criação de níveis de referência de doses e justificação das práticas. A otimização significa manter os valores de doses "tão baixos quanto razoavelmente exeqüíveis" e que seja suficiente para obter a qualidade de imagem exigida, assim como a informação desejada para o diagnóstico. No contexto da otimização, a introdução de níveis

de referência de radiodiagnóstico (NRD) vem por recomendação da Comissão Internacional para a Proteção das Radiações Ionizantes (ICRP 73) e exige promover a fixação e a utilização destes níveis, providenciar orientações neste domínio e estabelecer programas de garantia de qualidade. (COMISSÃO EUROPÉIA, 1999).

As doses absorvidas são frequentemente utilizadas em fantasmas como Alderson Rando para reproduzir as doses dos pacientes. A utilização deste fantoma permite conhecer os diferentes parâmetros de composição de uma técnica radiográfica, tais como: fatores de diagnóstico por meio do raio X, parâmetros operacionais, área radiografada e material usado para a determinação das medidas. Estes parâmetros podem afetar os dados dosimétricos, e assim, explicar as diferenças nos valores das doses encontradas na literatura (WALL *et al.*, 1980; TAPIOVAARA *et al.*, 1997).

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. Este fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas desde a década passada, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais rápidos em seus processamentos e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados sequencialmente.

As distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostradas estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios. No transporte de fótons, a

técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada fóton desde a fonte de radiação, onde ocorre o seu nascimento, interagindo com o meio ar, distância foco pele, e interação no tecido. Isto se dá então ao longo de sua vida toda até a sua morte (escape, absorção e etc.).

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (2005) sugere utilizar programas baseados nas técnicas de Monte Carlo a partir dos parâmetros radiográficos, para calcular doses em um ponto ou a dose média no órgão, baseado em doses simuladas em fantasmas. Esta comissão sugere ainda a utilização da técnica de Monte Carlo para calcular doses em pacientes de exames médicos de raio X. Este programa usa o fantoma matemático de Cristy (1980) para determinar a dose no órgão de pacientes de diferentes idades, peso, altura e tamanhos de campo de irradiação em várias condições de utilização do raio X para diagnóstico.

Com a publicação, em 1998, da Portaria 453/98 — “Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” — da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, os estabelecimentos médicos que fazem uso de radiação ionizante têm procurado se adequar às exigências de controle de qualidade e proteção radiológica preconizadas nesta Portaria.

Segundo Lacerda e da Silva (2003), a realização da medida da dose absorvida em certo órgão de um paciente, em um determinado exame radiográfico e a sua comparação com níveis de referência de diagnóstico, estabelecidos pelas autoridades de competência, é considerada como um parâmetro avaliador da otimização da proteção ao paciente em radiologia diagnóstica.

Ao pesquisar sobre radiografias de tórax AP/PA em 8 Hospitais do Rio de Janeiro, Osibote *et al* (2007), detectaram uma variação entre os Hospitais de 800% para dose na entrada da pele (DEP), de acordo com as variações dos parâmetros das técnicas radiográficas e as médias encontradas em cada Hospital. Estas DEP atingiram este valores devido aos

parâmetros radiográficos empregados, com variações de 33% na tensão (kV), 200% na carga (mA.s) e 35% na distância foco pele entre estes Hospitais.

Segundo Azevedo (2005), ao estudar as doses de entrada na pele (DEP) de pacientes submetidos ao raio X diagnóstico no Brasil e Austrália, percebeu-se variações entre estes países em relação aos parâmetros de composição de técnicas radiográficas com incidência de pelve AP. No Brasil as DEP tiveram média de 1,87 mGy e na Austrália de 0,07 mGy. A tensão aplicada ao tubo de raio X na Austrália (média de 101 kV), é superior no Brasil (média de 73 kV para incidência de pelve AP). Percebendo desta forma que a carga (mA.s) empregadas no Brasil se encontram maiores, em torno de 10 mA.s, ao passo que na Austrália este valor é em torno de 4 a 5 mA.s. A Distância Foco Pele (DFP) é inferior no Brasil, média de 89 cm em relação a Austrália que teve média de 104 cm. Estes parâmetros indicam desta forma que as DEP e dose absorvida fornecidas aos pacientes são maiores no Brasil.

Diante de tais referências, os pacientes, quando submetidos a exames radiológicos, podem ser irradiados com várias combinações de técnicas radiográficas para uma mesma estrutura analisada e incidência, como por exemplo, crânio AP, tórax AP e pelve AP, de acordo com as necessidades diagnósticas. No entanto as inúmeras variações das técnicas radiológicas acarretam variações de doses fornecidas aos pacientes. Desta forma, quando existe a inclusão de outros fatores que podem acarretar no aumento das doses aos pacientes, além das variações das técnicas radiográficas, devem-se estudar estes fatores. Um destes fatores pode ser encontrado nas rotinas de Hospitais de Pronto Socorro, onde as condições para se executar um diagnóstico com critérios de proteção radiológica para pacientes, não são levados em consideração. Como existe a necessidade de obter um rápido diagnóstico para pacientes politraumatizados, os acessórios de proteção radiológica, como por exemplo, delimitadores circulares para incidências de crânio e protetores de gônadas não são de uso cotidiano nestes estabelecimentos, ficando expostos desnecessariamente órgãos que não

possuem objetivo de diagnóstico. Os pacientes politraumatizados quando possuem a necessidade de ser radiografados, necessitam ser submetidos ao procedimento de radiodiagnóstico na maca de transporte ou na mesa bucky. Nesta condição de paciente é necessário que a incidência seja na horizontal e na projeção antero-posterior (AP).

Com esta visão de proteção radiológica e determinação de doses fornecidas aos pacientes que este estudo relacionará as variações dos parâmetros das técnicas radiológicas que podem alterar as doses de radiação fornecidas aos pacientes perante um diagnóstico. Desta forma é conveniente conhecer como variam estes parâmetros e quais são as respostas das doses nos pacientes.

Diante da motivação demonstrada, esta pesquisa buscará conhecer os parâmetros que alteram as doses fornecidas aos pacientes objetivando em:

- Conhecer as doses absorvidas nos órgãos fornecidas aos pacientes politraumatizados por exposição à radiação X, do Hospital Público de Pronto Socorro de Belo Horizonte João XXIII, por meio da autorização nº. 405, expedida pelo Comitê de Ética deste Hospital (Anexo 1);
- Conhecer as doses de entrada na pele (DEP) e como elas variam em função das alterações das técnicas radiográficas;
- Conhecer os parâmetros que envolvem o conjunto de uma técnica radiográfica em prol do diagnóstico, suas variações e como as doses absorvidas nos órgãos são alteradas em função destes parâmetros;
- Estabelecer um comparativo entre as doses absorvidas (D) nos órgãos obtidas pelos métodos PCXMC e o fantoma Alderson Rando associado aos detectores termoluminescentes.

## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 2.1 Proteção radiológica

O objetivo da proteção radiológica é “fornecer um padrão de proteção apropriado ao homem, contra as radiações, sem inibir atividades benéficas que aumentam a exposição à radiação” (ICRP, 1991) e tem como base principal três princípios (IAEA (b), 1999; SVS, 1998) descritos abaixo:

1. Justificação: qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição só deve ser autorizada se produzir um benefício líquido positivo para o indivíduo ou para a sociedade, para compensar o detrimento que ela possa causar, sendo, portanto, justificada em relação a outras alternativas, levando-se em conta, também, fatores sociais, econômicos e outros fatores relevantes;
2. Otimização: em relação à exposição à radiação em uma atividade, exceto exposições médicas terapêuticas, proteção e segurança devem ser otimizadas de modo que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrerem exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis;
3. Limitação da dose individual: a exposição normal dos indivíduos deve ser restrita tal que, a dose efetiva e a dose equivalente para órgãos e tecidos relevantes não devem exceder os limites anuais estabelecidos pelo organismo regulador e que, também, estas doses sejam tão baixas quanto possível para diminuir a probabilidade da ocorrência de efeitos estocásticos.

Nas exposições médicas de diagnóstico, a utilização do princípio da justificação se aplica como em todas as demais práticas. Já o princípio de otimização determina que a dose deve se manter em níveis mínimos, mas suficientes para se obter uma imagem com a qualidade

exigida para diagnóstico. Os limites de doses individuais foram definidos para exposições ocupacionais e do público. Em exposições médicas, clinicamente justificadas, a aplicação de tais limites poderia incorrer em danos maiores que o próprio benefício (ICRP, 1990, 1996).

## **2.2 Exposições médicas**

De acordo com as definições de exposição médica (SVS, 1998) são determinados os indivíduos que são submetidos aos regimes deste tipo de exposição. Estão incluídos neste caso:

- a) pacientes, em decorrência de exames ou tratamentos médicos ou odontológicos;
- b) indivíduos não ocupacionalmente expostos que voluntariamente ajudam a confortar ou conter pacientes durante o procedimento radiológico (acompanhantes, geralmente, familiares ou amigos próximos);
- c) indivíduos voluntários em programas de pesquisa médica ou biomédica e que não proporciona qualquer benefício direto aos mesmos.

Os indivíduos ocupacionalmente expostos são aqueles que têm exposição à radiação em decorrência de seu trabalho em práticas autorizadas.

Os indivíduos pertencentes ao público são definidos como membros da população que são expostos a fontes de radiação ionizante, excluindo exposição ocupacional, exposição médica e exposição natural normal devido à radiação ambiental do local. Incluem exposições a fontes e práticas autorizadas, e em situações de intervenção.

### **2.2.1 Níveis de referência**

Os níveis de referência são aplicados a procedimentos de diagnóstico comuns, realizados em grupos de pacientes com características físicas típicas ou em simulador-padrão, não se aplicando a exposições ou pacientes individualmente. Nesse sentido, se esse nível é

continuamente excedido, uma revisão dos procedimentos e/ou equipamentos empregados na realização dos exames deve ser realizada e ações corretivas devem ser implementadas. Entretanto, exceder esse nível não significa automaticamente que um exame está sendo realizado de forma inadequada ou, por outro lado, valores de dose abaixo dos níveis de referência podem também não ser indicativo de boas práticas. Em outras palavras, os níveis de referência devem ser estabelecidos considerando a realidade nacional ou regional, e levando em conta os equipamentos e os recursos humanos disponíveis para realização dos exames.

A princípio, os níveis de referência são aplicados a qualquer área da radiologia diagnóstica, entretanto, eles devem ser particularmente empregados em áreas onde há considerável possibilidade de redução de doses individuais ou coletivas, ou onde uma redução nos valores de dose pode significar uma redução expressiva no risco proveniente da exposição à radiação (EUR, 1999b):

- exames freqüentes, incluindo exames de programas de “screening”;
- exames comumente praticados com altos valores de dose, como tomografia computadorizada (TC) e procedimentos que requeiram elevado tempo de fluoroscopia (radiologia intervencionista);
- exames realizados em pacientes com maior sensibilidade aos efeitos da radiação, como pacientes pediátricos.

Uma vez estabelecidos os níveis de referência, os valores de dose recebidos pelos pacientes típicos ou determinados em simulador-padrão, em cada equipamento, de cada uma das salas dos estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, devem ser avaliados periodicamente, de preferência anualmente ou sempre que houver alguma grande mudança ou serviço de manutenção no equipamento. Os valores medidos devem ser comparados aos níveis de referência estabelecidos. No caso de utilização de simulador-padrão, este deve estar

disponível em todos os estabelecimentos responsáveis pela realização dos exames, já no caso de avaliação das doses diretamente nos pacientes (adulto), devem ser selecionados no mínimo 10 pacientes com biótipos típicos, normalmente com peso médio de  $70 \pm 5$  kg (NRPB, 1992; EUR, 1996a). A Portaria nº453 (SVS, 1998) estabelece como adulto típico, pacientes pesando entre 60 e 75 kg e com altura entre 1,60 e 1,75 m.

Os valores de dose correspondentes aos níveis de referência devem ser revisados periodicamente, a fim de que possam ser reduzidos ao longo do tempo com a incorporação de técnicas e procedimentos otimizados. Nesse ponto vale destacar que a avaliação das doses nos pacientes submetidos a exames de diagnóstico é somente um dos aspectos que precisam ser considerados nos programas de controle de qualidade (CQ), ou seja, os programas devem ser mantidos e realizados mesmo que os valores de dose praticados estejam abaixo dos níveis de referência estabelecidos.

A IAEA incorporou aos procedimentos de proteção radiológica em pacientes às Normas Básicas Internacionais de Segurança para a Proteção contra as Radiações Ionizantes e Fontes de Radiação (NBS-BSS, 1996) e recomendou o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico, dentro do contexto da otimização. Estes níveis de referência de diagnóstico aplicam-se a uma grandeza mensurável, usualmente dose absorvida no ar, ou em um material de tecido, na superfície de um fantoma padrão ou de um paciente representativo. De acordo com as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1996) e a Comunidade Européia (1997) entidades de proteção radiológica de diversos países têm adotado esses níveis como instrumento regulador para a otimização das exposições médicas (DREXLER, 1998).

O uso prático dos níveis de referência, de modo a permitir comparações entre os diversos estabelecimentos de saúde responsáveis pela realização dos exames radiológicos, requer que eles sejam expressos em grandezas dosimétricas claramente definidas e facilmente

medidas ou calculadas a partir dos parâmetros de exposição empregados (técnica radiológica). Nesse sentido, algumas grandezas dosimétricas, já definidas e estabelecidas, têm sido adotadas como níveis de referência, dependendo do tipo de exame radiológico realizado (FAULKNER, 1999; WALL, 2004):

- ♦ Dose de entrada na pele (DEP) para radiografias individuais;
- ♦ Produto dose-área (PDA) para radiografias individuais ou exames completos envolvendo radiografias e/ou fluoroscopia;
- ♦ Índice de dose para exames de tomografia computadorizada (CDTI).

A dose de entrada na pele (DEP) é definida como a dose absorvida no ar, no ponto coincidente do eixo central do feixe de radiação com a superfície de entrada da pele do paciente, incluindo o fator de retro-espalhamento do mesmo. É usualmente expressa em unidades de mGy (energia por unidade de massa, no Sistema Internacional:  $\text{J.kg}^{-1}$ ) e pode ser medida diretamente, por dosímetros termoluminescentes (TLD's) calibrados (para estas situações o fluoreto de lítio (LiF) e o borato de lítio ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ) são os materiais termoluminescentes mais utilizados nesse tipo de dosimetria) e fixados na superfície da pele do paciente, ou indiretamente, por câmara de ionização posicionada no ar, no eixo central do feixe de raios X, aplicando-se fatores de correção para a distância foco-pele (DFP) utilizada na realização do exame, e para o retroespalhamento, conforme a energia efetiva (ou equivalente) do feixe de radiação. Na medida com a câmara de ionização as grandezas associadas e que determinam a DEP são o kerma no ar (K) e dose absorvida (D) no tecido ou órgão.

O número atômico efetivo de ambos (8,14 e 7,4, LiF e  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  respectivamente) demonstra equivalência em relação ao tecido humano ( $Z_{\text{efetivo (tecido)}} = 7,42$ ), dispensando correções em relação à dependência energética na faixa de energia (dezenas de keV) encontrada em raios X diagnóstico.

Medidas específicas de rendimento do tubo de raios X em função da tensão aplicada (kV) e carga (mA.s), normalmente realizadas durante programas de controle de qualidade, são frequentemente utilizadas no cálculo do valor de DEP, a partir dos parâmetros ou técnica (kV, mA.s e DFP) empregados individualmente na realização de um exame em um determinado paciente. A DEP é normalmente utilizada em exames convencionais de radiodiagnóstico, onde a técnica (kV, mA.s, distância foco-filme) e as condições de irradiação (posição do corpo em relação o lado do anodo e tamanho de campo) são mantidas constantes ou variadas durante a realização do exame.

### **2.3 Grandezas dosimétricas**

A tarefa de organizar e padronizar as grandezas usadas para caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação dos mesmos com a matéria e a quantificação dos efeitos, tem sido feita pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU); que define grandezas físicas básicas e grandezas operacionais; e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP); que é responsável pela definição das grandezas limitantes de radioproteção. Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos, um conjunto de grandezas e relações entre grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

Dois tipos de grandezas são especificamente definidos para uso em proteção radiológica: as grandezas limitantes, as quais são definidas pela ICRP e usadas para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante; e as grandezas operacionais, as quais são definidas pela ICRU e levam em consideração as atividades de radioproteção.

Em 1990, a ICRP adicionou novas recomendações básicas que substituíram aquelas recomendadas na publicação nº. 26 da ICRP (1977) e das publicações suplementares nº. 30 da ICRP (1979), nº. 30 da ICRP (1980) e nº. 45 da ICRP (1986). As novas recomendações, as

quais foram divulgadas na publicação nº. 60 da ICRP (1991) e utilizada pela portaria 453/98, incluem a aplicação de novas grandezas para o uso em Proteção Radiológica. As novas grandezas apresentam uma revisão de muitos conceitos básicos usados na proteção contra a exposição a fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP na publicação nº. 60 são:

- Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido ( $D_T$ );
- Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ( $H_{T,R}$ );
- Dose Efetiva (E).

### 2.3.1 Dose Absorvida

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida,  $D_T$ . É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido “T”, dividida pela massa daquele órgão, dada pela eq. 1,

$$D_T = de/dm \quad (1)$$

onde  $de$  é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa  $dm$ . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o Gray (Gy).

### 2.3.2 Dose Equivalente

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para

considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente,  $H_T$ , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ( $D_{T,R}$ ), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação,  $w_R$ , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, ou seja:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2)$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Com o nome especial de Sievert (Sv).

Os fatores de peso da radiação  $w_R$  foram estipulados com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de  $w_R$  que são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo provenientes de fótons de todas as energias é considerado como valor unitário 1 (ICRP, 1991).

### 2.3.3 Dose Efetiva

A dose efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa pela eq. 3:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (3)$$

onde  $W_T$  é o fator de peso do tecido T e  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de Sievert (Sv). Os valores de  $W_T$  para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose efetiva, estipulados pela publicação nº. 60 da ICRP (1991) são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 1991).

| <b>Tecido ou Órgão</b>                 | <b>Fator de peso do tecido ou órgão (<math>W_T</math>)</b> |
|----------------------------------------|------------------------------------------------------------|
| Gônadas                                | 0,20                                                       |
| Medula óssea, Cólon, Pulmão e Estômago | 0,12                                                       |
| Bexiga                                 | 0,05                                                       |
| Mamas                                  | 0,05                                                       |
| Fígado                                 | 0,05                                                       |
| Esôfago                                | 0,05                                                       |
| Tiróide                                | 0,05                                                       |
| Pele                                   | 0,01                                                       |
| Superfície óssea                       | 0,01                                                       |
| Restante*                              | 0,05                                                       |

\* Os órgãos restantes são compostos por: cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

### 2.3.4 Kerma no ar

Fótons e nêutrons ionizam o meio absorvedor através de duas interações distintas, daí serem consideradas indiretamente ionizantes. Na primeira, que envolve a interação do fóton com o átomo, os elétrons orbitais, no caso de raio X, adquirem energia cinética, que posteriormente perderão para o meio. A quantidade de energia cedida aos elétrons, pelos fótons ou nêutrons, no primeiro estágio, é denominado kerma, num anacronismo de “Kinetic Energy Released in the Medium”, sendo o “a” adicionado por razões fonéticas (STSTKIEWICS et al., 1998).

$$K = dE_{tr} / dm \quad (4)$$

onde, K é a energia transferida pelos fótons / unidade de massa, na unidade de Sistema Internacional SI: joule / kg com o nome especial de Gray (Gy).

Kerma refere-se a toda energia que os elétrons recebem. Entretanto, os elétrons podem liberá-los para o meio por meio de colisões ou “bremsstrahlung” (frenagem). Muitas vezes, somente parte da energia cinética (kerma) do elétron será utilizada para efetivamente ionizar o

meio absorvedor, por isso torna-se necessário distinguir entre energia cedida pela radiação indiretamente ionizante (kerma) e a energia absorvida pelo meio absorvedor (dose absorvida). É a grandeza que mais diretamente relaciona a radiação aos seus efeitos.

Como a energia transferida e a energia absorvida ocorrem em locais diferentes do meio, as grandezas kerma e dose absorvida só são iguais em condições de equilíbrio eletrônico<sup>1</sup>, desprezadas ainda as perdas de energia por produção de bremsstrahlung. A grandeza kerma é fácil de ser calculada, mas difícil de ser medida (Johns & Cunningham, 1983). Quando o meio é o ar ou a água e a faixa de energia dos fótons é da ordem de dezenas de keV (raios X diagnóstico, por exemplo), kerma e dose absorvida são iguais.

## **2.4 Termoluminescência (TL)**

A termoluminescência (TL) consiste na emissão de luz por materiais (isolantes ou semicondutores) aquecidos. Este fenômeno não deve ser confundido com a incandescência, que é a emissão espontânea de luz por substâncias aquecidas. Na termoluminescência, materiais previamente irradiados (que absorveram energia) emitem luz através de um processo termicamente estimulado. Fica claro, portanto, que três condições são necessárias para a produção de termoluminescência. Primeira, o material precisa ser um isolante ou um semicondutor – metais não apresentam propriedades luminescentes. Segunda, precisa haver exposição à radiação para que o material receba energia. Terceira e última, a emissão luminescente é disparada pelo aquecimento do material. Uma particular característica dos materiais termoluminescentes é que, uma vez aquecidos até a temperatura que provoca emissão de luz, um reaquecimento só causa nova emissão de luz se o material for irradiado novamente.

---

<sup>1</sup> A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando o número de íons produzidos dentro de um volume de massa  $dm$  por partículas carregadas liberadas fora desse volume é igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume.

O princípio fundamental que governa a termoluminescência é essencialmente o mesmo que governa todos os processos luminescentes, ou seja, a termoluminescência é um dos fenômenos pertencentes à grande família dos fenômenos luminescentes. Os fenômenos de luminescência ocorrem quando a energia de radiação incidente no material é absorvida e emitida na forma de luz de maior comprimento de onda – ultravioleta, visível e infravermelho. O comprimento de onda da luz emitida é característico da substância luminescente e não da radiação incidente. Os vários fenômenos de luminescência recebem nomes que dependem da forma utilizada para excitar a emissão. Por esse motivo a luminescência estimulada pelo aquecimento (calor), recebe o nome de termoluminescência. É comum classificar o processo de luminescência em relação ao tempo ( $t_c$ ) decorrido entre a absorção de energia da radiação incidente e a emissão de luz pelo material. Se a emissão ocorrer em qualquer instante menor que  $10^{-8}$  s, diz-se tratar-se de fluorescência. Por outro lado, se o intervalo de tempo entre a absorção e a emissão for maior que  $10^{-8}$  s, a emissão é chamada de fosforescência, incluída nela a TL. É claro que para tempos de emissão muito curtos, fica difícil distinguir entre o processo de fluorescência e fosforescência. Do ponto de vista prático, uma maneira clara de distinguir entre fluorescência e fosforescência é observar o efeito da temperatura no decaimento da luminescência. No caso da fosforescência, o tempo entre a absorção de energia e a emissão de luz apresenta forte dependência com a temperatura, enquanto que na fluorescência, ele é constante, ou seja, independe da temperatura.

A temperatura da substância pode, então, ter um papel muito importante no que diz respeito à estabilidade da energia armazenada em decorrência da excitação. Se parte da energia de excitação for armazenada no material, e a emissão de luz acontecer como uma consequência do aumento da temperatura, diz-se tratar-se de termoluminescência (TL). Portanto, a termoluminescência consiste na emissão de luz por um material, quando aquecido, como produto da liberação de certa quantidade de energia previamente absorvida e

armazenada. Essa absorção pode ser devido à excitação com radiação ionizante, raios ultravioleta, tensões mecânicas, reações químicas, etc. (Lima, 1991). A emissão termoluminescente pode ser disparada a qualquer instante (tempo) depois de terminada a irradiação. Este tempo pode variar de minutos até anos. Um limite prático de tempo entre a irradiação e a emissão termoluminescente é a idade do sistema solar  $4,6 \times 10^9$  de anos (Figura 1).

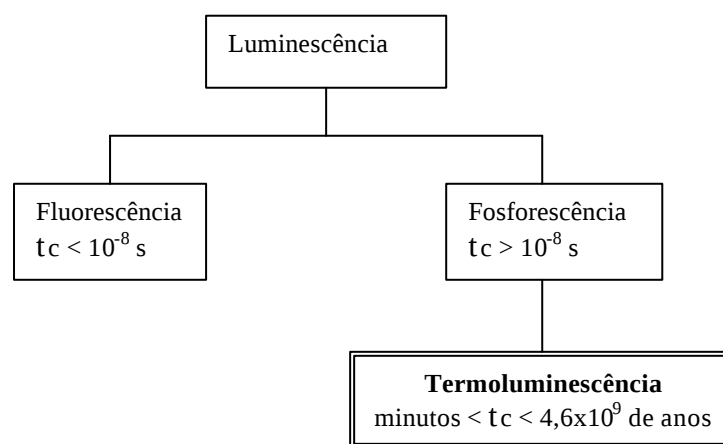


Figura 1 - “Árvore da Família” dos fenômenos de luminescência.

Os materiais que mais apresentam TL são os sólidos dielétricos, embora o fenômeno também seja exibido por outros materiais tais como vidro e alguns compostos orgânicos (polietileno e teflon). Os materiais mais amplamente estudados são aqueles que se prestam às aplicações em dosimetria (LiF, CaF<sub>2</sub>, CaSO<sub>4</sub>, Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>, MgSiO<sub>4</sub>, BeO) e em Geologia e Arqueologia (quartzo, calcita, fluorita). Muitos desses materiais são preparados em laboratório através de técnicas de crescimento de cristais.

#### 2.4.1 Fluoreto de lítio, LiF: Mg, Ti

Apesar da existência e estudo de vários detectores, o fluoreto de lítio (LiF) é o mais comumente usado em aplicações médicas. O fluoreto de lítio é um halogeneto alcalino de densidade  $2,6 \text{ g.cm}^{-3}$ . Apresenta número atômico efetivo próximo ao do tecido humano ou do

ar, não é solúvel em água e apresenta a propriedade de ter eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04%. Estes detectores são encontrados no mercado sob a denominação de TLD 100, TLD 600 e TLD 700 e são produzidos pela Thermo RMP do Reino Unido, sendo o mais conhecido o HARSHAW TLD 100 (DA ROSA, 2000).

O TLD 100 apresenta um baixo custo e uma grande variedade de opções de sensibilidade e dimensões, para aplicações na dosimetria pessoal, ambiental, de área, de acidente, de feixe e de doses altas, específicos para todos os tipos de radiações ionizantes e um alguns casos não ionizantes (UV e laser). O TLD 100 resulta da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, crioletto de lítio e fluoreto de lítio e titânio, resultando em uma substância que contém no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras (CAMERON et al., 1968, ATTIX, 1986).

O fluoreto de lítio apresenta uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas específicas. As vantagens e desvantagens de se utilizar o LiF como instrumento de medida da dose absorvida são baseadas nestas características.

O detector TL de fluoreto de lítio apresenta uma perda estimada em 99,96% da energia depositada pela radiação ionizante. Portanto, eles devem ser utilizados sob condições reprodutíveis para se obter um resultado consistente (ATTIX, 1986).

O LiF apresenta um amplo intervalo de dose útil que vai de poucos mGy a aproximadamente  $10^4$  Gy. A sua resposta termoluminescente é independente da taxa de dose, permitindo utilizá-los em campos de radiação com taxas de doses elevadas. O seu pequeno tamanho e formas variáveis permitem a sua utilização para medida de dose na área médica, dentro de fantasmas. A sua reutilização é possível ao empregar um tratamento térmico adequado e verificando-se possíveis alterações na sua sensibilidade, sendo este material economicamente viável.

Devido à falta de uniformidade na distribuição da sensibilidade, é necessário calibrar os detectores para se obter uma exatidão aceitável na sua resposta. Esta sensibilidade pode variar com o tempo e deve-se fazer um controle na temperatura e no tempo do tratamento térmico para restaurá-lo à condição normal. Deve-se observar que o detector não retém permanentemente 100% de suas cargas nas armadilhas devendo-se fazer um controle rigoroso da temperatura, luz (ultravioleta, solar ou fluorescente) e umidade. Como arranhões, rachaduras ou contaminação por poeira ou umidade na superfície do cristal podem causar leituras TL espúrias, a presença do gás inerte ao oxigênio, durante a leitura, é importante por eliminar tais sinais. Deve-se observar que após a leitura do detector TL a informação é automaticamente perdida; é necessário um registro da curva de emissão ou da carga total (área sob a curva) (NOGUEIRA, 1996).

## **2.5 Programa computacional PCXMC**

### **2.5.1 Introdução**

As doses em pacientes submetidos a raios X para fins de diagnósticos têm sido muitas vezes descritas pela dose de entrada na pele (DEP) no centro do feixe de raios X, principalmente por causa da simplicidade da sua medição. Isto pode ser suficiente para controle da qualidade do procedimento associada à confiabilidade do sistema radiodiagnóstico, mas não é suficiente para a comparação ou avaliação das doses nos pacientes, pois o valor da DEP sofre alterações causadas pelas características do feixe de raio X ou até mesmo do paciente. Quando se faz a análise técnica da otimização do procedimento de radiodiagnóstico, a dose no paciente necessita ser quantificada, já que está diretamente relacionado com o detrimento causado pela radiação. Atualmente, considera-se que o detrimento no ser humano está relacionado aos níveis de doses de radiação em diferentes órgãos ou tecidos do corpo (ICRP, 1991). Esta informação não pode ser obtida por meio de

medidas direta em pacientes submetidos a exames de raio X; também é difícil e demorada as medições utilizando-se experimentos com simuladores físicos (fantomas). Contudo, a dose no órgão pode ser calculada com aproximação razoável, usando a técnica de Monte Carlo, onde números aleatórios são utilizados para simular o transporte de radiação no corpo humano. A física das interações entre a radiação e a matéria é bem conhecida, e a precisão do cálculo é limitada principalmente pelos modelos anatômicos utilizados para descrever pacientes reais e pela caracterização do campo de radiação aplicado.

O PCXMC é um programa computacional que simula a interação de raio X com o meio material e a técnica de Monte Carlo. O programa é escrito com o código “Delphi Object Pascal”, e é executado em um microcomputador com Windows 95/98/NT/2000/XP. O tempo gasto nas simulações depende da incerteza aceitável dos resultados das doses e a velocidade do microcomputador, podendo variar de segundos a minutos. Para as simulações computacionais realizadas neste trabalho utilizou-se a versão 1.5 da Radiation and Nuclear Safety Authority – STUK-A139.

### **2.5.2 Dose de radiação calculada pelo PCXMC**

As doses nos órgãos calculadas pelo PCXMC são dadas a partir do kerma no ar (livre no ar, sem retro-espalhamento, no ponto onde o eixo central do feixe de raios X penetra no paciente. O kerma no ar de entrada deve ser fornecido pelo usuário do programa. Este dado pode ser medido com uma câmara de ionização calibrada em função do kerma no ar, nas condições reais de incidência de um paciente.

Se o kerma no ar for medido sobre a pele do paciente, esta inclui a radiação retro-espalhada, desta forma o valor deve ser dividido pelo fator de retro-espalhamento (BSF), que é dependente do espectro do feixe e tamanho do campo de irradiação no paciente; este fator varia de 1,1 a 1,5 como sugerido por Grosswendt (1990).

Para o cálculo de dose efetiva foi considerado o detrimento devido a radiação em situações que a dose fornecida ao corpo não é uniforme e é dada pela média ponderada da dose no órgão. Esta consideração está relacionada aos indivíduos de biótipos diferentes mas sem discriminação de sexo e para varias idades (ICRP 1991). Se os biótipos são considerados com grandes heterogeneidades da população é recomendado o uso de diferentes conjuntos de fatores de ponderação.

Partindo das doses nos órgãos, a dose efetiva foi determinada pelo PCXMC, considerando os fatores de ponderação dos tecidos apresentados na Tabela 2:

Tabela 2 - Fatores de ponderação dos tecidos para o cálculo da dose efetiva

| <b>Órgão ou tecido</b> | <b>Fator de peso do tecido</b> |
|------------------------|--------------------------------|
| Ovarios*               | 0,20                           |
| Testículos*            | 0,20                           |
| Medula óssea           | 0,12                           |
| Pulmões                | 0,12                           |
| Cólon                  | 0,12                           |
| Estômago               | 0,12                           |
| Fígado                 | 0,05                           |
| Tireóide               | 0,05                           |
| Esôfago                | 0,05                           |
| Mama                   | 0,05                           |
| Trato urinário         | 0,05                           |
| Superfície óssea**     | 0,01                           |
| Pele                   | 0,01                           |
| Cérebro                | r                              |
| Rins                   | r                              |
| Pâncreas               | r                              |
| Intestino inferior     | r                              |
| Timo                   | r                              |
| Útero                  | r                              |
| Músculo***             | r                              |

\* - A dose nas gônadas é calculada como a média das doses nos ovários e testículos.

\*\* - A ponderação deste tecido refere-se a dose na superfície óssea. O PCXMC aproxima esta dose utilizando a dose no esqueleto (excluindo a medula óssea).

\*\*\* - No PCXMC, esta dose é calculada como a dose média para todo o simulador (ou corpo), mas excluindo os outros órgãos e tecidos dado nesta tabela.

r - Estes órgãos e tecidos são o restante dos tecidos, inclui as vias aéreas extratorácicas da ICRP (1995), mas estes órgãos não têm sido tratados separadamente no PCXMC. O fator de ponderação destes tecidos é de 0,05, e são aplicados entre a média das massas das doses no restante dos órgãos e tecidos.

### 2.5.3 O simulador matemático do corpo humano

Vários modelos de simuladores estão disponíveis para as técnicas de Monte Carlo, estes podem incluir simuladores por voxel, que são baseados em imagens reais de seres humanos geradas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética e modelos computacionais onde o contorno do corpo e órgãos são definidos por expressões matemáticas.

O simulador utilizado no PCXMC é hermafrodita e representa seres humanos de diferentes idades: recém nascidos de 1, 5, 10, 15 anos de idade e pacientes adultos. Este simulador inclui expressões que descrevem vários órgãos e partes do corpo, conforme especificado por Cristy (1980). As principais dimensões dos órgãos do simulador são apresentadas na Tabela 3, bem como a composição dos seus tecidos na Tabela 4.

Tabela 3 - Principais dimensões do simulador matemático usado no PCXMC

| Idade<br>(anos)  | Peso<br>(kg) | Altura<br>total<br>(cm) | Altura do<br>tronco (cm) | Espessura<br>do tronco<br>(cm) | Largura do<br>tronco* | Largura do<br>tronco** | Comprimento<br>das pernas (cm) |
|------------------|--------------|-------------------------|--------------------------|--------------------------------|-----------------------|------------------------|--------------------------------|
| Recém<br>nascido | 3,51         | 51,5                    | 21,6                     | 9,8                            | 10,9                  | 12,7                   | 16,8                           |
| 1                | 9,36         | 75,0                    | 30,7                     | 13,0                           | 15,1                  | 17,6                   | 26,5                           |
| 5                | 19,1         | 109,0                   | 40,8                     | 15,0                           | 19,6                  | 22,9                   | 48,0                           |
| 10               | 32,1         | 138,6                   | 50,8                     | 16,8                           | 23,8                  | 27,8                   | 66,0                           |
| 15               | 54,5         | 164,0                   | 63,1                     | 19,6                           | 29,7                  | 34,5                   | 78,0                           |
| Adulto           | 71,1         | 174,0                   | 70,0                     | 20,0                           | 34,4                  | 40,0                   | 80,0                           |

\* - Largura do tronco sem os braços. \*\* - Largura do tronco com os braços.

Fonte: Cristy, 1980

Tabela 4 - Composição dos tecidos do simulador utilizados no PCXMC (% em peso).

| Tecido ou órgão | Densidade (g.cm <sup>3</sup> ) | Porcentagem em peso (%) |       |      |       |      |       |
|-----------------|--------------------------------|-------------------------|-------|------|-------|------|-------|
|                 |                                | H                       | C     | N    | O     | P    | Ca    |
| Esqueleto       | 1,49                           | 7,04                    | 22,79 | 3,87 | 48,56 | 7,68 | 10,06 |
| Medula óssea    | 0,99                           | 10,18                   | 47,48 | 2,18 | 39,70 | 0,29 | 0,17  |
| Tecido mamário  | 0,975                          | 11,70                   | 38,04 | 0,00 | 50,26 | 0,00 | 0,00  |
| Tecido pulmonar | 0,296                          | 10,21                   | 10,01 | 2,80 | 75,96 | 0,78 | 0,24  |
| Outros tecidos  | 0,99                           | 10,47                   | 23,02 | 2,34 | 63,21 | 0,39 | 0,58  |

A origem do sistema de coordenadas situa-se no centro da base do tronco de cada fantoma. As direções dos eixos são considerados como “z” para cima, “x” para o lado esquerdo e “y” no sentido de altura do fantoma. A Figura 2 ilustra um exemplo das formas físicas dos simuladores de um adulto com peso de 71,1 kg e 174 cm de altura e um recém nascido com 3,51 kg e 51,6 cm.

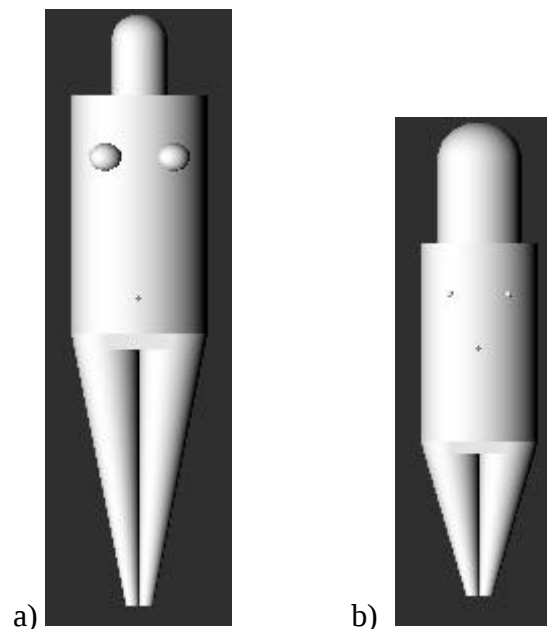


Figura 2 – Exemplo de modelos básicos do simulador no PCXMC: a) Adulto com 71,1 kg e 174 cm; b) Recém nascido com 3,51 kg e 51,5 cm.

#### **2.5.4 O método Monte Carlo**

A técnica de Monte Carlo para cálculo de transporte de radiação X é baseada em simulação matemática estocástica das interações entre os fótons e a matéria. De uma forma padronizada, os fótons são emitidos (em um sentido matemático fictício) a partir de uma fonte pontual isotrópica para o ângulo sólido ou pela distância focal e as dimensões do tamanho de campo de radiação, os fótons são seguidos enquanto interagem com o simulador, de acordo com as distribuições de probabilidade que os processos físicos: efeito fotoelétrico, absorção coerente (Rayleigh) ou espalhamento incoerente (Compton). Outras interações não são considerados no PCXMC, porque a energia máxima é limitada em 150 keV.

O alcance de elétrons secundários em tecidos moles é apenas uma fração de milímetro e a energia do elétron secundário é considerado como sendo absorvida no local da interação do fóton (exceto para o cálculo da dose na medula óssea). Um histórico de grande número de fótons individuais é gerado e as estimativas dos valores médios da energia depositada nos vários órgãos do fantoma são utilizadas para o cálculo da dose nos órgãos.

Pseudos números aleatórios são gerados e utilizados para a amostragem inicial da direção do fóton, a distância entre as interações, o tipo de interação, o ângulo de espalhamento e a energia. De fato, para melhorar a exatidão, os fótons são considerados com não totalmente absorvidos pela interação fotoelétrica, mas como são ponderados neste tipo de absorção. O fator de ponderação representa a proporção esperada de fótons que teriam sobrevivido na absorção das interações anteriores, e que são reduzidos em cada interação, de acordo com a probabilidade de absorção. Em cada interação, cada fóton é seguido até que ele saia do fantoma e que sua energia seja menor que 2 keV (caso em que ele é considerado absorvido).

Os ossos do fantoma matemático são modelados como uma mistura homogênea de osso mineral, da medula óssea e de outros componentes orgânicos do esqueleto. A

composição global do esqueleto é aproximada como sendo constante para todos os ossos do corpo e para todos os simuladores que representam os pacientes de várias idades.

O PCXMC calcula as doses nos órgãos devido aos fótons monocromático com energia de 10, 20 à 150 keV divididos em dez diferentes lotes de valor energético. A última estimativa da absorção da energia em cada valor é obtido como a média desses lotes, e a incerteza estatística é calculada a partir do desvio padrão. Os mesmos dados da técnica de Monte Carlo podem, portanto, ser utilizada para calcular doses para qualquer espectro de interesse, o cálculo é rápido, pois não envolve qualquer nova simulação.

Os espectros de raio X são calculados de acordo com a especificação da tensão do tubo de raio X (kV), o ângulo do alvo de tungstênio do tubo de raio X e a filtração total. O kerma no ar é calculado a partir dos dados de fóton fluência utilizando os coeficientes de conversão em ICRU (1992b).

Neste programa, a exatidão da dose absorvida e a estimativa da incerteza dependem do número de interações no órgão. Mesmo para um grande número de histórias de fótons, se a dose no órgão é baixa ou o órgão pequeno o número de interações será sempre pequeno, acarretando um valor alto nas incertezas.

## **CAPÍTULO 3**

### **MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 – Instituição de saúde, salas de exames radiográficos e autorização do Comitê de Ética**

As técnicas radiográficas foram simuladas no Hospital Público de Pronto Socorro de Belo Horizonte João XXIII, onde há em seu plantel, quatro equipamentos fixos de raio X modelo VMI Plus 500, com tensão máxima de 150 kV, instalados um em cada sala de exame de pronto atendimento desta instituição.

A equipe de operadores ocupacionalmente expostos é dividida em três grupos de plantão de trabalho, com cinco operadores, em média, para cada grupo. Para as simulações foi utilizado um técnico em cada sala de raio X. O histórico desta instituição mostra que o número de exames radiológicos executados no ano de 2006 é em torno de 150 000.

#### **3.2 Simulação das incidências com fantoma de água**

Para obter dados da produção de radiação liberado pelos equipamentos de raio X e os parâmetros das técnicas radiográficas empregadas, foi realizado um exame que simulasse uma incidência para um paciente de biótipo com peso de 70 kg, altura de 1,74 m com idade de 30 anos. As estruturas analisadas e as incidências seriam para crânio ântero-posterior (AP), tórax ântero-posterior (AP) e pelve ântero-posterior (AP), já que pelo histórico do Hospital quase a totalidade das estruturas analisadas e incidências mostraram que estas posições são as de uso cotidiano devido ao grau de lesão nos pacientes e a dificuldade de movê-los. Além disto, os pacientes politraumatizados são radiografados nas próprias macas de transporte, não sendo movidos para a mesa bucky ou mural bucky.

Para auxiliar a visualização do tamanho de campo irradiado e a distância foco pele (DFP), foi utilizado um galão de 20 litros de água, como mostrado na Figura 3.



Figura 3 – Posicionamento com auxílio do fantoma de água

Para a composição dos parâmetros radiográficos foi utilizado os critérios pessoais de cada operador. Na determinação do tamanho de campo irradiado, os operadores não utilizaram como referência as dimensões do fantoma, e sim a incidência do campo luminoso projetado na mesa bucky, respeitando o tamanho do filme utilizado para cada posição de incidência, tanto na projeção crânio caudal como na largura do fantoma, como mostra a Figura 4.

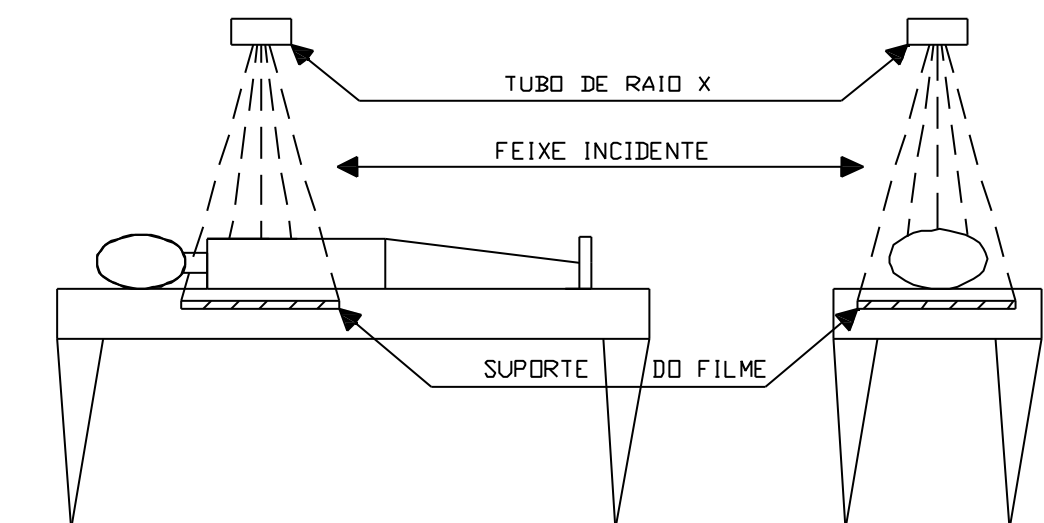


Figura 4 – Posicionamento do feixe incidente respeitando o tamanho do filme

A determinação do tamanho do campo irradiado na superfície do fantoma foi utilizada a semelhança de triângulos. Para a forma de delimitação do campo, ocorrendo com um paciente, os operadores utilizam também o limite superior do campo como a linha dos ombros ou o ponto entre a vértebra torácica 1 (T1) e a vértebra cervical 7 (C7) e o limite inferior com 3 cm acima das cristas ilíacas para a incidência de tórax AP, incluindo afastamento lateral dos membros superiores em relação ao corpo (abdução). Em alguns casos, para a incidência de pelve AP foi utilizado o centro do campo como sendo a sínfise púbica. Para a incidência de crânio AP, todos os operadores utilizaram a linha infra-orbitomeatal (LIOM).

Os valores de carga (corrente x tempo) foram determinados automaticamente pelos equipamentos após serem selecionados, pelos técnicos, estes dois fatores. Desta forma não foi possível determinar e utilizar o valor correto desta carga e sim o arredondamento mostrado nos equipamentos.

### **3.3 Medida do kerma no ar**

Após os operadores determinarem os parâmetros da técnica empregada, foi retirado o fantoma e posicionada a câmara de ionização, calibrada e aferida em kerma no ar, de 180 cm<sup>3</sup> acoplada a um eletrômetro 9060, ambos da RADICAL, coincidindo seu centro geométrico com a posição a qual seria a superfície do fantoma e perpendicular ao feixe incidente. O conjunto câmara-eletrômetro foi calibrado com um conjunto câmara-eletrômetro padrão do Laboratório de Calibração e Dosimetria (LCD) do CDTN/CNEN. Este conjunto padrão possui certificação expedida pelo laboratório de calibração do Instituto de Pesquisa de Engenharia Nuclear (IPEN).

Para evitar possíveis retroespalhamentos foi utilizada a Distância Foco Pele (DFP) em conjunto com a câmara de ionização fora da projeção da mesa bucky, como mostrado na Figura 5.



Figura 5 – Posicionamento da câmara fora da projeção da mesa bucky

Para a determinação das medidas, tomou-se o cuidado de que toda a superfície da câmara fosse irradiada.

Para cada simulação de posição, foram feitos três disparos nos equipamentos de raio X, perfazendo um total de três medidas, totalizando 36 disparos, sendo nove disparos por sala. No momento dos disparos, o acompanhamento foi realizado do lado de fora das salas, e logo após, feita a leitura correspondente ao kerma no ar. Os valores obtidos foram tratados estatisticamente determinando a média aritmética e desvio padrão, separados por incidência, para serem utilizados como parâmetro de entrada no programa de simulação.

### **3.4 Simulação computacional para determinar a dose absorvida nos órgãos**

Os parâmetros das técnicas radiográficas levantadas no hospital formaram a base para determinar, no simulador computacional, a dose absorvida (D) nos órgãos.

Os parâmetros iniciais inseridos no programa PCXMC para formar a geometria da incidência e a interação dos fótons do simulador foram: tamanho de campo, Distância Foco Pele (DFP), características do biótipo, idade, localização por coordenadas da área irradiada no fantoma do simulador, inclinação da incidência do feixe em relação ao plano do fantoma,

projeção crânio-caudal ou caudal-crânio em relação à posição do anodo e quantidade de fótons incidentes. O programa leva em consideração o fantoma padrão com características físicas de um paciente adulto hermafrodita com 174 cm de altura, 71,1 kg de peso, 30 anos de idade 70 cm de altura de tronco, 20 cm de espessura de tronco e 34,4 cm de largura de tronco, sem braços. A composição química dos órgãos e tecidos é constituída por diferentes concentrações dos elementos químicos H, C, N, O, P e Ca, formando densidades diferentes.

Os parâmetros iniciais do programa são mostrados na Figura 6.

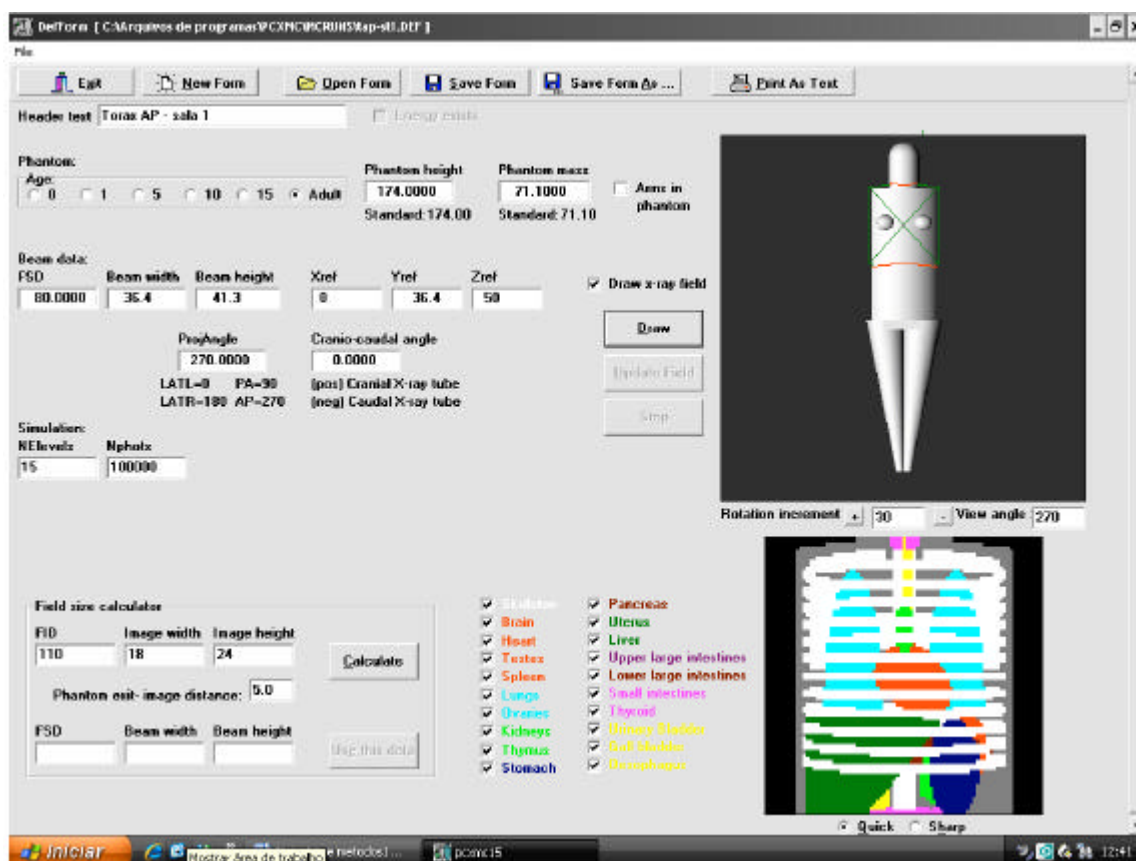
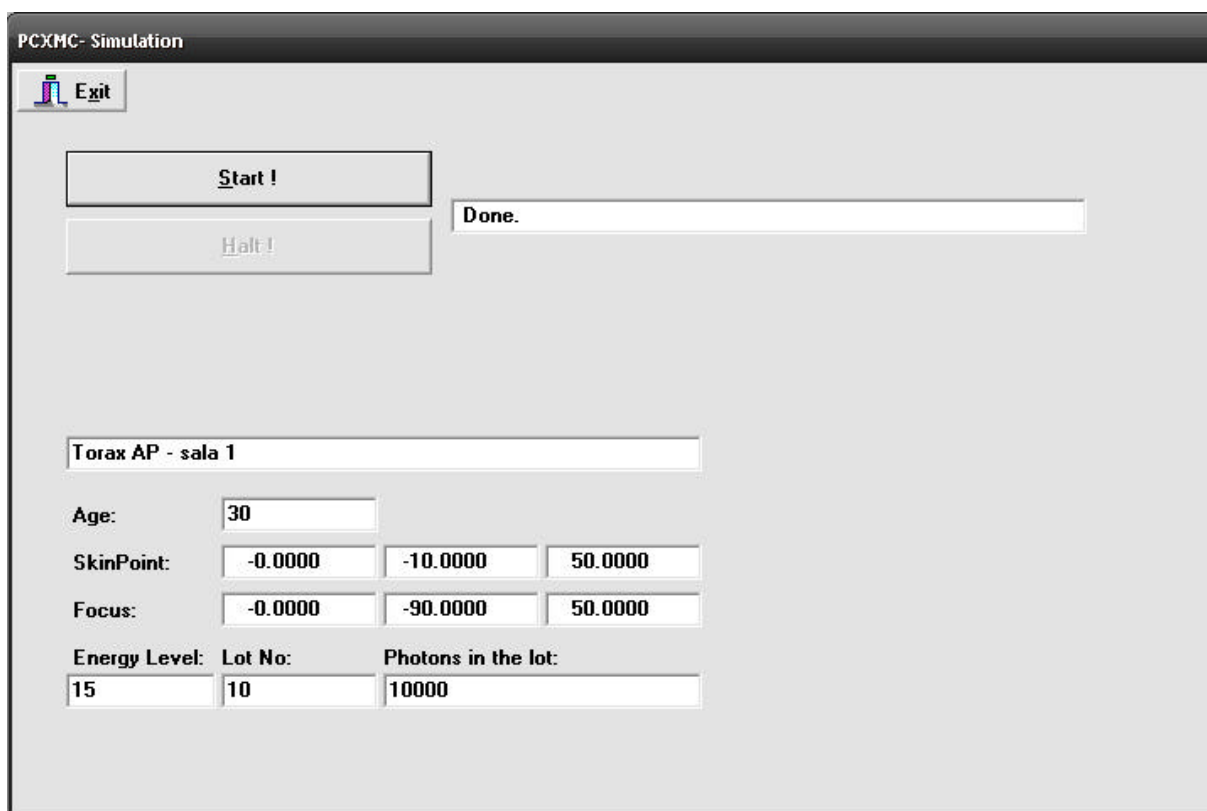


Figura 6 – Tela de abertura do programa para inserir a geometria e os nº de fótons

Para as simulações foram utilizadas  $1,5 \times 10^6$  fótons, número máximo permitido pelo programa, para reduzir as incertezas na dose absorvida dos órgãos e com isto o tempo gasto por simulação foi de 90 segundos. Na sequência de entrada dos dados iniciais, o programa faz

a simulação das configurações inseridas, de acordo com o número de fótons determinados (Figura 7).



PCXMC- Simulation

Exit

Start !

Halt !

Done.

Torax AP - sala 1

Age: 30

SkinPoint: -0.0000 -10.0000 50.0000

Focus: -0.0000 -90.0000 50.0000

Energy Level: Lot No: Photons in the lot:

15 10 10000

Figura 7 – Tela de simulação para a interação dos fótons com o fantoma

Como terceiro passo da rotina, o programa gera o espectro do raio X com as tensões determinadas pelos operadores de cada sala de exame radiográfico. Desta forma pode-se observar na Figura 8 um exemplo do espectro gerado por este programa.

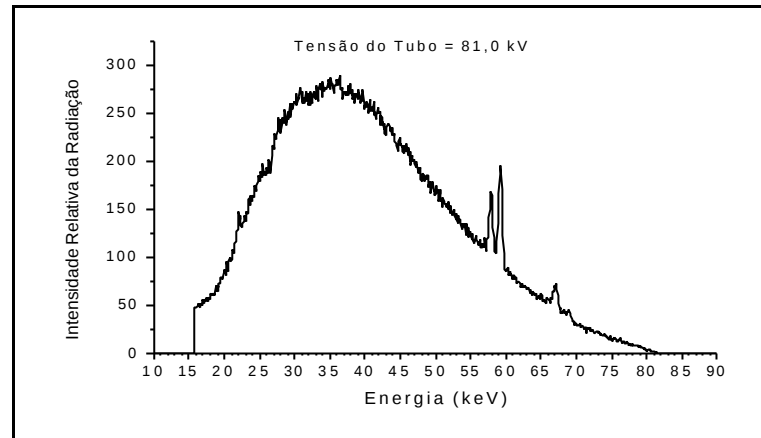


Figura 8 – Espectro de raio X para tensão de 81,0 kV gerado pelo PCXMC

O fabricante dos equipamentos forneceu dois dados dos tubos de raio X que são os parâmetros que compõe as simulações, sendo que a filtração total equivale a 3 mm de Alumínio (Al) e ângulo do anodo com 17° de inclinação. O fabricante não informou o valor da filtração inerente destas ampolas geradoras de raio X.

Para quarto passo, foram inseridos os valores de kerma no ar, produzidos pelos equipamentos e com isto, a geração dos resultados da dose absorvida nos órgãos de interesse, mostrados na Figura 9.

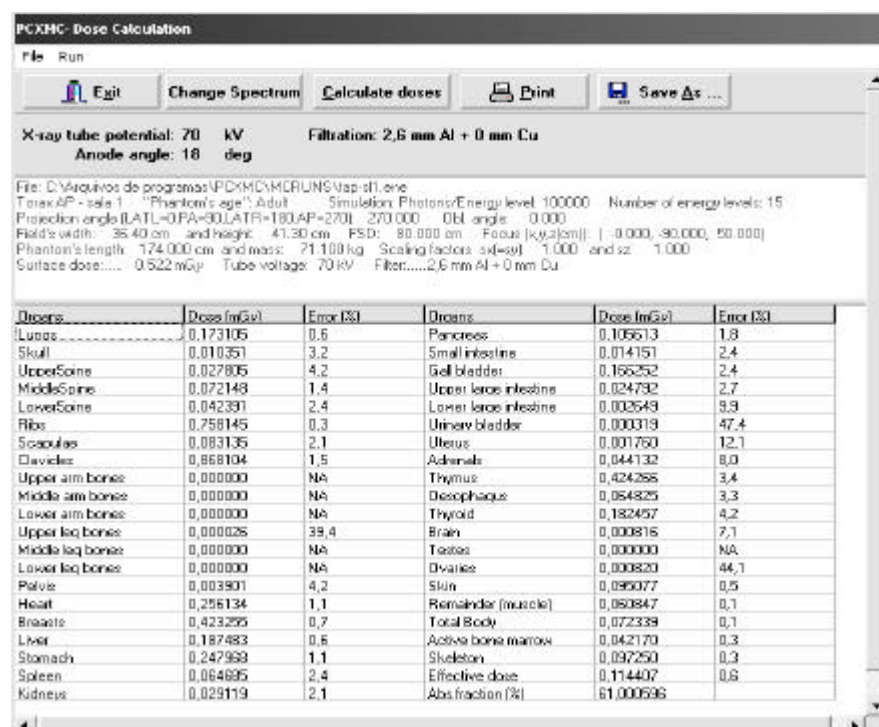


Figura 9 – Exemplo de resultados das simulações

### 3.5 Influência nas doses de radiação devido as variações dos parâmetros das técnicas radiográficas empregadas

Utilizando o PCXMC foram feitas variações nos parâmetros que compõem as técnicas radiográficas, para as três incidências, levantadas no hospital, para conhecer as influências nas doses absorvidas nos órgãos de interesse. As combinações de variações dos parâmetros são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 – Combinações dos parâmetros para estudar a influência nas doses de radiação

| Parâmetros fixados                                                                    | Parâmetros variáveis       |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|
| DFP, ângulo do anodo, projeção crânio-caudal e filtração total                        | Tamanho de campo irradiado |
| Tamanho de campo irradiado, ângulo do anodo, projeção crânio-caudal e filtração total | DFP                        |
| DFP, ângulo do anodo, projeção crânio-caudal e tamanho de campo irradiado             | Filtração total            |
| DFP, projeção crânio-caudal, filtração total e tamanho de campo irradiado             | Ângulo do anodo            |
| DFP, tamanho de campo irradiado, ângulo do anodo e filtração total                    | Projeção crânio-caudal     |

Nestes estudos foram fixados os parâmetros: tipo de fantoma padrão do programa, estrutura analisada, incidência, perpendicularidade da projeção do feixe em relação ao fantoma, número de fótons incidentes, valor de kerma no ar e a tensão para cada conjunto de técnicas radiográficas.

### 3.6 Cálculo de dose na entrada da pele (DEP)

Foram calculadas as doses de entrada na pele (DEP) do fantoma para as três estruturas analisadas e incidências (crânio AP, tórax AP e pelve AP), utilizando as informações

levantadas nas salas de exames, como kerma, carga (mA.s) do sistema dos equipamentos e a distância foco pele (DFP).

Para determinar a DEP foi utilizada a expressão que pode ser definida em função da dose absorvida no ar, no ponto coincidente do eixo central do feixe de radiação com a superfície de entrada da pele do paciente, devido a combinação entre o kerma no ar e a carga (mA.s), incluindo o fator de retro espalhamento desta interação no paciente:

$$DEP = Y \cdot \text{mAs} \cdot \text{BSF} \cdot (100/\text{DFP})^2 \quad (5)$$

onde Y “output” ICRU (2005), é o quociente entre kerma no ar medido e a carga do equipamento, BSF é o fator de retro espalhamento adotado com valor de 1,36 por GROSSWENDT (1984). O fator de retroespalhamento leva em consideração o tamanho de campo irradiado, tensão (kV), filtração total e DFP.

Para a determinação da DEP foi levado em consideração que os receptores de imagens dos equipamentos no Hospital possuem sensibilidade média e velocidade relativa de 200.

### **3.7 Simulação utilizando o fantoma Alderson Rando**

Após ter sido simulado os parâmetros das técnicas radiográficas no PCXMC, foram executados dois conjuntos de técnicas (tórax AP e pelve AP), nos moldes das três incidências estudadas, no fantoma ALDERSON RANDO<sup>®</sup>, com detectores termoluminescentes (TLD 100) instalados nas posições dos órgãos.

As medidas obtidas pelos detectores tem como objetivo ser uma base comparativa entre as doses de radiação calculada no PCXMC e do fantoma.

O fantoma Alderson Rando possui características de uma pessoa do sexo feminino com 1,67 m de altura, 65 kg, sem os membros superiores e inferiores. A densidade dos

tecidos, segundo o fabricante é em média de  $7,5 \text{ g/cm}^3$ . O fantoma é constituído de 34 fatias e cada uma possui a espessura de 2,5 cm. As fatias possuem orifícios de 1 mm de diâmetro para instalar os detectores termoluminescentes. Os orifícios são eqüidistantes uns dos outros em 2,5 cm ou 1,5 cm dependendo da fatia e são perpendiculares as fatias (Figura 10 e 11).

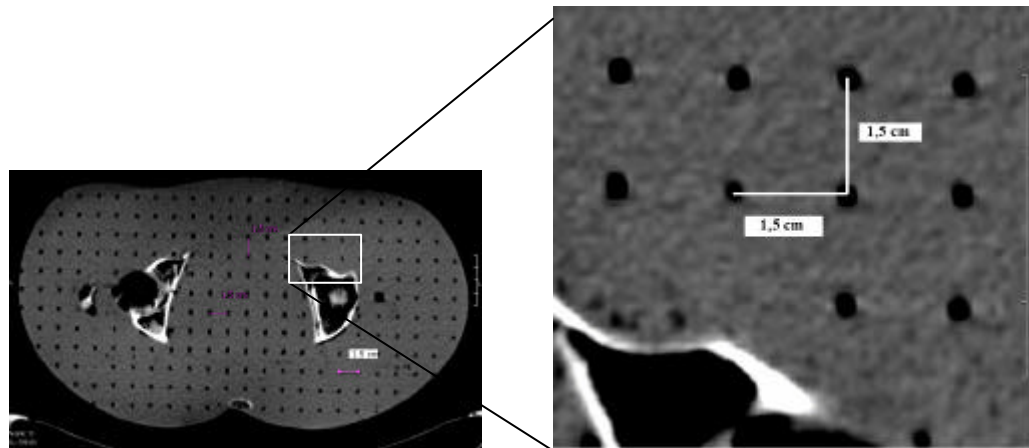


Figura 10 – Exemplo da imagem tomográfica de uma fatia do fantoma Alderson Rando identificando os orifícios para instalar os TLD's

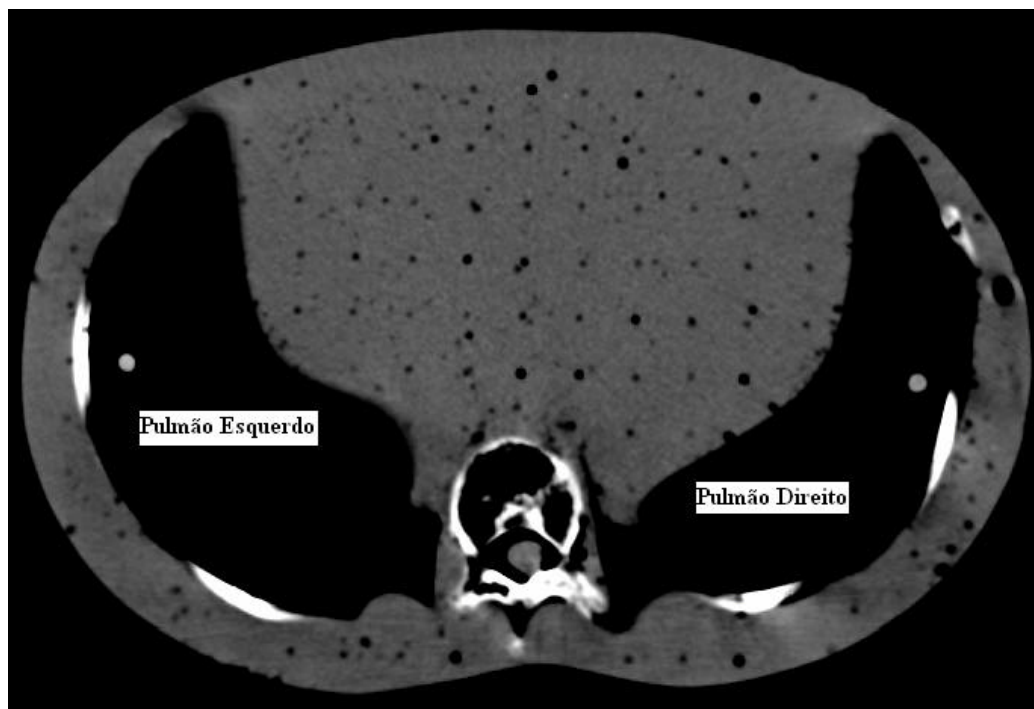


Figura 11 – Exemplo da imagem tomográfica de uma fatia do fantoma Alderson Rando identificando os pulmões

Para identificar os órgãos e os orifícios correspondentes para posicionar os detectores, foi executada uma tomografia computadorizada de 16 slices no setor de radiologia deste mesmo hospital, como mostra a Figura 10 e 11. Segundo o fabricante do fantoma, existem fisicamente todos os órgãos e todas as estruturas ósseas em seu interior e que os órgãos são diferenciados entre eles pelo gradiente de densidade. No decorrer da tomografia não foi possível identificar todos os órgãos, apenas o sistema respiratório completo e as estruturas ósseas (Figura 13 e 13).

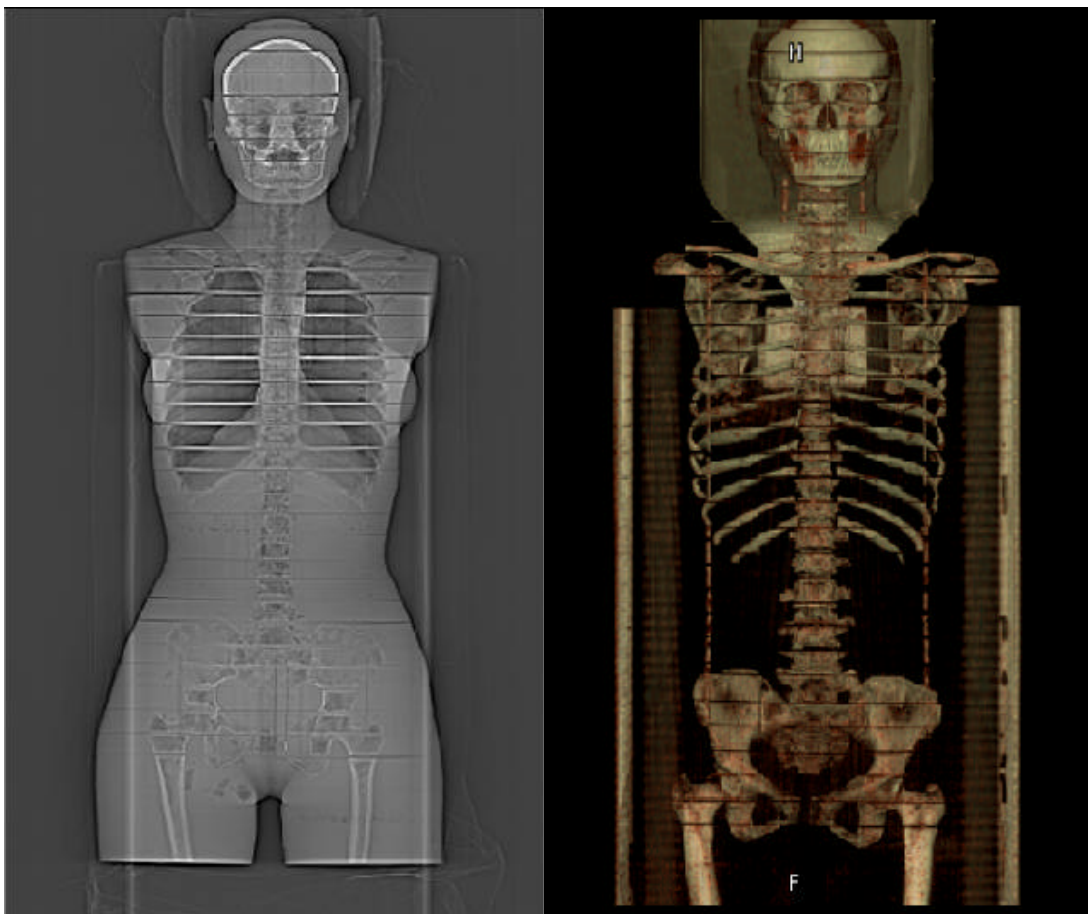


Figura 12 – Identificação do sistema respiratório e estrutura óssea do fantoma A. Rando

Para identificação dos órgãos de interesse, foi montada uma equipe médica, composta pelo médico chefe do setor de radiologia, dois médicos responsáveis pelo tomógrafo deste hospital e um enfermeiro, para executar a tomografia e delimitar o posicionamento destes

órgãos. Esta equipe utilizou a mesa milimetrada do tomógrafo para localizar as posições do órgão no fantoma e após isto, marcar a fatia e a profundidade que estava os pontos de localização, dos órgãos, em relação a fatia. Utilizando o sistema cartesiano editou as imagens para assinalar os orifícios correspondentes aos pontos de localização dos órgãos. Como exemplo de localização dos ovários e útero superior e pulmões mostrados na Figura 11 e 13.

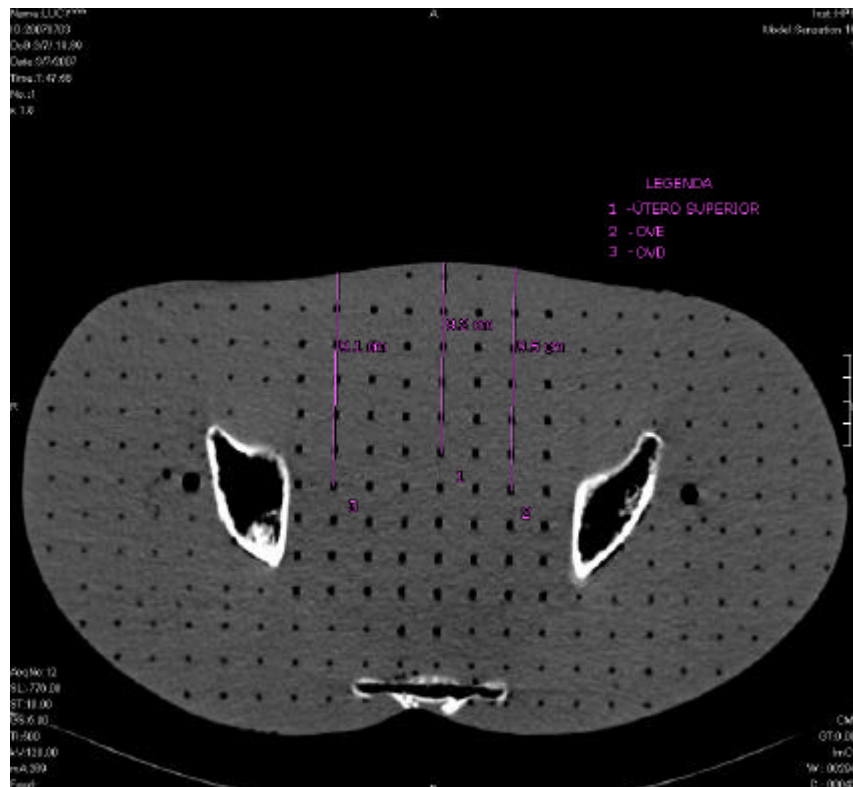


Figura 13 – Imagem tomográfica de uma fatia de fantoma Alderson Rando identificando os orifícios correspondente aos ovários e útero

Os órgãos foram divididos para melhor identificação de sua anatomia e distribuição dos TLD's. Os pulmões foram divididos em quatro áreas, terço superior, terço inferior e dois terços médios intermediários, devido ao seu grande volume e comprimento. O estômago foi dividido em duas áreas, fundo e meio do corpo. O útero foi dividido em três áreas, útero superior, corpo e istmo. A tireóide e os ovários direito e esquerdo, como são de volumes reduzidos e que não abrangem mais de uma fatia, foram divididos em um segmento central.

A quantidade de TLD's utilizadas nos segmentos de divisão dos órgãos é apresentada na Tabela 6.

Tabela 6 – Distribuição da quantidade de TLD's em cada divisão do órgão

| ÓRGÃO                                    | SEGMENTO DO ÓRGÃO | QUANTIDADE DE TLD |
|------------------------------------------|-------------------|-------------------|
| Tireóide                                 | Centro            | 3                 |
| Pulmões<br>Esquerdo (E)<br>e Direito (D) | Terço superior    | 5 (E) e 5 (D)     |
|                                          | 1ª Terço médio    | 5 (E) e 5 (D)     |
|                                          | 2ª Terço médio    | 5 (E) e 5 (D)     |
|                                          | Terço inferior    | 5 (E) e 5 (D)     |
| Estômago                                 | Fundo             | 3                 |
|                                          | Meio do corpo     | 2                 |
| Útero                                    | Superior          | 1                 |
|                                          | Corpo             | 5                 |
|                                          | Istmo             | 1                 |
| Ovários Direito (D)<br>E Esquerdo (E)    | Centro            | 2 (D) e 2 (E)     |
| Total de TLD's                           |                   | 59                |

No caso da tireóide, mesmo sendo de tamanho reduzido, foi utilizado três TLD's devido aos orifícios existentes que correspondem a este órgão.

Neste intuito, foram instalados os TLD's na região da tireóide, pulmões e estômago e pedido a um operador responsável pela sala 4 deste hospital, que montasse uma técnica radiográfica com estrutura a ser analisa e incidência de tórax AP e fizesse um disparo no equipamento de raio X. Após isto, os TLD's foram retirados do fantoma e deslocados para fora desta sala para poder ser executado o mesmo procedimento para pelve AP.

Os TLD's instalados nos pulmões e estômago foram irradiados pela técnica de tórax AP e os TLD's instalados no útero e ovários foram irradiados pela técnica de pelve AP. As duas técnicas tiveram critério pessoal do operador e no biótipo do fantoma.

### **3.8 Calibração dos dosímetros termoluminescentes**

Foram utilizados os detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio LiF:Mg,Ti (TLD-100), em forma de tubo com dimensões 1mm x 5mm, fabricados pela empresa HARSHAW BICON (2001) (Thermo Electron Corporation).

Este estudo optou por utilizar estes detectores devido aos inúmeros estudos já realizados com a utilização de dosímetros termoluminescentes nas medidas de doses provenientes da radiologia diagnóstica e orientam pela escolha do fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) nas medidas das doses recebidas pelos pacientes (SHRIMPTON, 1995; VAÑÓ, 1992; BROADHEARD, 1996).

Estes detectores apresentam alta sensibilidade à radiação e baixa dependência energética na distribuição de energia da radiologia diagnóstica, facilitando sua utilização.

Os detectores foram inicialmente pré-selecionados na Leitora Harshaw 4500A com software WinREMS, tendo a finalidade de conhecer suas características. Para esta fase foram realizados os seguintes procedimentos:

1. Seleção visual da estrutura física dos detectores;
2. Tratamento térmico pré-irradiação para eliminação de sinais residuais “annealing” durante 1 (uma) hora a 400 °C e 2 horas a 100 °C;
3. Irradiação dos detectores, com 5 mGy de kerma no ar, em uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  Steuerungstechnik & Strahlenschutz Gmb (STS) no laboratório LCD do CDTN/CNEN, sob a condição de equilíbrio eletrônico, para fins de calibração;
4. Tratamento térmico pré-leitura para redução do efeito de desvanecimento do sinal “fading” de 10 minutos a 100 °C;

A seleção dos detectores foi baseada na norma nacional do Comitê de Avaliação de Sistemas de Monitoração Individual Externa – CASMIE (1995). Para a aprovação é necessário que a média das 10 leituras do grupo de detectores possua um coeficiente de

variação, homogeneidade, menor ou igual a 30% e coeficiente de variação individual para um total de 10 leituras, reprodutibilidade, menor ou igual a 7,5%.

Para garantir o resultado do grupo, foram retirados dois detectores, obtendo no final da seleção um grupo de 94. Com esta diminuição o grupo teve resultado para homogeneidade (sem utilização de ECC) de 23% e reprodutibilidade (maior variação) de 7,5%.

Foi adotado como critério de tratamento térmico dos detectores o indicado pelo fabricante, indicando aquecimento a 400 °C durante uma hora e 100 °C durante duas horas no forno. Em seguida, os detectores foram resfriados à temperatura ambiente e antes de serem lidos, tratados novamente a 100 °C por dez minutos, para que fossem eliminados os picos de baixas temperaturas. Estes procedimentos foram adotados em todos os processos de pré-seleção e obtenção dos resultados da dose absorvida.

Como a utilização do fantoma Rando é ser irradiado em uma única incidência para cada uma das duas posições (tórax AP e pelve AP), foi adotado um melhoramento na resposta dos 94 detectores pré-selecionados.

Executando mais dois procedimentos de irradiação, tratamento e leitura como na pré-seleção, foram calculados os valores médios e retirados mais 20 detectores dos 94, totalizando 74 detectores, sendo 59 para o fantoma Alderson Rando e 15 para controle. As respostas destes detectores apresentaram, para as duas irradiações os maiores resultados, para a média igual a 51,6 nC, desvio padrão igual a 2,2 nC (Apêndice 1), sendo os valores máximos de 55,3 nC e mínimo de 48,7 nC.

Após a seleção final, foram divididos os 15 detectores termoluminescentes (TLD) da seguinte forma:

- 5 TLD para radiação de fundo (branco);
- 5 TLD para traslado do laboratório do CDTN/Hospital/CDTN;
- 5 TLD para kerma no ar de 5 mGy;

Na distribuição de energia do radiodiagnóstico pode-se considerar a existência de equilíbrio eletrônico, assim o valor de kerma no ar será igual ao valor da dose absorvida do TLD. Então a expressão de conversão torna-se:

$$D = F \cdot (L_{mi} - Bg_i), \quad (6)$$

onde, D é a dose absorvida pelo TLD (mGy), F é o fator de calibração (mGy/nC),  $L_{mi}$  é a leitura média dos TLD's (nC) para cada segmento do órgão e  $Bg_i$  é leitura média dos TLD's de viagem ou branco (nC).

O fator de calibração (F) foi determinado como 0,1 mGy/nC por meio da curva de calibração em função da média das leituras de cada grupo de TLD's distribuídos por segmentos dos órgãos.

## CAPÍTULO 4

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados levantados no Hospital Público de Pronto Socorro de Belo Horizonte João XXIII e as simulações experimentais com o PCXMC e o fantoma Alderson Rando são apresentados neste capítulo, acompanhados de suas análises e discussões.

## 4.1 Parâmetros das técnicas radiográficas levantados no Hospital

De acordo com o método mostrado no item 4.2 são apresentadas na Tabela 7, as características dos parâmetros das técnicas radiográficas levantados no Hospital, como: tamanho de campo irradiado, distância foco pele e fatores de exposição (tensão aplicada ao tubo de raio X, corrente e tempo de exposição). Os dados das estruturas analisadas e as incidências foram fornecidos para os operadores.

Tabela 7 – Parâmetros das técnicas levantados no Hospital

| Abertura de campo em relação à DFP* e a incidência |                        |                                     |          | Fatores de exposição |               |                        |              |
|----------------------------------------------------|------------------------|-------------------------------------|----------|----------------------|---------------|------------------------|--------------|
|                                                    | Estrutura e Incidência | Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> ) | DFP (cm) | Tensão (kV)          | Corrente (mA) | Tempo de exposição (s) | Carga (mA.s) |
| SALA 1                                             | Crânio AP*             | 20,0 x 24,0                         | 80       | 60                   | 200           | 0, 200                 | 40           |
|                                                    | Tórax AP               | 36,3 x 41,3                         | 95       | 65                   | 200           | 0, 100                 | 20           |
|                                                    | Pelve AP               | 35,2 x 40,0                         | 80       | 65                   | 200           | 0, 200                 | 40           |
| SALA 2                                             | Crânio AP              | 24,0 x 30,0                         | 90       | 64                   | 100           | 0, 450                 | 45           |
|                                                    | Tórax AP               | 35,0 x 43,0                         | 104      | 78                   | 300           | 0, 026                 | 8            |
|                                                    | Pelve AP               | 35,0 x 43,0                         | 90       | 65                   | 200           | 0, 375                 | 75           |
| SALA 3                                             | Crânio AP              | 24,0 x 30,0                         | 80       | 66                   | 200           | 0, 090                 | 18           |
|                                                    | Tórax AP               | 35,0 x 35,0                         | 106      | 70                   | 200           | 0, 025                 | 5            |
|                                                    | Pelve AP               | 35,2 x 40,0                         | 80       | 70                   | 200           | 0, 090                 | 18           |
| SALA 4                                             | Crânio AP              | 20,0 x 24,0                         | 80       | 55                   | 150           | 0, 333                 | 50           |
|                                                    | Tórax AP               | 36,3 x 41,3                         | 95       | 58                   | 300           | 0, 033                 | 10           |
|                                                    | Pelve AP               | 35,2 x 40,0                         | 80       | 68                   | 150           | 0, 333                 | 50           |

\* - DFP – Distância foco pele; \*\* - AP – Incidência antero-posterior;

A Tabela 7 apresenta a variação dos parâmetros radiográficos adotados para os diversos exames. As relações entre as três técnicas radiográficas não mostram uma correlação.

Como a carga (mA.s) está associada ao feixe incidente e à geração das imagens para o diagnóstico, estas serão distintas e de qualidade diversificada. O parâmetro de tensão (kV) aplicado ao tubo de raio X está associado à penetração dos fótons no tecido, gerando atenuações diferentes e, se combinado com a carga (mA.s) a qualidade das imagens também será diferente.

Como o parâmetro de distância foco pele (DFP) está associado ao feixe dos fótons que chegam à superfície da pele e, conseqüentemente, à dose absorvida na entrada da pele, as variações das DFP indicam que as doses estão sujeitas a grandes variações.

O tamanho de campo utilizado pelos operadores mostra que os órgãos que não possuem interesse de diagnóstico podem ser irradiados desnecessariamente.

#### **4.2 Valores medidos do kerma no ar**

De acordo com os procedimentos adotados no item 4.3, foram registrados os valores do kerma, utilizando o conjunto câmara-eletrômetro. Na Tabela 8 são apresentados os valores obtidos do kerma, estrutura analisada e incidência em cada sala correspondente.

Os valores médios do kerma mostram uma diferença máxima de 97% entre as salas 1 e 3 para exames de crânio AP; 247% entre as salas 1 e 3 para exames de tórax AP e 229% entre as salas 2 e 3 para exames de pelve AP.

Tabela 8 – Valores medidos do  $K_{ar}$ , pelo conjunto câmara-eletrômetro

| Sala | Estrutura e Incidência | 1ª medida $K_{ar}$ *(mGy) | 2ª medida $K_{ar}$ (mGy) | 3ª medida $K_{ar}$ (mGy) | Média $K_{ar}$ (mGy) | Desvio padrão (mGy) |
|------|------------------------|---------------------------|--------------------------|--------------------------|----------------------|---------------------|
| 1    | Crânio AP              | 1,16                      | 1,16                     | 1,16                     | 1,16                 | <                   |
|      | Tórax AP               | 0,52                      | 0,52                     | 0,52                     | 0,52                 | <                   |
|      | Pelve AP               | 2,08                      | 2,08                     | 2,08                     | 2,08                 | <                   |
| 2    | Crânio AP              | 1,37                      | 1,37                     | 1,37                     | 1,37                 | <                   |
|      | Tórax AP               | 0,28                      | 0,28                     | 0,28                     | 0,28                 | <                   |
|      | Pelve AP               | 2,27                      | 2,27                     | 2,27                     | 2,27                 | <                   |
| 3    | Crânio AP              | 0,59                      | 0,59                     | 0,59                     | 0,59                 | <                   |
|      | Tórax AP               | 0,15                      | 0,15                     | 0,15                     | 0,15                 | <                   |
|      | Pelve AP               | 0,69                      | 0,69                     | 0,69                     | 0,69                 | <                   |
| 4    | Crânio AP              | 1,12                      | 1,12                     | 1,13                     | 1,13                 | 0,01                |
|      | Tórax AP               | 0,20                      | 0,20                     | 0,20                     | 0,20                 | <                   |
|      | Pelve AP               | 1,96                      | 1,97                     | 1,97                     | 1,97                 | 0,01                |

\* -  $K_{ar}$  – Kerma no ar

Os valores obtidos do kerma mostram variações no desvio padrão de 0,01 mGy para as condições de crânio AP e pelve AP, ambos da sala 4.

#### 4.3 Valores de kerma no ar devido ao conjunto de técnicas radiográficas

Para medir os valores do kerma no ar decorrentes aos fatores dos conjuntos que compõem as técnicas, foram levados em consideração os itens 4.3 e 5.2.

Na Tabela 9 e Figura 14 são apresentados os valores de kerma no ar para cada sala de exames, levantados no setor de radiologia do Hospital, levando em consideração às combinações dos parâmetros: estrutura analisada, incidência, tensão aplicada ao tubo de raio X, carga e distância foco pele.

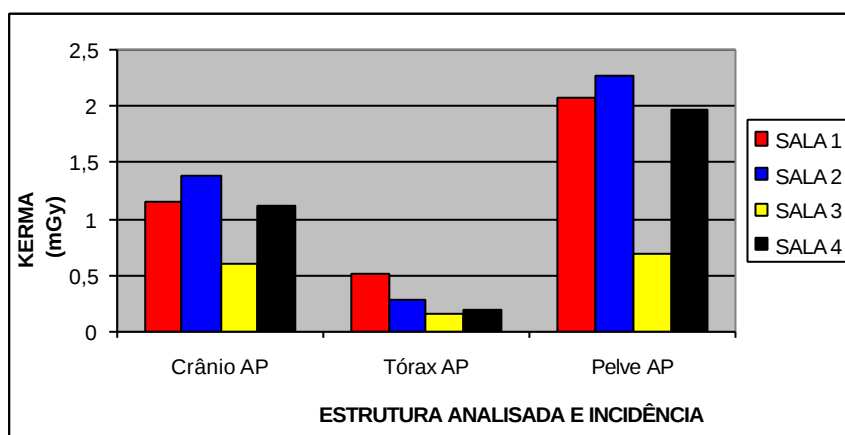
Devido às combinações entre as técnicas, os valores obtidos de kerma mostram variações de 95% na condição de crânio AP, entre as salas 1 e 3. Esta variação está relacionada ao aumento de 10% na tensão e diminuição de 122% na carga.

Tabela 9 – Valores medidos do kerma no ar devido ao conjunto de técnicas radiográficas

| Sala | Estrutura e Incidência | Tensão (kV) | Carga (mA.s) | DFP* (cm) | K <sub>ar</sub> ** (mGy) |
|------|------------------------|-------------|--------------|-----------|--------------------------|
| 1    | Crânio AP              | 60          | 40           | 80        | 1,16                     |
|      | Tórax AP               | 65          | 20           | 95        | 0,52                     |
|      | Pelve AP               | 65          | 40           | 80        | 2,08                     |
| 2    | Crânio AP              | 64          | 45           | 90        | 1,37                     |
|      | Tórax AP               | 78          | 8            | 104       | 0,28                     |
|      | Pelve AP               | 65          | 75           | 90        | 2,27                     |
| 3    | Crânio AP              | 66          | 18           | 80        | 0,59                     |
|      | Tórax AP               | 70          | 5            | 106       | 0,15                     |
|      | Pelve AP               | 70          | 18           | 80        | 0,69                     |
| 4    | Crânio AP              | 55          | 50           | 80        | 1,13                     |
|      | Tórax AP               | 58          | 10           | 95        | 0,20                     |
|      | Pelve AP               | 68          | 50           | 80        | 1,97                     |

\* - DFP – Distância foco pele; \*\* - K<sub>ar</sub> – Kerma no ar

Para o valor de kerma medido na condição de pelve AP, entre as salas 3 e 4 a variação foi de 186%. Esta variação está relacionada ao decréscimo de 3% na tensão e acréscimo de 178% na carga.



A Figura 14 mostra com os valores do kerma possuem uma variação grande em relação aos valores encontrados. Com as variações dos parâmetros das técnicas radiográficas que produziram os valores de kerma, pode-se afirmar que as DEP variam de 1,15 a 2,55 mGy na condição de crânio AP entre as salas 3 e 1, 0,18 a 0,91 mGy para tórax AP entre as salas 3

e 1 e para pelve AP a variação foi de 1,53 a 4,24 mGy entre as salas 4 e 3, como mostrado no item 5.10. Nas variações dos parâmetros das técnicas radiográficas as doses absorvidas nos órgãos variam entre 0,47 a 0,87 mGy na tireóide para crânio AP entre as salas 3 e 1, para tórax AP a variação nos pulmões foi de 0,06 a 0,18 mGy entre as salas 3 e 1 e para pelve AP a variação no útero foi 0,58 a 0,21 mGy entre as salas 4 e 3, como mostrado no item 5.4.

Os valores de kerma obtidos indicam uma ligação com a DFP, como por exemplo, mostrado nas salas 3 e 4 para a estrutura analisada e incidência de tórax AP (Tabela 9). Esta associação mostra como a intensidade diminui com o aumento da distância (Lei do Inverso do Quadrado da Distância).

#### **4.4 Dose absorvida nos órgãos determinada pelas simulações computacionais**

Para obtenção das doses absorvidas nos órgãos, os resultados do programa PCXMC apresentados a seguir estão associados ao item 4.4 do capítulo anterior.

Nas Tabelas 10, 11 e 12, são mostradas as variações das doses absorvidas (D) nos órgãos tireóide, pulmões, estômago e gônadas de acordo com cada estrutura analisada (crânio, tórax e pelve) e incidência AP, de acordo com os parâmetros levantados no Hospital e as simulações computacionais efetuadas.

Tabela 10 – Valores de dose absorvida (D) na tireóide para estrutura analisada e incidência de crânio AP

| Sala | D (mGy) | Incerteza (%) |
|------|---------|---------------|
| 1    | 0,87    | 1,5           |
| 2    | 1,07    | 1,9           |
| 3    | 0,47    | 1,4           |
| 4    | 0,80    | 1,5           |

As doses absorvidas na tireóide apresentadas nesta Tabela 10, mostram uma variação máxima de 128% entre as salas 2 e 3 na condição de crânio AP.

Pela Tabela 10, as variações das doses absorvidas na tireóide mostram uma variação de 167% entre as salas 1 e 3.

Para as doses absorvidas nos pulmões a variação máxima foi de 200% entre as salas 1 e 3 (Tabela 11).

Tabela 11 – Valores de dose absorvida (D) para estrutura analisada e incidência de tórax AP

| Sala | Dose nos Pulmões (mGy) | Incerteza (%) | Dose na Tireóide (mGy) | Incerteza (%) | Dose no cólon (mGy) | Incerteza (%) | Dose no estômago (mGy) | Incerteza (%) |
|------|------------------------|---------------|------------------------|---------------|---------------------|---------------|------------------------|---------------|
| 1    | 0,18                   | 0,4           | 0,08                   | 6,3           | 0,01                | 19,0          | 0,26                   | 0,8           |
| 2    | 0,12                   | 0,5           | 0,06                   | 4,7           | 0,01                | 18,0          | 0,15                   | 0,9           |
| 3    | 0,06                   | 0,5           | 0,03                   | 5,7           | 0,05                | 24,0          | 0,08                   | 1,0           |
| 4    | 0,06                   | 0,5           | 0,03                   | 6,5           | 0,01                | 21,0          | 0,08                   | 1,5           |

A dose absorvida no estômago teve uma variação máxima de 225% entre as salas 1 e 3 na condição de tórax AP.

Para o cálculo de dose absorvida no cólon o programa PCXMC leva em consideração o que é preconizado pelo ICRP (1995), determinando que a dose neste órgão seja calculada por meio de:

$$D_{\text{cólon}} = 0,57 D_{\text{intestino grosso superior}} + 0,43 D_{\text{intestino grosso inferior}} \quad (7)$$

onde,  $D_{\text{cólon}}$  é a dose absorvida no cólon e  $D_{\text{intestino grosso}}$  é a dose absorvida no intestino grosso superior e inferior e que as incertezas para dose absorvida neste órgão são associadas às suas porcentagens correspondentes da contribuição de dose absorvida para o intestino grosso superior e inferior.

Pela Tabela 12, as doses absorvidas mostram variações máximas entre as salas 2 e 3, de 1750% no cólon, 214% para o útero, 219% para os ovários e 217% para os testículos. Todos os órgãos foram irradiados na condição de estrutura analisada e incidência de pelve AP.

Tabela 12 – Valores de dose absorvida (D) nos órgãos para estrutura analisada e incidência de pelve AP

| Sala | Dose no útero (mGy) | Incerteza (%) | Dose nos ovários (mGy) | Incerteza (%) | Dose no cólon (mGy) | Incerteza (%) | Dose nos testículos (mGy) | Incerteza (%) |
|------|---------------------|---------------|------------------------|---------------|---------------------|---------------|---------------------------|---------------|
| 1    | 0,54                | 2,9           | 0,40                   | 6,4           | 0,34                | 0,5           | 2,18                      | 1,7           |
| 2    | 0,66                | 1,7           | 0,51                   | 6,5           | 0,37                | 2,3           | 2,47                      | 2,1           |
| 3    | 0,21                | 2,7           | 0,16                   | 5,8           | 0,02                | 1,4           | 0,78                      | 1,5           |
| 4    | 0,58                | 2,8           | 0,43                   | 6,0           | 0,06                | 0,9           | 2,19                      | 1,2           |

Devido às interações dos fótons com o tecido, pode-se notar que mesmo quando um órgão não recebe irradiação primariamente, este recebe radiação espalhada da interação com outros tecidos, como identificado para a condição de tórax AP (Tabela 11) produzindo dose absorvida no cólon. Com isto, as incertezas associadas aumentam quando um órgão recebe radiação retro-espalhada e sua localização anatômica não recebe irradiação da projeção do feixe primário, mostrando que as análises e determinações de doses sejam feitas em relação à área de abrangência do feixe direto. Desta forma, os valores de doses absorvidas também sofrem alterações, mostrando que as análises devem ser feitas para os órgãos que estão dentro do campo de irradiação, os quais recebem a maior quantidade de doses. Esta observação pode ser feita para as variações nas doses absorvidas no cólon de 0,34 mGy (0,5%) para a condição de pelve AP (Tabela 12) e 0,01 mGy (19,3%) para a condição de tórax AP (Tabela 11).

Nas Figuras 15, 16 e 17 são apresentados os valores das doses absorvidas nos órgãos de acordo com a repercussão das DEP obtidas.

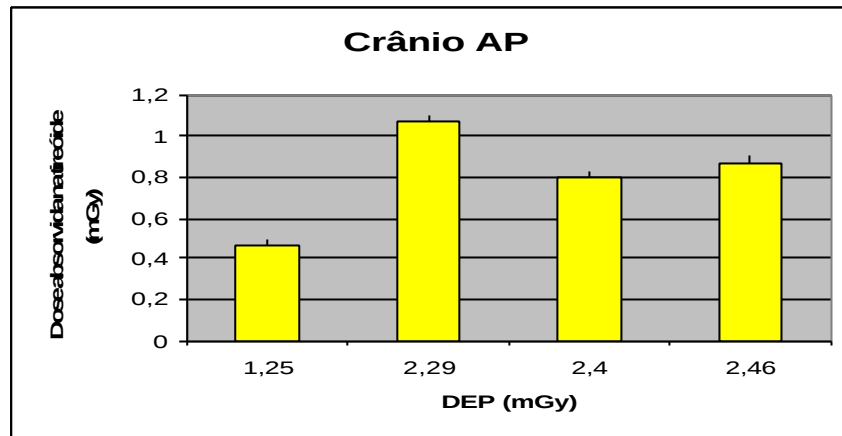


Figura 15 – Resultados das  $D_{\text{órgãos}}$  em função da DEP para crânio AP

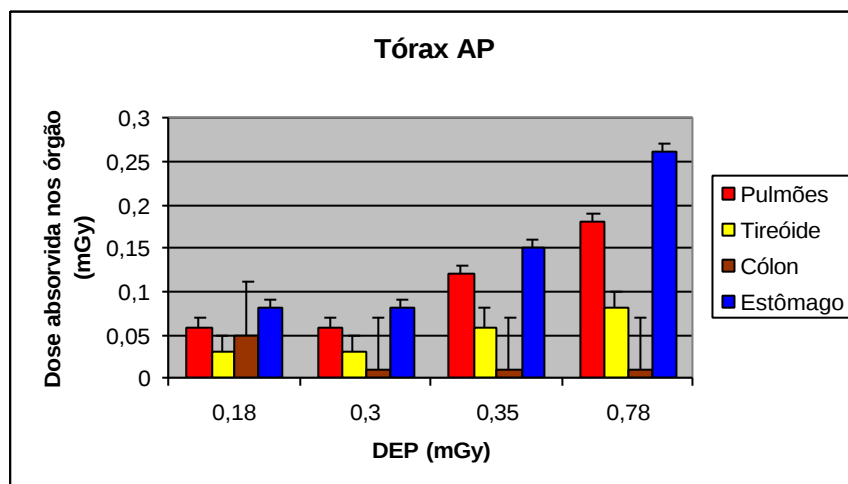


Figura 16 – Resultados das  $D_{\text{órgãos}}$  em função da DEP para tórax AP

Nas Figuras 15 e 16 é observado que os mesmos valores das doses nos órgãos são associados a valores diferentes de DEP, mostrando que isto se deve em função dos critérios pessoais dos operadores, com isto a padronização das doses fornecidas aos pacientes se tornam difíceis de serem padronizadas.

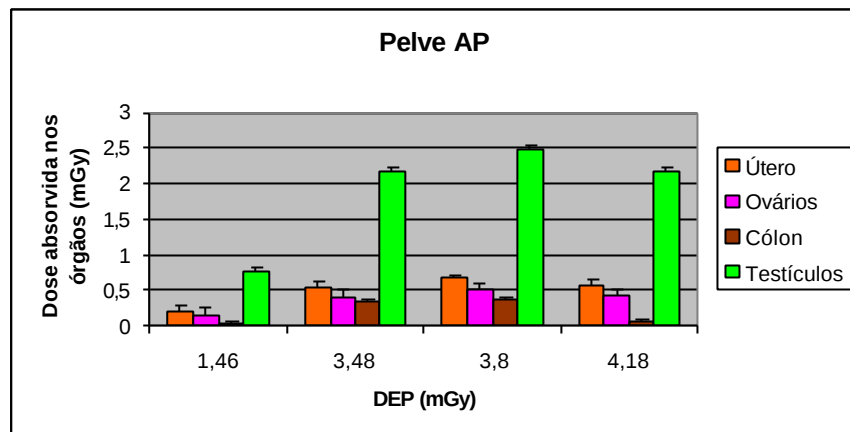


Figura 17 – Resultados das  $D_{\text{órgãos}}$  em função da DEP para pelve AP

Na Figura 17, observa-se um valor elevado para dose nos testículos mostrando que três operadores utilizaram o centro do campo de irradiação na região da sínfise púbica e que o outro operador utilizou outro critério de centralização do campo.

#### 4.5 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações simuladas do tamanho de campo de irradiação

Para levar em consideração os resultados das doses absorvidas, devido às alterações no tamanho de campo de irradiação, foram tomados como base os métodos desenvolvidos no item 4.5.

De acordo com a demarcação do tamanho do campo a ser irradiado em um paciente, o operador não produz os tamanhos com exatidão, justificando o estudo deste parâmetro.

Para calcular a variação de dose absorvida em função da alteração do tamanho de campo de irradiação, este estudo levou em consideração dois conjuntos de técnicas radiográficas, escolhidas aleatoriamente.

O primeiro estudo refere-se à técnica escolhida pelo operador da sala 1, considerando a estrutura analisada e incidência de tórax AP, definida com:

- ♦ Tensão: 65 kV;

- ♦ Corrente: 200 mA;
- ♦ Tempo de exposição: 0,1 s;
- ♦ Carga: 20 mA.s;
- ♦ Kerma no ar medido: 0,52 mGy;
- ♦ DFP: 95 cm;
- ♦ Tamanho do campo irradiado determinado pelo operador: (34,4 x 41,3) cm<sup>2</sup>;
- ♦ Ângulo do anodo: 17°;
- ♦ Filtração total: 3 mm Al;
- ♦ Número de fótons para simulação:  $1,5 \times 10^6$  fótons.

Utilizando estes parâmetros como base das simulações, foi feita uma variação com o tamanho de campo irradiado em 1,0 cm nos dois sentidos do campo (x, y). Para estas simulações foi considerado que os tamanhos de campo sempre possuem o mesmo centro geométrico da projeção em relação ao fantoma. Os resultados são mostrados na Tabela 13, onde são identificados: estruturas analisadas, doses de acordo com as mudanças do tamanho de campo de irradiação e tamanhos de campos propriamente estudados.

Como efeito comparativo é mostrado no gráfico da Figura 18 como as doses nos órgãos atingiram valores diferentes em função do tamanho de campo irradiado.

Tabela 13 – Dose absorvida (D) nos órgãos devido às variações no tamanho do campo de irradiação na condição de tórax AP

| Área | Dimensão do campo de irradiação (cm <sup>2</sup> ) | Órgão    | D (mGy) | Incerteza (%) | Órgão   | D (mGy) | Incerteza (%) | Órgão    | D (mGy) | Incerteza (%) |
|------|----------------------------------------------------|----------|---------|---------------|---------|---------|---------------|----------|---------|---------------|
| 1    | 32,4 x 39,3                                        | Tireóide | 0,03    | 6,4           | Pulmões | 0,17    | 0,5           | Estômago | 0,23    | 0,6           |
| 2    | 33,4 x 40,3                                        |          | 0,05    | 5,9           |         | 0,18    | 0,7           |          | 0,24    | 0,9           |
| 3    | 34,4 x 41,3*                                       |          | 0,08    | 6,3           |         | 0,18    | 0,4           |          | 0,26    | 0,8           |
| 4    | 35,4 x 42,3                                        |          | 0,15    | 6,1           |         | 0,18    | 0,6           |          | 0,26    | 0,5           |
| 5    | 36,4 x 43,3                                        |          | 0,22    | 6,5           |         | 0,18    | 0,6           |          | 0,26    | 0,6           |

\* - Tamanho de campo de irradiação determinado pelo operador

A Tabela 13 mostra como variações das dimensões no campo de irradiação alteram as doses absorvidas nos órgãos.

O resultado da dose absorvida na tireóide apresentou valor de 167%, com o aumento do tamanho de campo de 1,0 cm, entre as áreas 1 e 3 e variação de 633%, com o aumento do tamanho de campo de 2,0 cm entre as salas 1 e 5, ambas para a condição de tórax AP.

As doses absorvidas nos pulmões e estômago apresentaram um aumento máximo de 5% e 13%, respectivamente, em relação às áreas 1 e 5, quando o tamanho de campo foi aumento em 4,0 cm, ambos para a condição de tórax AP.

A tireóide e o estômago tiveram os maiores aumentos das doses absorvidas devido à localização destes em relação à delimitação dos tamanhos de campo de irradiação.

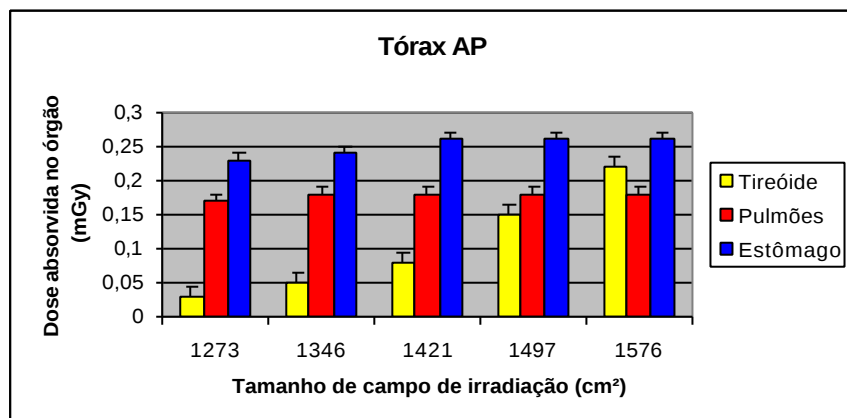


Figura 18 – Repercussão da  $D_{\text{órgão}}$  em função da variação no tamanho de campo

Como estas áreas de irradiação possuem uma variação na sua dimensão de apenas 0,5 cm para cada lado, mostra que a determinação das áreas no momento de um exame radiográfico, por parte do operador, é de difícil delimitação em relação à exatidão. Sabendo ainda que estes operadores encontrem dificuldades em manter sempre os mesmos tamanhos de campo para um mesmo biótipo de paciente, haverá sempre variações nas doses absorvidas nos órgãos.

O segundo estudo refere-se à técnica escolhida pelo operador da sala 1 considerando a estrutura analisada e incidência de crânio AP, colimação retangular e sem tubo delimitador de campo, definida com:

- ♦ Tensão: 60 kV;
- ♦ Corrente: 200 mA;
- ♦ Tempo de exposição: 0,2 s;
- ♦ Carga: 40 mA.s;
- ♦ Kerma no ar medido: 1,16 mGy;
- ♦ DFP: 80 cm;
- ♦ Tamanho do campo irradiado determinado pelo operador: (20 x 24) cm<sup>2</sup>;
- ♦ Ângulo do anodo: 17°;
- ♦ Filtração total: 3 mm Al;
- ♦ Número de fótons para simulação:  $1,5 \times 10^6$  fótons.

Utilizando o mesmo procedimento foram feitas as alterações nos tamanhos dos campos para a estrutura analisada e incidência do crânio AP como mostrado na Tabela 14. Como efeito comparativo é mostrado no gráfico da Figura 19 como as doses nos órgãos atingiram valores diferentes em função do tamanho de campo irradiado.

Tabela 14 – Dose absorvida (D) na tireóide devido às variações no tamanho do campo de irradiação na condição de crânio AP

| Área | Tamanho do campo de irradiação (cm <sup>2</sup> ) | D (mGy) | Incerteza (%) |
|------|---------------------------------------------------|---------|---------------|
| 1    | 18 x 22                                           | 0,74    | 2,0           |
| 2    | 19 x 23                                           | 0,79    | 2,0           |
| 3    | 20 x 24*                                          | 0,87    | 1,5           |
| 4    | 21 x 25                                           | 0,81    | 2,3           |
| 5    | 22 x 26                                           | 0,86    | 3,0           |

\* - Tamanho de campo de irradiação determinado pelo operador da sala 1

O resultado da dose absorvida na tireóide apresenta um aumento de 9,5% entre as áreas 1 e 3, quando aumentado em 0,5 cm, para cada lado, no tamanho do campo de irradiação e 16% entre as áreas 1 e 5, quando aumentado em 1,0 cm, para cada lado, no tamanho de campo de irradiação.

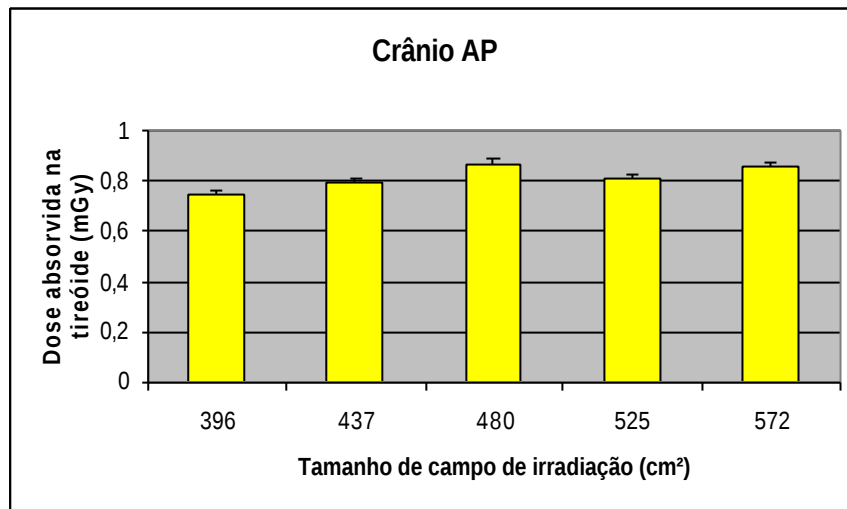


Figura 19 – Repercussão das doses na tireóide em função da variação do tamanho de campo

Na dose absorvida da tireóide houve uma variação máxima menor quando exposta na condição de crânio AP em relação à condição do tórax AP, possivelmente a região da tireóide já estava sendo irradiada mesmo com um tamanho de campo menor.

Baseando nas informações da estrutura analisada e incidência de tórax AP não foi necessário simular a estrutura de pelve, devido a pouca variação entre as doses absorvidas nos órgãos de interesse contidas nas estruturas de tórax e pelve em relação à variação do tamanho de campo de irradiação.

#### 4.6 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações nas distâncias foco-pele (DFP)

Este estudo leva em consideração os desenvolvimentos apresentados no item 4.5.

Para verificar como a dose absorvida variava em função da alteração da DFP foi considerado um conjunto de técnicas radiográficas para cada estrutura analisada e incidência da sala 1, escolhido de forma aleatória. A variação da DFP foi considerada a cada 10 cm.

Foram analisadas neste estudo, as doses absorvidas em relação à variação das DFP para a estrutura analisada e incidência de crânio AP com interesse na tireóide, como mostrado pela Tabela 15.

A variação máxima na dose absorvida da tireóide ocorreu entre as DFP de 60 e 100 cm, com variação de 10%.

Tabela 15 – Dose absorvida (D) na tireóide devido às variações na DFP para condição de crânio AP

| <u>Dose absorvida (mGy) para as distâncias foco-pele (cm)</u> |                  |            |                  |            |                  |            |                  |            |                  |
|---------------------------------------------------------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|
| D<br>(mGy)                                                    | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) |
| 60                                                            |                  | 70         |                  | 80*        |                  | 90         |                  | 100        |                  |
| 0,76                                                          | 1,5              | 0,78       | 1,9              | 0,87**     | 1,5              | 0,84       | 1,6              | 0,84       | 2,0              |

\* - DFP utilizada pelo operador da sala 1; \*\* - Dose absorvida na tireóide (Tabela 10)

Foi estudada a dose absorvida no pulmão devido à variação da DFP para a estrutura analisada e incidência do tórax AP, como mostrado na Tabela 16 e Figura 20.

Tabela 16 – Dose absorvida (D) nos pulmões devido às variações na DFP para condição de tórax AP

| <u>Dose absorvida (mGy) para as distâncias foco-pele (cm)</u> |                  |            |                  |            |                  |            |                  |            |                  |
|---------------------------------------------------------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|
| D<br>(mGy)                                                    | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) | D<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) |
| 75                                                            |                  | 85         |                  | 95*        |                  | 105        |                  | 115        |                  |
| 0,16                                                          | 0,6              | 0,16       | 1,5              | 0,18**     | 0,4              | 0,18       | 1,0              | 0,19       | 0,7              |

\* - DFP utilizada pelo operador da sala 1; \*\* - Doses absorvidas nos pulmões (Tabela 11)

A variação máxima na dose absorvida dos pulmões ocorreu entre as DFP de 75 e 115 cm, com variação de 19%.

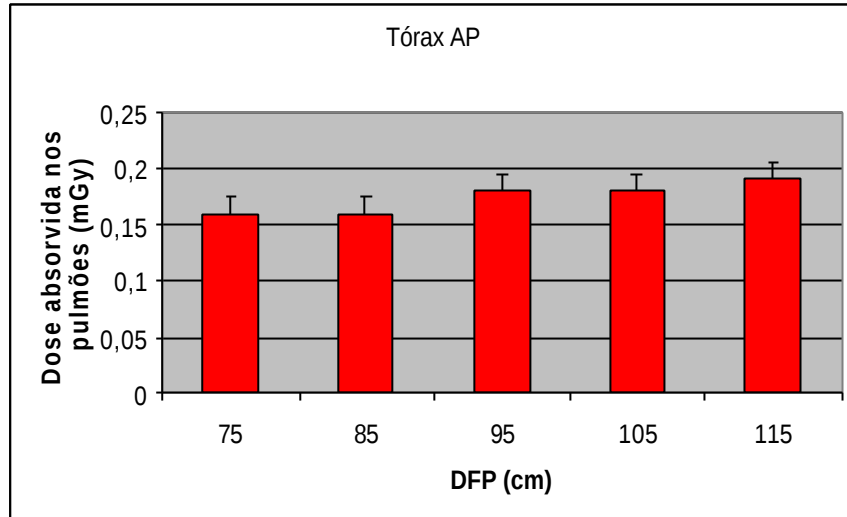


Figura 20 - Repercussão das doses nos pulmões em função da variação da DFP

Os resultados da Figura 19 mostram que para estas variações nas doses dos pulmões as DEP sofreriam redução devido ao aumento na distância entre a fonte de radiação e a pele do paciente. Desta forma o aumento da DFP entre as distâncias de 95 e 115 cm seria conveniente para reduzir a DEP e acrescentando em 5,6% a dose neste órgão.

Os estudos das variações nas doses absorvidas para o útero, cólon, ovários e testículos, devido à estrutura analisada e incidência de pelve AP, foram realizadas e mostradas na Tabela 17 e Figura 21.

As variações máximas nas doses absorvidas foram de 4% no útero, 6% no cólon, 19% nos ovários e 2% nos testículos.

Tabela 17 – Dose absorvida (D) nos órgãos devido às variações na DFP para condição de pelve AP

| Órgão      | Dose absorvida (mGy) para as distâncias foco-pele (cm) |           |       |           |        |           |       |           |       |           |
|------------|--------------------------------------------------------|-----------|-------|-----------|--------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|
|            | D                                                      | Incerteza | D     | Incerteza | D      | Incerteza | D     | Incerteza | D     | Incerteza |
|            | (mGy)                                                  | (%)       | (mGy) | (%)       | (mGy)  | (%)       | (mGy) | (%)       | (mGy) | (%)       |
|            | 60                                                     |           | 70    |           | 80*    |           | 90    |           | 100   |           |
| Útero      | 0,54                                                   | 1,7       | 0,54  | 3,2       | 0,54** | 2,9       | 0,56  | 2,1       | 0,54  | 2,8       |
| Cólon      | 0,32                                                   | 1,1       | 0,34  | 1,4       | 0,34** | 0,5       | 0,34  | 0,9       | 0,34  | 1,0       |
| Testículos | 2,21                                                   | 1,9       | 2,21  | 1,5       | 2,18** | 1,7       | 2,18  | 2,5       | 2,22  | 1,6       |
| Ovários    | 0,38                                                   | 7,3       | 0,36  | 5,1       | 0,40** | 6,4       | 0,43  | 4,9       | 0,40  | 5,6       |

\* - DFP utilizada pelo operador da sala 1; \*\* - Doses absorvidas nos órgãos (Tabela 12)

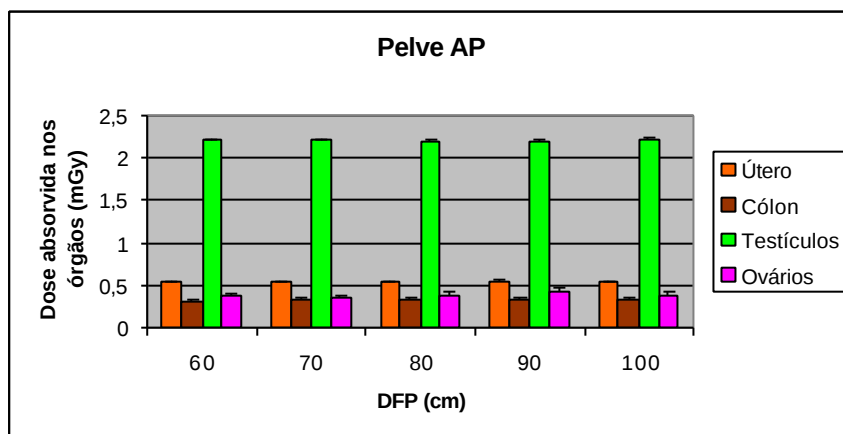


Figura 21 - Repercussão das doses nos órgãos da pelve em função da variação da DFP

As variações ocorridas nas doses absorvidas não sofreram variações consideráveis, possivelmente devido ao parâmetro kerma ser utilizado como fixo (item 4.5) para as três simulações.

#### 4.7 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações na filtração total do feixe

De acordo com os procedimentos adotados no item 4.5, foram estudadas as doses absorvidas no órgão em consequência às variações na filtração total.

O conjunto de técnicas adotado e os parâmetros fixados neste estudo estão baseados nas Tabelas 5, 7, 8 e 9 e especificados como:

- ♦ Tensão: 65 kV;
- ♦ Tamanho do campo de irradiação: (34,4 x 41,3) cm<sup>2</sup>;
- ♦ DFP: 95 cm;
- ♦ K<sub>ar</sub> medido: 0,52 mGy;
- ♦ Ângulo do anodo: 17°;
- ♦ Estrutura analisada e incidência: tórax AP;

Para este estudo a espessura da filtração total foi adotada com uma variação de 1,0 mm de Al apenas na filtração adicional e para cada simulação. A Tabela 18 e Figura 22 mostram os valores das doses absorvidas para as filtrações totais de 1,0 a 5,0 mm Al.

Tabela 18 – Dose absorvida nos pulmões devido às variações da filtração total do feixe

| Filtração total (mmAl) | Dose absorvida nos pulmões (mGy) | Incerteza (%) |
|------------------------|----------------------------------|---------------|
| 1,0                    | 0,07                             | 0,4           |
| 2,0                    | 0,14                             | 0,9           |
| 3,0*                   | 0,18**                           | 0,4           |
| 4,0                    | 0,20                             | 0,5           |
| 5,0                    | 0,23                             | 0,5           |

\* - Valor fornecido pelo fabricante

\*\* - Dose de absorvida nos pulmões (Tabela 11)

As doses absorvidas tiveram variações de 25% entre 2,0 e 3,0 mm de equivalência à espessura de alumínio e 229% entre 1,0 e 5,0 mm de equivalência à espessura de alumínio.

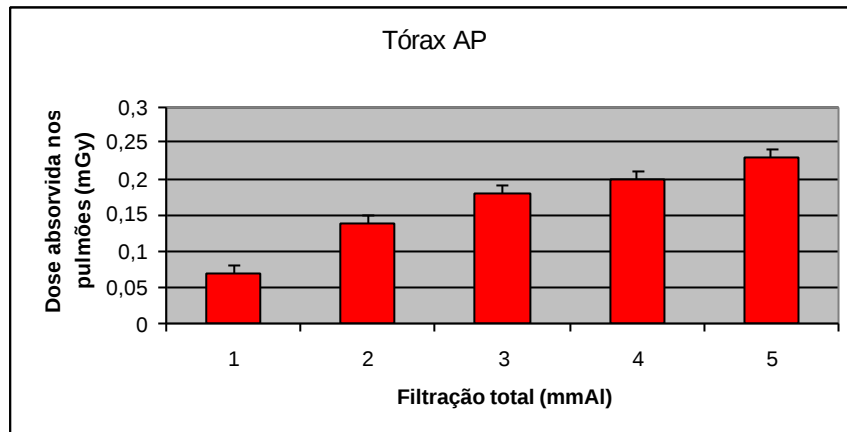


Figura 22 - Repercussão das doses no pulmão em função da variação da filtração total

Em consequência do aumento da espessura de alumínio houve o endurecimento do feixe (filtração de baixas energias), com isto, o feixe de radiação filtrado contribuirá mais para a dose absorvida no órgão do que para a DEP. Com uma menor filtração total, o feixe dos fótons, possui baixa energia sendo este, absorvido na superfície da pele.

#### 4.8 Doses absorvidas nos órgãos devido às variações no ângulo do anodo

Para a determinação dos parâmetros de entrada, no programa PCXMC, como desenvolvido no item 4.5, adotou-se um conjunto de técnicas para verificar a alteração nas doses absorvidas devido à variação nos ângulos do anodo.

Este conjunto foi baseado nas Tabelas 5, 7, 8 e 9, sendo fixados em:

- ♦ Tensão: 65 kV;
- ♦ Tamanho do campo de irradiação:  $(34,4 \times 41,3) \text{ cm}^2$ ;
- ♦ DFP: 95 cm;
- ♦  $K_{ar}$  medido: 0,52 mGy;
- ♦ Filtração total: 3,0 mm com equivalência ao alumínio;
- ♦ Estrutura analisada e incidência: tórax AP.

Para este estudo, o ângulo do anodo foi fixado em 17° e variado a cada 1°. Esta variação das doses absorvidas nos pulmões está identificada na Tabela 19 e Figura 23.

Tabela 19 – Dose absorvida (D) nos pulmões devido às variações no ângulo do anodo

| Ângulo do ânodo<br>(grau) | Dose absorvida<br>nos pulmões<br>(mGy) | Incerteza<br>(%) |
|---------------------------|----------------------------------------|------------------|
| 16                        | 0,18                                   | 0,8              |
| 17*                       | 0,18**                                 | 0,4              |
| 18                        | 0,18                                   | 0,6              |
| 19                        | 0,17                                   | 0,8              |
| 20                        | 0,17                                   | 0,5              |

\* - Ângulo do anodo fornecido pelo fabricante

\*\* - Dose de absorvida nos pulmões (Tabela 11)

As doses absorvidas tiveram uma variação máxima de 6% em relação à alteração de 1° no ângulo do anodo.

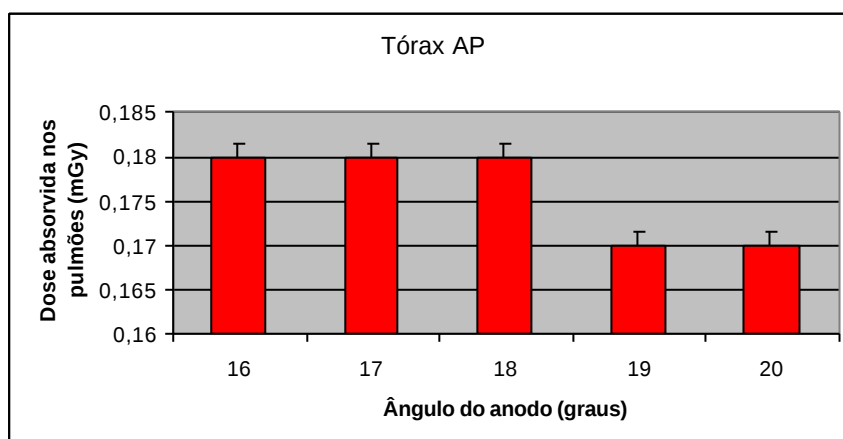


Figura 23 - Repercussão das doses nos pulmões em função da variação do ângulo do anodo

A Figura 23 identifica que as alterações nas doses devido à mudança no ângulo do anodo não sofreram grandes repercussões. O programa PCXMC possivelmente considera o feixe homogêneo e desconsidera o efeito Hill (efeito anódico).

#### 4.9 Doses absorvidas nos órgãos devido à variação entre projeção crânio-caudal e caudal-crânio

Para a determinação dos parâmetros de entrada como desenvolvido no item 4.5, adotou-se o conjunto de técnica do operador da sala 1 (Tabela 5, 7, 8 e 9), para verificar a alteração nas doses absorvidas nos órgãos devido à projeção crânio caudal e caudal crânio. A Tabela 20 mostra os resultados encontrados.

Tabela 20 – Dose absorvida (D) nos órgãos devido as projeção crânio caudal e caudal crânio com incidência em tórax AP

| Órgão    | Projeção<br>Crânio Caudal | Incerteza<br>(%) | Projeção<br>Caudal Crânio | Incerteza<br>(%) |
|----------|---------------------------|------------------|---------------------------|------------------|
| Tireóide | 0,08*                     | 6,3              | 0,08                      | 6,3              |
| Pulmão   | 0,18*                     | 0,4              | 0,18                      | 0,4              |
| Estômago | 0,26*                     | 0,8              | 0,25                      | 0,8              |

\* - Doses calculadas pelo critério do operador da sala 1 (Tabela 13)

Para estas situações na mudança da projeção o programa PCXMC não identificou alteração nos valores das doses absorvidas.

#### 4.10 Doses na entrada da pele

Os resultados obtidos das doses na entrada da pele (DEP) estão baseados no item 4.6. As DEP foram calculadas para cada conjunto de técnicas levantadas nas salas de exames radiográficos. Na Tabela 21 estão apresentadas as DEP e os parâmetros que compõe o conjunto de técnicas que produziram estes resultados, bem como os valores de kerma no ar que fizeram parte desta DEP (Figura 18, 19 e 20). Na Figura 24, 25 e 26 são identificados os valores de kerma que produziram as DEP para efeito de comparativo em função da repercussão das DEP.

Tabela 21 – Dose na entrada da pele (DEP) devido às técnicas utilizadas pelos operadores

|           | SALA | $K_{ar}$<br>(mGy) | Carga<br>(mA.s) | Output<br>( $K_{ar}/carga$ ) | BSF  | DFP<br>(cm) | $(100/DFP)^2$ | DEP<br>(mGy) |
|-----------|------|-------------------|-----------------|------------------------------|------|-------------|---------------|--------------|
| Crânio AP | 1    | 1,16              | 40              | 0,03                         | 1,36 | 80          | 1,56          | 2,46         |
|           | 2    | 1,37              | 45              | 0,03                         |      | 90          | 1,24          | 2,29         |
|           | 3    | 0,59              | 18              | 0,03                         |      | 80          | 1,56          | 1,25         |
|           | 4    | 1,13              | 50              | 0,02                         |      | 80          | 1,56          | 2,40         |
| Tórax AP  | 1    | 0,52              | 20              | 0,03                         | 1,36 | 95          | 1,11          | 0,78         |
|           | 2    | 0,28              | 8               | 0,03                         |      | 104         | 0,92          | 0,35         |
|           | 3    | 0,15              | 5               | 0,03                         |      | 106         | 0,89          | 0,18         |
|           | 4    | 0,20              | 10              | 0,02                         |      | 95          | 1,11          | 0,30         |
| Pelve AP  | 1    | 2,08              | 40              | 0,05                         | 1,36 | 90          | 1,24          | 3,48         |
|           | 2    | 2,27              | 75              | 0,03                         |      | 90          | 1,24          | 3,80         |
|           | 3    | 0,69              | 18              | 0,04                         |      | 80          | 1,56          | 1,46         |
|           | 4    | 1,97              | 50              | 0,04                         |      | 80          | 1,56          | 4,18         |

As DEP possuem variações máximas de 97% entre as salas 1 e 3 na condição de crânio AP, 333% entre as salas 1 e 3 na condição de tórax AP e 186% entre as salas 3 e 4 na condição de pelve AP.

A produção dos “outputs” mostra que há uma variação em relação à mesma estrutura analisada, sendo para condição de crânio AP e tórax AP a variação máxima é de 50% e na condição de pelve AP a variação máxima é de 67%.

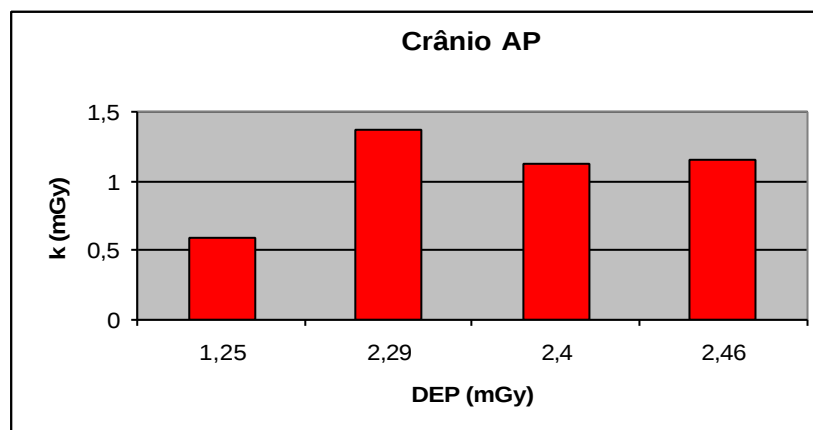


Figura 24 – DEP para crânio AP que foram produzidas pelos kerma medidos

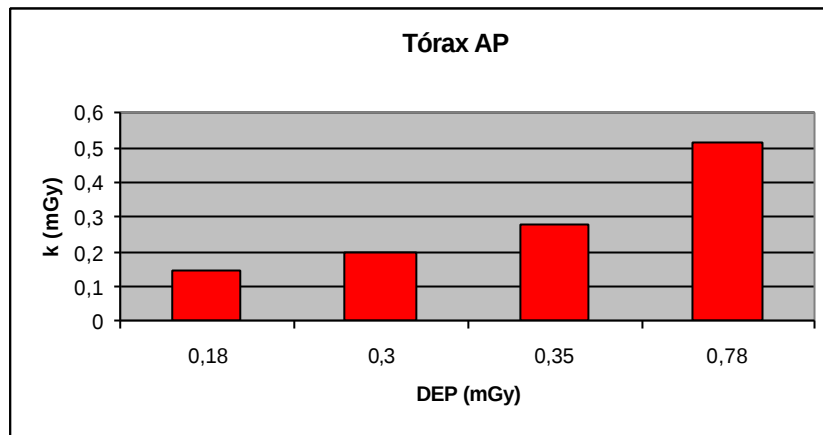


Figura 25 – DEP para tórax AP que foram produzidas pelos kerma medidos

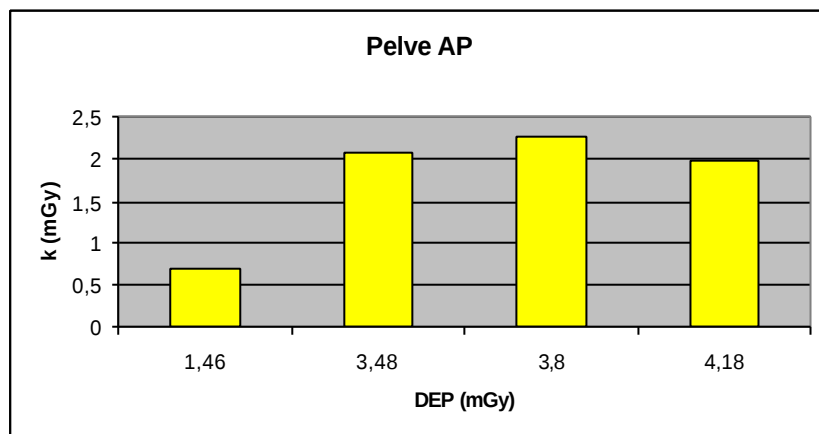


Figura 26 – DEP para pelve AP que foram produzidas pelos kerma medidos

Pelas Figuras 15, 16 e 17 é observado que os valores de DEP que foram produzidos pelos valores de kerma medido as proporções não são observadas nas outras medidas, indicando que para um mesmo valor de kerma não existe a correspondência em DEP.

A ANVISA pela portaria 453/1998 fornece os níveis de referências de diagnóstico para DEP, por radiográfica para paciente adulto típico (padrão), sendo para crânio AP de 5 mGy e para pelve AP de 10 mGy. Esta portaria não fornece níveis de referência de DEP para tórax AP.

Como estas relações se referem às mesmas estruturas analisadas e incidências, os valores de dose na entrada da pele (DEP) também estão sujeitas às alterações de no máximo 66% na condição de pelve AP, entre as salas 2 e 3, como mostrado no item 5.10.

#### 4.11 Doses absorvidas nos órgãos determinadas no fantoma Alderson Rando

A obtenção das doses absorvidas nos órgãos está associada aos itens 4.7 e 4.8 do capítulo anterior.

As incertezas combinadas associadas em cada valor da dose corrigida foram estimadas de acordo com os procedimentos do Apêndice 1.

Nas Tabelas 22 e 23 estão apresentados os valores das doses absorvidas nos órgãos em função das médias dos valores obtidos nos detectores. As médias foram consideradas em relação às variações de profundidade de posicionamento dos TLD's nas fatias.

As leituras dos TLD's (Tabela 22 e 23) foram transformadas em dose absorvida no órgão segundo a eq. 6, do item 4.8 e devido ao equilíbrio eletrônico para os níveis de energia utilizados nos equipamentos de radiodiagnóstico.

Tabela 22 – Dose absorvida (D) nos órgãos devido as leitura dos TLD's em consequência da irradiação dos órgãos para condição de tórax AP

| Órgãos          | Segmento dos órgãos que foram instalados os TLD's | Variação das leituras por segmento em relação às profundidades nas fatias (nC) | Média das leituras dos TLD's (nC) | Dose absorvida nos órgãos por segmento (mGy) |
|-----------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------------------|
| Tireóide        | Centro                                            | 0,66 a 0,75                                                                    | 0,71                              | 0,05                                         |
| Pulmão esquerdo | Terço superior                                    | 1,70 a 2,84                                                                    | 2,24                              | 0,21                                         |
|                 | 1 <sup>a</sup> Terço médio                        | 1,63 a 2,76                                                                    | 2,20                              | 0,20                                         |
|                 | 2 <sup>a</sup> Terço médio                        | 1,38 a 2,46                                                                    | 1,82                              | 0,16                                         |
|                 | Terço inferior                                    | 0,95 a 1,89                                                                    | 1,51                              | 0,13                                         |
| Pulmão direito  | Terço superior                                    | 1,73 a 3,03                                                                    | 2,26                              | 0,21                                         |
|                 | 1 <sup>a</sup> Terço médio                        | 1,69 a 2,85                                                                    | 2,14                              | 0,20                                         |
|                 | 2 <sup>a</sup> Terço médio                        | 1,33 a 2,29                                                                    | 1,71                              | 0,16                                         |
|                 | Terço inferior                                    | 0,99 a 2,00                                                                    | 1,46                              | 0,13                                         |
| Estômago        | Fundo                                             | 0,66 a 0,99                                                                    | 0,86                              | 0,07                                         |
|                 | Meio do corpo                                     | 1,99 a 2,00                                                                    | 2,00                              | 0,18                                         |

Tabela 23 – Dose absorvida (D) nos órgãos devido às leituras dos TLD's em consequência da irradiação dos órgãos para condição de pelve AP

| Órgão           | Segmento dos órgãos que foram instalados os TLD's | Variação das leituras por segmento em relação às profundidades nas fatias (nC) | Média das leituras nos TLD's (nC) | Dose absorvida nos órgãos por segmento (mGy) |
|-----------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------------------|
| Útero           | Superior                                          | 6,15*                                                                          | 6,15*                             | 0,60                                         |
|                 | Corpo                                             | 4,00 a 7,18                                                                    | 5,16                              | 0,50                                         |
|                 | Istmo                                             | 5,09*                                                                          | 5,09*                             | 0,49                                         |
| Ovário Direito  | Centro                                            | 4,28 a 4,64                                                                    | 4,46                              | 0,43                                         |
| Ovário Esquerdo | Centro                                            | 4,43 a 4,96                                                                    | 4,70                              | 0,45                                         |

\* – Leitura de um TLD's que não representam média

As leituras dos TLD's apresentadas estão relacionadas em função de sua instalação na profundidade do fantoma. Desta forma, é mostrado que quanto maior a profundidade de instalação dos TLD's no fantoma, mais atenuado será o feixe incidente nestes detectores.

Para a composição do valor representativo das doses absorvidas nos órgão em relação às médias calculadas, foi levado em consideração para os pulmões, útero, estômago e os ovários a representação da média dos valores obtidos nas Tabelas 22 e 23. Os valores das doses absorvidas nos órgãos e suas incertezas de medição são apresentados na Tabela 24.

Tabela 24 – Dose absorvida (D) nos órgãos do fantoma Alderson Rando em relação à média dos valores obtidos

| Órgão           | Dose absorvida (mGy) | Incerteza (%) |
|-----------------|----------------------|---------------|
| Tireóide        | 0,05                 | 17            |
| Pulmões         | 0,18                 | 16            |
| Estômago        | 0,13                 | 17            |
| Útero           | 0,53                 | 17            |
| Ovários (D e E) | 0,44                 | 15            |

De acordo com os resultados obtidos para doses absorvidas nos órgãos, utilizando o programa PCXMC e a técnica por TLD's com o fantoma, foi realizado um estudo comparativo. Para a determinação dos valores pelo PCXMC, foi levada em consideração a média das doses obtidas por sala de procedimento. Os valores das incertezas foram

determinados por extrapolação. As doses absorvidas nos dois processos são apresentadas na Tabela 25 e Figuras 27 a 31.

Os órgãos utilizados nesta comparação são os mesmos no programa PCXMC e no fantoma feminino.

Tabela 25 – Dose absorvida (D) adquirida pelo PCXMC e o TLD's no Fantoma A. Rando

| Órgão           | Média das doses absorvidas (mGy)<br>PCXMC | Incerteza (%) | Média das doses absorvidas (mGy)<br>Fantoma Alderson Rando | Incerteza (%) |
|-----------------|-------------------------------------------|---------------|------------------------------------------------------------|---------------|
| Tireóide        | 0,05                                      | 4,9           | 0,05                                                       | 17            |
| Pulmões         | 0,11                                      | 0,5           | 0,18                                                       | 16            |
| Estômago        | 0,14                                      | 1,0           | 0,13                                                       | 17            |
| Útero           | 0,35                                      | 0,6           | 0,53                                                       | 17            |
| Ovários (D e E) | 0,38                                      | 6,4           | 0,44                                                       | 15            |

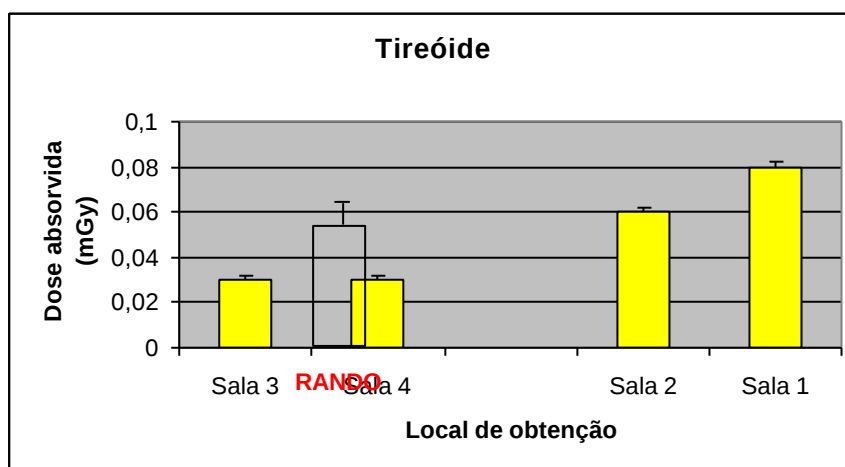


Figura 27 – Comparativo entre as doses na tireóide obtidas pelos dois métodos

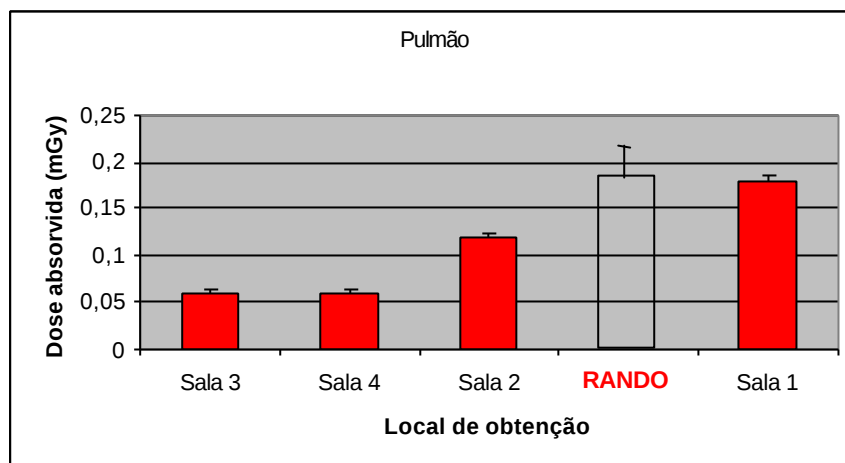


Figura 28 – Comparativo entre as doses no pulmão obtidas pelos dois métodos

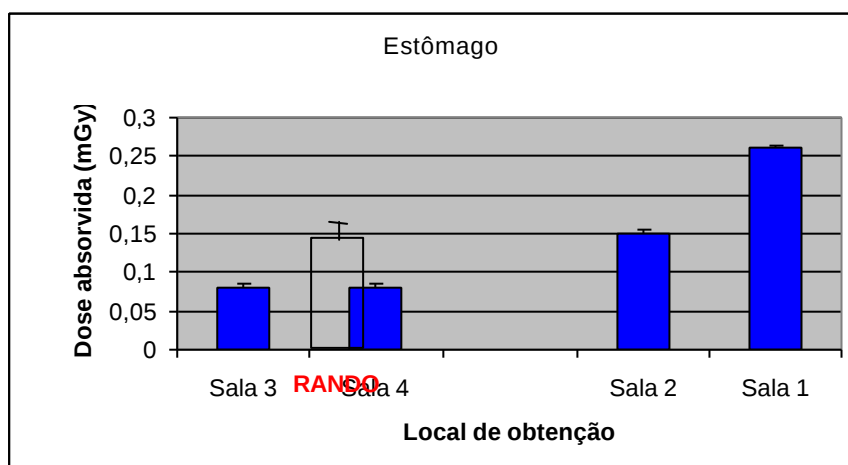


Figura 29 – Comparativo entre as doses no estômago obtidas pelos dois métodos

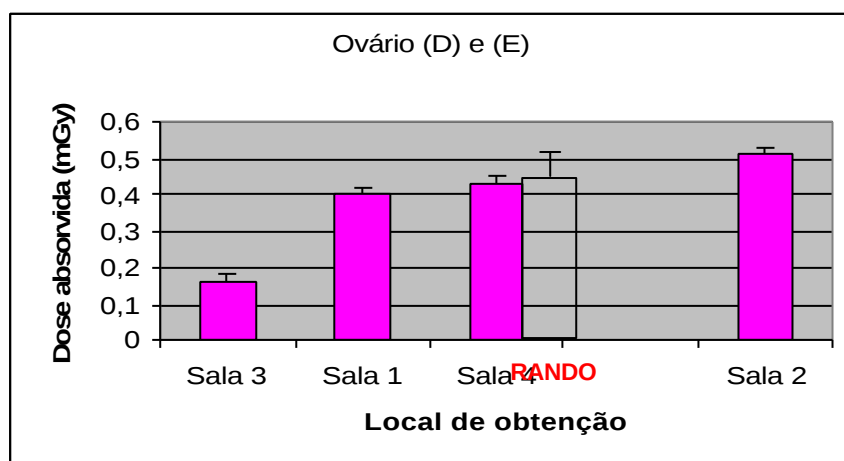


Figura 30 – Comparativo entre as doses nos ovários obtidas pelos dois métodos

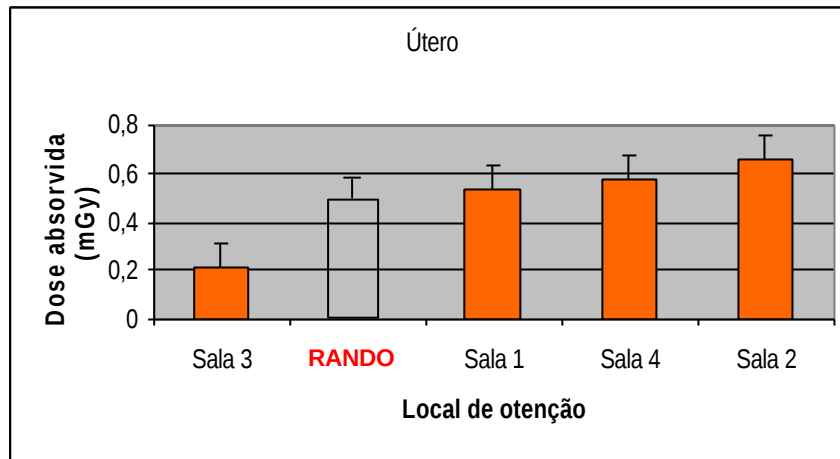


Figura 31 – Comparativo entre as doses no útero obtidas pelos dois métodos

As doses absorvidas nos pulmões apresentam uma variação de 0,06 a 0,18 mGy, calculadas pelo programa PCXMC e de 0,13 a 0,21 mGy calculada por meio dos TLD's. Desta forma, as doses obtidas pelo programa PCXMC, levando em conta as variações estatísticas, encontram-se dentro das variações das doses do outro método.

As doses absorvidas no útero, determinada pelos detectores, mostram uma diferença em relação ao outro método.

As doses absorvidas nos ovários (Tabela 25) mostram que os valores atribuídos são para cada ovário.

Nas Figuras 27 a 31 pode-se observar que as médias das doses obtidas pelo programa PCXMC estão próximas às médias das doses nos órgãos, adquiridas pelos TLD's, mostrando à associação entre os resultados.

## **CAPÍTULO 5**

### **CONCLUSÃO**

Para este estudo utilizou-se duas metodologias, para determinar a dose absorvida nos órgãos de pacientes que são submetidos a exames radiológicos no setor de emergência a politraumatizados do Hospital de Pronto Socorro João XXIII.

Os resultados empregados nas duas metodologias são coerentes entre si, considerado as incertezas de cada processo.

Em uma metodologia foi utilizado o programa PCXMC para determinar a dose absorvida no órgão juntamente com suas incertezas, foi mostrado que as variações dos valores encontrados estão associadas aos critérios pessoais adotados pelos operadores, a localização anatômica do órgão em relação ao campo de irradiação e a geração de número de fótons incidentes na simulação. Este programa se mostra eficiente para a determinação das doses absorvidas nos órgãos e de fácil obtenção dos parâmetros de entrada e como estas doses podem variar em função das alterações de alguns parâmetros radiográficos. O emprego do PCXMC mostrou ser de grande valia para obtenção das doses e torna-se uma ferramenta importante para otimização das doses nos pacientes

A outra metodologia, utilizando o fantoma Alderson Rando associado aos TLD's, mostrou que as variações dos resultados obtidos são associadas à reprodutibilidade das leituras dos detectores termoluminescentes e a variação das doses absorvidas nos órgãos de grande volume, como os pulmões. Este fantoma representa uma ferramenta bastante eficaz para determinar as doses absorvidas nos órgãos, fornece ainda, uma visão mais aproximada de um paciente, auxiliando na escolha dos parâmetros radiográficos e para treinamento dos operadores.

Os parâmetros das técnicas radiográficas levantadas e utilizadas pelos operadores confirmaram que as doses absorvidas, pelo programa PCXMC, podem sofrer alterações

significativas de acordo com cada critério pessoal adotado. Estas variações máximas nos órgãos quando submetidos à incidência de tórax AP foram de 0,08 (6,3%) mGy a 0,03 (5,7%) mGy para tireóide, de 0,18 (0,4%) mGy a 0,06 (0,5%) mGy para pulmões e de 0,26 (0,8%) mGy a 0,08 (1,0%) mGy para estômago. As variações máximas na incidência de crânio AP foram de 1,07 (1,9%) mGy a 0,47 (1,4%) mGy para tireóide e na incidência de pelve AP as variações são de 0,37 (2,3%) mGy a 0,02 (1,4%) mGy para o cólon, de 0,66 (1,7%) mGy a 0,21 (2,7%) mGy para o útero, de 0,51 (6,5%) mGy a 0,16 (5,8%) mGy para ovários e 2,47 (2,1%) mGy a 0,78 (1,5%) mGy para os testículos.

Com as variações das técnicas radiográficas repercutindo em diferentes doses absorvidas, para um mesmo objetivo final que é a produção de imagens para diagnóstico, os valores das doses podem ser reduzidos para atingir este mesmo objetivo sem ter prejuízo na imagem.

Como não se usa vestimenta pumblífera nos pacientes, este estudo mostra como é possível reduzir as doses com treinamentos na adoção dos critérios técnicos dos parâmetros radiográficos. Diante de tais observações é possível associar os critérios pessoais dos operadores como um ponto bastante oscilatório de composição da dose no paciente.

Este levantamento auxiliará na composição das técnicas empregadas para serem comparadas a outras técnicas empregada em outros países, instituições de pesquisa e saúde.

## CAPÍTULO 6

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALDERSON RANDO© - Copyright 1995, The Phantom Laboratory. © Copyright 1973 ARL Inc. Department of Radiology, The University of Chicago – Chicago, Illinois.

ATTIX, F.H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. New York: John Wiley, 358 p., 1986.

AZEVEDO, A.C.P.; MOHAMADAIN, K.E.M.; OSIBOTE, O.A.; CUNHA, A.L.L.; FILHO, A.P. Estudo comparativo das técnicas radiográficas e doses entre o Brasil e a Austrália. *Radiol. Bras.*, São Paulo, v. 38, n. 5, 2005.

BROADHEARD, D. A. et. al. Automation of TLD Dosimetry for Simple Radiographic Procedures Using the Harshaw 6600 Monitoring System. IX World International Radiation Protection Association. Viena, pp. 453-541, 1996.

CAMERON, J.R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. Thermoluminescent dosimetry. London: University of Wisconsin Press, 1968.

CASMIE. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa. *Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual – Critérios e Condições*. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Engenharia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1995.

CRISTY M, *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*, NUREG/CR – 1159, ORNL/NUREG/TM – 367 (Oak Ridge National Laboratory), 1980.

COMISSÃO EUROPÉIA. Orientação de Níveis de Referência de Diagnóstico (DRLs) para exposições médicas. Comissão Européia, *Proteção Radiológica* 109, 1999.

DA ROSA, L.A.R. Dosimetria termoluminescente aplicada à física médica. Rio de Janeiro; IRD, 2000. Publicação interna, (DEFISME/IRD, 2000).

DREXLER, G. Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP. *Radiation Protection and Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 7-10, 1998.

EUR, European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiography Images. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, EUR 16260EN, 1996a.

EUR, European Commission. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection 109. Luxembourg; Office for Official Publications of European Communities, 1999b.

European Commission. Council Directive 97/43/Euratom (Medical Exposure Directive) of June 30, 1997, on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposures. Official J Eur Commun 1997; No. L 180/22.

FAULKNER, K.; BROADHEAD, D.A.; HARRISON, R.M. Patient Dosimetry Measurement Methods. *Applied Radiation and Isotopes*, 50, pp.113-123, 1999.

GROSSWENDT, B. Backscatter, factors for x-rays generated at voltages between 10 and 100 kV. *Physics in Medicine and Biology*, v.29, No 5, p. 579-591, 1984.

HARSHAW TLD BICRON. Model 4500 Manual TLD Reader with WinRems: operator's manual. Solon, Bicron, 2001. 1 v.

IAEA. International Atomic Energy Agency, Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation, *Safety Standards*. Series no. RS-G-1.5, 2002.

IAEA. International Atomic Energy Agency, Radiological Protection of Patient in Diagnostic and Interventional Radiology. Proceedings of an International Conference held in Málaga, 2001.

IAEA. International Atomic Energy Agency. International basic safety standards for protection against ionization radiation and for the safety of radiation sources. *Safety series*, n.115, Vienna, 1996.

IAEA (a). International Atomic Energy Agency. Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation, Safety Standards Series, Safety Guide, n. RS-G 1.3, Viena, 1999.

IAEA (b). International Atomic Energy Agency. Occupational Radiation Protection, Safety Standards Series, Safety Guide, n. RS-G 1.1, Viena, 1999.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological protection and safety in medicine. *Annals of the ICRP*, v.26, n.2, 1996. (ICRP 73).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION.: Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 3 Ingestion Dose Coefficients, Publication 69. *Annals of the ICRP Volume 25/1*. ISBN 0080426581 / 9780080426587, Paperback. Elsevier, Published July 1995.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v.22, n.1/3, 1991. (ICRP 60).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. RBE for Deterministic Effects, ICRP Publication 58:Annals of the ICRP Volume 20/4 ISBN 0080401732 / 9780080401737, Paperback. Elsevier, 64 Pages, Published April 1990.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Quantitative Bases for Developing a Unified Index of Harm. Publication 45: Annals of the ICRP Volume 15/3 ISBN 0080336655 / 9780080336657, Paperback. Elsevier, Published January 1986.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Protection of the Patient in Radiation Therapy, ICRP Publication 44, Pergamon Press, Oxford and New York, 1985.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Limits for the Intake of Radionuclides by Workers. Publication 30: Part 1 Annals of the ICRP Volume 2/3- ISBN 0080226388 / 9780080226385, Paperback. Elsevier, Published August 1979.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Limits for Intake of Radionuclides by Workers Publication 30. Supplement to Part 2

Annals of the ICRP Volume 5/1-6. ISBN 0080268331 / 9780080268330. Hardback Pergamon Press, Published December 1980.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v.1, n.3, 1977, 53p. (ICRP 26).

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. ICRU Report No 74. Bethesda, MD, 2005.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Fourth Edition. Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois – USA, 1983.

LACERDA, M.A.S.; SILVA, T.A. Metodologia para medida da dose na entrada da pele em pacientes submetidos a exames de radiodiagnósticos médico. Congresso Brasileiro de Física Médica, 7, 2003, Porto Alegre. *Anais*. Porto Alegre: Editora, 2003. P.434-439.

LANZL, L.H. The Rando Phantom and its medical applications. Department of Radiology. The University of Chicago. Chicago, Illinois, 1995, 36p.

LIMA, J. F., Mecanismo de Termoluminescência da Calcita. Tese de Doutorado. Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 1991.

NBS – BSS. Normas Básicas Internacionais de Segurança para a Proteção contra a Radiação Ionizante e para a Segurança das Fontes de Radiação. *Informes de Segurança*. N.115, IAEA (1996).

NOGUEIRA, M. S., 1996, “**Determinação dos Fatores de Conversão de Kerma no Ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental no Intervalo de 50 a 150 KVp**” Tese de Doutorado em Cs. na Área de Tecnologia Nuclear, São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

NRPB (National Radiological Protection Board), National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. Chilton, UK, 1992.

OSIBOTE, A.O.; AZEVEDO, A.C.P.; CARVALHO, A.C.P.; KHOURY, H.J.; OLIVEIRA, S.R.; SILVA, M.O.; MARCHON, C. Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica. *Radiol Bras*, São Paulo, v. 40, n. 2, 2007.

RADICAL CORPORATION. Instruction Manual for the Model 9060 Radiation Monitor Controller, USA, 1994.

SHRIMPTON, P. C. Patient Dosimetry and Protection in Diagnostic Radiology. Radiation and Occupational Health Symposium. Kuala Lumpur (Malaysia), 1995.

STATKIEWICS, M.A.; VISCONTI, P.J.; RITENOUR, R.E. **Radiation Protection in Medical Radiography**; St Louis, USA, Mosby-Year Book, Inc; 3<sup>a</sup> ed., 293 pp.

STUK-139 Tapiovaara M, Lakkisto M, Servomaa A. PCXMC – A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki, 1997.

SVS - Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico (Portaria nº453). Diário Oficial da União de 1 de junho de 1998.

TAPIOVAARA, M.; LAKKISTO, M.; SERVOMAA, A. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations. A139. 1997. STUK.

VAÑÓ E.; GONZALEZ L.; MORAN P.; CALZADO A.; DELGADO V.; FERNANDEZ J. M.; RUIZ M. J.; Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. *Radiología*. Vol. 34, nº1, pp. 27-31, 1992.

WALL, B.F. Radiation Protection Dosimetry for Diagnostic Radiology Patients. *Radiat. Prot. Dosim.*, 109(4), pp.409-419, 2004.

WALL, B., HARRISON, R. AND SPIERS, F. Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. (The Institute of Physical Sciences in Medicine) IPSM Report No. 53 (York, England) pp. 47-55 (1988).

## APÊNDICE 1

### Estimativa da incerteza combinada na medida da dose absorvida nos órgãos

As componentes de incerteza mais relevantes no procedimento adotado são apresentadas nos itens a seguir. Os valores das variações máximas foram transformados em incertezas por meio da divisão por  $\sqrt{3}$ . As componentes do tipo A são expressas em termos do desvio padrão  $s_i$  (%); as componentes do tipo B com  $u_i$  (%).

1. Reprodutibilidade dos detectores termoluminescentes (TLD) selecionados
  - a. Conforme item 4.8 a variação (valor máximo encontrado) foi de 4,16%.
2. Homogeneidade dos detectores termoluminescentes (TLD) selecionados
  - a. Conforme item 4.8 a variação (valor máximo encontrado) foi de 23,1%.
3. Variabilidade dos detectores termoluminescentes (TLD) selecionados para cada órgão do fantoma, conforme item 5.11
  - a. Pulmão – 8% (variação máxima);
  - b. Tireóide – 9% (variação máxima);
  - c. Estômago – 11% (variação máxima);
  - d. Útero – 2% (variação máxima);
  - e. Ovários – 12% (variação máxima);
4. Variabilidade dos detectores termoluminescentes (TLD) selecionados para BG ou branco
  - a. Conforme item 4.8 e 5.11, 6,9% (variação máxima).
5. Os erros sistemáticos foram considerados em relação às profundidades de instalação dos TLD no fantoma atingindo uma variação máxima de 11%.

## 6. Medida da dose em pacientes

a. A incerteza nos valores das doses absorvidas, nos pacientes, foi estimada por meio da combinação das seguintes componentes de incerteza:

- i. Itens anteriores (1, 2, 3 e 5);
- ii. Incerteza na variação das medidas das doses com os TLD;
- iii. A influência da radiação de fundo (BG), item 4 desta estimativa. A incerteza devido à influência do BG foi estimada de acordo com a eq. 8:

$$U_{DC} = \sqrt{(U_D)^2 + (U_{BG})^2} \quad (8)$$

Onde,  $U_{DC}$  é o valor absoluto da incerteza combinada no valor da dose corrigida,  $U_D$  é o valor absoluto da incerteza combinada no valor da dose média e  $U_{BG}$  é o valor absoluto da incerteza combinada no BG, obtido pelas três medidas, dividido por  $\sqrt{3}$ .

A incerteza combinada ( $U_C$ ), em porcentagem, foi determinada pela raiz quadrada da soma quadrática dos componentes das incertezas, eq. 9:

$$U_C = \sqrt{\sum s_i^2 + \sum u_i^2} \quad (9)$$

## ANEXO



## PARECER Nº 405

**Interessados:** Marcos Eugênio Silva Abrantes

**Hospital:** Hospital João XXIII

**DECISÃO:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da FHEMIG (CEP/FHEMIG) aprovou, no dia 09 de novembro de 2006, o projeto de pesquisa intitulado « **Levantamento radiométrico em raio x diagnósticos nos Hospitais de Pronto Socorro de Belo Horizonte** ».

Relatórios parciais e final devem ser encaminhados ao CEP/FHEMIG com um intervalo mínimo de 6 meses (entre os relatórios), a partir da data de início do estudo.

  
**Dr. Robespierre Queiroz da Costa Ribeiro**  
Coordenador do CEP/FHEMIG

2011.01  
Encaminhar a faturadora (ver folha  
crp. 11 am-  
nab v-)

  
Dr. Maria Sílvia  
Coordenadora do Hospital João XXIII