

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR**  
**CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES**

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.

Aluna: Vânia Lucia Soares de Oliveira  
Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D. Sc. (PCTN/UFMG e CNEN/CDTN)  
Belo Horizonte – Junho - 2009

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

**“VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PCXMC®  
PARA MEDIDA DE DOSE EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE RAIOS-  
X MÉDICO CONVENCIONAL”**

Aluna: Vânia Lucia Soares de Oliveira

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D. Sc. (PCTN/UFMG e CDTN/CNEN)

Belo Horizonte –Junho de 2009  
Escola de Engenharia da UFMG

Vânia Lucia Soares de Oliveira

**“VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PCXMC®  
PARA MEDIDA DE DOSE EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE RAIOS-  
X MÉDICO CONVENCIONAL”**

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: Ciência das Radiações

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D. Sc.  
(PCTN/UFMG e CDTN/CNEN)

Belo Horizonte – MG  
Escola de Engenharia da UFMG  
2009

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

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:**

**“VALIDAÇÃO E APLICAÇÃO DA METODOLOGIA COMPUTACIONAL PCXMC®  
PARA MEDIDA DE DOSE EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAMES DE RAIOS-  
X MÉDICO CONVENCIONAL”**

**ALUNA: VÂNIA LUCIA SOARES DE OLIVEIRA**

Dissertação defendida e aprovada pela Comissão Examinadora constituída por:

---

Prof. Dr. Arno Heeren de Oliveira - PCTN/UFMG.

---

Prof. Dr. Marco Aurélio de Souza Lacerda - CDTN/CNEN

---

Prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva - orientador - PCTN/UFMG e CDTN/CNEN

Belo Horizonte, Junho de 2009

Área de Concentração: Ciência das Radiações

À Sarah

Meu orgulho...

Minha alegria...

Minha vida...

Meu presente de Deus!

## **DEDICATÓRIA**

A Deus por tudo, sem Ele eu não teria alcançado esta vitória.

À Sarah pela motivação e inspiração.

Aos meus pais, Alair e Efigênia pelo incentivo e dedicação.

Aos meus irmãos Jean e Keila pelo apoio.

Aos meus sobrinhos Filipe e Tiago pelos momentos de alegria.

A mim pela força de vontade em vencer e chegar até onde cheguei!

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. e Dr. Teógenes Augusto da Silva (CNEN/CDTN) por ter acreditado em mim e ter me apoiado e orientado nesta pesquisa;

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) e à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pela acolhida, pelo apoio, pelos materiais fornecidos, bibliografia e pela oportunidade concedida;

À Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) por me conceder esta oportunidade de estudar;

Ao Paulo Márcio de Oliveira Campos, doutorando (UFMG) pelo apoio e ajuda nos momentos de dúvidas e dificuldades;

Ao Petterson Lima Squair pela ajuda nas medidas de dose no fantoma;

Ao Marcos Eugênio Silva Abrantes pela ajuda e apoio em todos os momentos;

À secretária Beth (CDTN) pela sua disposição em ajudar e pela atenção;

Ao Carlos Manoel, Elton e Anibal pelas informações prestadas;

À Priscila pela digitalização das imagens radiográficas;

Ao Prof. Dr. Marco Aurélio de Souza Lacerda (CDTN-MG) pela contribuição e esclarecimentos na minha pesquisa;

A todos os funcionários e colegas do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN-MG;

Ao Leandro professor do colégio Diretriz pelas informações das técnicas radiográficas e dos exames de raios-x;

À Maria Auxiliadora, Profa. e Dra. (UFMG) pela ajuda e esclarecimentos;

À Cláudia Pereira Bezerra, Profa. e Dra. e coordenadora do curso, pela força e atenção sempre a mim dedicada;

Aos funcionários da secretaria do PCTN/DEN pela cooperação e atenção;

Aos professores do PCTN/DEN: Cláudia, Dora e Tarcísio pelo ensino e pela minha formação;

À Unidade de Pronto-Atendimento (UPA) pela colheita de informações para a pesquisa;

A todos que me ajudaram direta e indiretamente na realização deste projeto;

A todos que acreditaram em mim.



Não existem batalhas sem lutas,

Não existem conquistas sem vitórias,

Não existem vitórias sem vencedores,

Não existem vencedores sem Deus!

Autor desconhecido.

## **RESUMO**

A aplicação dos raios-X na medicina para fins de diagnósticos por imagens tem crescido a cada ano, trazendo benefícios de melhores diagnósticos de diversas patologias. Apesar dos benefícios, os riscos inerentes às práticas médicas com radiações têm sido motivo de preocupação por causa do detrimento associado. Em radiodiagnóstico com raios-X, os riscos são tipicamente baixos, mas é necessário gerenciar as exposições de pacientes para, sem prejudicar a qualidade da imagem, minimizar os efeitos biológicos por meio da otimização e da garantia de qualidade dos procedimentos radiográficos. Metodologias experimentais e computacionais têm sido utilizadas para dar a conhecer os níveis de doses nas exposições a pacientes submetidos a exames em radiologia diagnóstica. Métodos de medida “*in-vivo*” durante os exames radiográficos não são muito utilizados devido às inúmeras dificuldades; medidas indiretas no feixe de radiação com câmaras de ionização ou em simuladores do corpo humano têm permitido avaliar as doses absorvidas nos órgãos, mas são trabalhosas e demoradas. Por não interferir nos exames e pela facilidade de execução, sistemas computacionais têm sido desenvolvidos e largamente utilizados para atender as recomendações de estimativa das doses em cada paciente submetido a exames radiográficos com raios-X. No Brasil, as “Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico”, de 1998, não exigiram a avaliação das doses em órgãos de pacientes, mas estabeleceu os níveis de referência em radiodiagnóstico recomendados internacionalmente. Poucos hospitais adotam procedimentos de medida de doses em paciente e há poucas informações sobre os valores das doses associados aos diferentes exames de radiodiagnóstico. Este trabalho mostrou a utilização do programa computacional PCXMC<sup>®</sup> para estimar a contribuição de cada órgão para as doses efetivas, representadas pela dose equivalente ponderada, em pacientes submetidos a exames de tórax, crânio, abdômen e pelve com raios-X médico em uma unidade de pronto-atendimento na cidade de Belo Horizonte. O programa computacional PCXMC<sup>®</sup> foi primeiramente validado por comparação com medidas

experimentais das doses absorvidas em órgãos, que foi realizada com dosímetros termoluminescentes, em um simulador antropomórfico Alderson Rando exposto a raios-X em condições de laboratório no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Sessenta pacientes foram acompanhados durante seus exames e, de acordo com o biótipo, os dados dos pacientes e parâmetros radiográficos foram agrupados em três grupos e foram usados nas simulações com o PCXMC<sup>®</sup>. Os resultados indicaram a grande variação nas doses em pacientes decorrentes tanto da diferença dos biótipos quanto das técnicas radiográficas utilizadas. O programa PCXMC<sup>®</sup> mostrou ser uma ferramenta adequada que pode ser utilizada pelos hospitais sem nenhuma dificuldade na estimativa e registro das doses em pacientes.

## **ABSTRAT**

The use of x-rays to produce images for diagnostic radiology has increased year by year and it is expected to increase further due to the benefits for better diagnosis of many pathologies. In spite of the benefits, inherent radiation risks have brought many concerns of the related radiation detriment. In diagnostic radiology with x-rays, risks are considered to be very low, but it is recommended that patient exposures should be controlled aiming the minimization of biological effects. Radiation risks can be reduced without any prejudice to the image quality by optimizing and assuring the quality of the radiographic procedures. Experimental and computational methodologies have been used to issue dose levels of patients submitted to exams in diagnostic radiology. In-vivo measurements during radiographic exams are difficult to be adopted; organ absorbed doses based on indirect measurements in the radiation beam or in human body phantoms can be carried out but they are hard and very time consuming. Computational systems are easily and largely used to estimate patient doses without interferences on the exams in compliance with legal requirements. In Brazil, the law “Basic radiation protection guidelines for medical and dental diagnostic radiology” did not required the evaluation of patient doses but internationally accepted diagnostic reference levels were issued. Very few hospitals have adopted any patient dose measurement and there is a lack of information on the dose values provided to patients undergoing different diagnostic exams. The aim of this work was to apply the PCXMC<sup>®</sup> computational software to evaluate the contribution given by each relevant organ to the effective dose, which is represented by the weighted equivalent dose, for patients submitted to chest, skull and pelvis x-ray examinations in a hospital unit of Belo Horizonte city, Brazil. The PCXMC<sup>®</sup> was validated by comparing the calculated absorbed dose values against experimental measurements done with thermoluminescent dosimeters in a Alderson Rando anthropomorphic phantom. X-ray phantom exposures were done in standard laboratoty conditions in the Development Center for Nuclear Technology. Examinations of sixty patients were followed and their data and

radiographic parameters were classified in three biotypes for simulation purpose with the PCXMC<sup>®</sup>. Results showed that there were large patient dose variations due to their biotype and the adopted radiographic techniques. The PCXMC<sup>®</sup> proved to be an adequate tool that can be used with no difficulty by hospitals to evaluate and record patient doses.

## LISTA DE TABELAS

		<b>Página</b>
TABELA 1	Níveis de referência em radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico, em termos de dose na entrada da pele (DEP). .....	25
TABELA 2	Fatores de peso para tecido ou órgão $w_T$ (ICRP,1991).....	31
TABELA 3	Distribuição dos dosímetros TL nos órgãos do fantoma .....	48
TABELA 4	Exame radiográfico do tórax .....	55
TABELA 5	Exame radiográfico do crânio .....	55
TABELA 6	Exame radiográfico do abdômen .....	55
TABELA 7	Exame radiográfico da pelve.....	56
TABELA 8	Dose absorvida nos órgãos do fantoma Alderson Rando e determinada pelo programa computacional PCXMC <sup>®</sup> em função do kerma no ar.....	61
TABELA 9	Dose absorvida nos órgãos do fantoma Alderson Rando e determinada pelo programa computacional PCXMC <sup>®</sup> em função da carga elétrica (mA.s) .....	62
TABELA 10	Comparação entre as doses determinadas pelo PCXMC <sup>®</sup> em função do kerma e carga elétrica (mA.s) .....	63
TABELA 11	Comparação entre a DEP medida no fantoma e dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC <sup>®</sup> em função do kerma e carga elétrica (mA.s), em um exame de tórax .....	64
TABELA 12	Dados dos biótipos dos pacientes coletados na Unidade de Pronto-atendimento .....	65
TABELA 13	Quantidade de exames radiográficos realizados nos biótipos .....	65
TABELA 14	Dados do exame do tórax .....	66
TABELA 15	Dados do exame do crânio .....	66
TABELA 16	Dados do exame do abdômen .....	67
TABELA 17	Dados do exame da pelve .....	67

TABELA 18	Dose equivalente ponderada para os órgãos dos biótipos A, B e C nos exames de tórax para a projeção PA seguida de LD .....	68
TABELA 19	Dose equivalente ponderada para os órgãos dos biótipos A, B e C nos exames de crânio para a projeção PA seguida de LD.....	70
TABELA 20	Dose equivalente ponderada para os órgãos dos biótipos A, B e C nos exames do abdômen para a projeção AP.....	71
TABELA 21	Dose equivalente ponderada para os órgãos dos biótipos A, B e C nos exames da pelve para a projeção AP .....	73
TABELA 22	Comparação da dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC <sup>®</sup> com a DEP estabelecida pelos níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD).....	74

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Página</b>
FIGURA 1	Grandezas dosimétricas na exposição de pacientes a raios-X..... 27
FIGURA 2	Radiografia PA do tórax ..... 36
FIGURA 3	Radiografia LD do tórax ..... 37
FIGURA 4	Radiografia PA do crânio ..... 38
FIGURA 5	Radiografia LD do crânio ..... 39
FIGURA 6	Radiografia AP do abdômen ..... 40
FIGURA 7	Radiografia AP da pelve ..... 41
FIGURA 8	Fantoma Alderson Rando na vista lateral direita..... 44
FIGURA 9	Fantoma Alderson Rando na vista posterior ..... 44
FIGURA 10	Distribuição de dosímetros TL na posição do fígado no fantoma..... 45
FIGURA 11	Leitora Thermo Electron Corporation modelo 4500 ..... 46
FIGURA 12	Incidência radiográfica PA do tórax ..... 50
FIGURA 13	Incidência radiográfica LD do tórax ..... 50
FIGURA 14	Tela do PCXMC <sup>®</sup> de introdução dos dados ..... 54
FIGURA 15	Tela do PCXMC <sup>®</sup> de entrada dos dados da simulação dos exames ..... 56
FIGURA 16	Tela do PCXMC <sup>®</sup> de entrada dos dados para geração do espectro de energia dos raios-x ..... 57
FIGURA 17	Tela do PCXMC <sup>®</sup> de escolha da grandeza ..... 58
FIGURA 18	Tela do PCXMC <sup>®</sup> com os valores das doses absorvidas nos órgãos considerados e respectivas incertezas..... 59

## LISTA DE EQUAÇÕES

	<b>Página</b>
EQUAÇÃO 1 Kerma (K) .....	28
EQUAÇÃO 2 Kerma no ar na superfície de entrada ( $k_{a,e}$ ).....	28
EQUAÇÃO 3 Produto kerma no ar – área ( $P_{KA}$ ).....	29
EQUAÇÃO 4 Dose Absorvida (D) .....	29
EQUAÇÃO 5 Dose equivalente em órgão ( $H_T$ ).....	30
EQUAÇÃO 6 Dose efetiva (E) .....	30
EQUAÇÃO 7 Calibração dos dosímetros TL .....	47
EQUAÇÃO 8 Medida da dose absorvida no meio .....	47



## SUMÁRIO

	Página
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>20</b>
<b>2.1. Proteção radiológica de pacientes.....</b>	<b>20</b>
2.1.1. Níveis de referência em radiodiagnóstico .....	23
<b>2.2. Grandezas dosimétricas .....</b>	<b>26</b>
2.2.1. Kerma (k) .....	28
2.2.2. Kerma incidente no ar ( $k_{a,i}$ ).....	28
2.2.3. Kerma no ar na superfície de entrada ( $k_{a,e}$ ).....	28
2.2.4. Produto kerma no ar – área ( $P_{KA}$ ).....	29
2.2.5. Dose absorvida ( $D$ ) .....	29
2.2.6. Dose equivalente em um órgão ( $H_T$ ).....	30
2.2.7. Dose efetiva ( $E$ ) .....	30
<b>2.3. Programa computacional PCXMC<sup>®</sup> na dosimetria de pacientes .....</b>	<b>31</b>
<b>2.4. Dosímetros termoluminescentes (TL) .....</b>	<b>34</b>
<b>2.5. Técnicas radiográficas empregadas nos exames com raios-X .....</b>	<b>35</b>
2.5.1. Exame do tórax .....	36
2.5.2. Exame do crânio.....	37
2.5.3. Exame do abdômen.....	39
2.5.4. Exame da pelve.....	41
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>43</b>
<b>3.1 Validação do programa computacional PCXMC<sup>®</sup> .....</b>	<b>43</b>
3.1.1. Aparelho de raios-x .....	43
3.1.2. O fantoma Alderson Rando .....	43
3.1.3. Os dosímetros termoluminescentes (TL).....	45

3.1.4. Calibração dos dosímetros termoluminescentes (TL).....	46
3.1.5. Medida de dose absorvida no meio .....	47
3.1.6. Distribuição dos dosímetros TL nos órgãos e estruturas do fantoma .	48
3.1.7. Irradiação do fantoma Alderson Rando .....	49
3.1.8. Medidas do kerma no ar incidente ( $k_{a,i}$ ).....	51
3.1.9. Simulação computacional com o PCXMC <sup>®</sup> .....	51
<b>3.2. Coleta de dados dos pacientes na Unidade de Pronto-atendimento .....</b>	<b>52</b>
<b>3.3. Simulações no programa computacional PCXMC<sup>®</sup> .....</b>	<b>52</b>
3.3.1. Introdução dos dados do exame .....	53
3.3.2. Definição do tamanho de campo de radiação .....	54
3.3.3. Simulação dos dados.....	56
3.3.4. Determinação das doses absorvidas nos órgãos.....	57
3.3.4.1. Geração do espectro de energia dos raios-x .....	57
3.3.4.2. Cálculo de dose absorvida nos órgãos .....	58
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>60</b>
<b>4.1. Calibração de dosímetros termoluminescentes (TL) .....</b>	<b>60</b>
<b>4.2. Comparação das doses absorvidas medidas no fantoma e determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup> .....</b>	<b>60</b>
4.2.1. Comparação entre a DEP medida no fantoma e dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC <sup>®</sup> .....	63
<b>4.3. Dados coletados na unidade de Pronto-atendimento .....</b>	<b>64</b>
<b>4.4. Dose equivalente ponderada nos órgãos .....</b>	<b>68</b>
4.4.1. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos do tórax .....	68
4.4.2. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos do crânio .....	69
4.4.3. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos do abdômen.....	71
4.4.4. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos da	

pelve .....	72
4.4.5. Comparação entre as doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC <sup>®</sup> com os níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD) ....	74
<b>5. CONCLUSÃO .....</b>	<b>76</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>78</b>

## 1.INTRODUÇÃO

Logo após sua descoberta, os raios-X foram rapidamente identificados como uma importante e útil ferramenta para diagnósticos por imagens na área médica, trazendo benefícios na investigação de diversas patologias. A aplicação dos raios-X para radiodiagnóstico tem crescido ano a ano e a previsão é de um acentuado crescimento, à medida que maior parte da população passe a ter acesso aos exames radiográficos e que avanços tecnológicos aumentem a qualidade das imagens. Estima-se que mais de 2,5 bilhões de pessoas sejam expostas à radiação para fins de diagnóstico (IAEA, 2002).

Os prejudiciais efeitos biológicos causados pelas radiações levaram à criação do sistema de proteção radiológica, que visa proteger o homem de tais efeitos e estabelecer padrões de segurança (IAEA, 2001). Até uma década atrás, a preocupação de proteção contra os efeitos danosos das radiações era voltada essencialmente para os profissionais ocupacionalmente expostos; considerava-se que a proteção do paciente não era tão relevante porque ele seria submetido a exames com radiação poucas vezes durante sua vida.

A publicação “International Basic Safety Standards (BSS)”, desenvolvida conjuntamente pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), Organização Internacional do Trabalho (ILO), Organização para Cooperação Econômica e Desenvolvimento/Agência de Energia Nuclear (OECD/NEA), Organização Panamericana de Saúde (PAHO) e Organização Mundial de Saúde (WHO) recomendou enfaticamente a adoção de requisitos de proteção de pacientes objetivando manter as doses tão baixas quanto possível sem afetar a qualidade do diagnóstico ou do tratamento desejado (IAEA, 2006).

Em radiologia convencional com raios-X, os riscos são tipicamente baixos, mas é necessário gerenciar as exposições de pacientes para, sem prejudicar a qualidade da imagem, minimizar os efeitos biológicos por meio da otimização e da garantia de qualidade dos procedimentos radiográficos. De acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) há espaço disponível para redução das doses em pacientes submetidos a exames em radiologia diagnóstica e medidas simples e de baixo custo podem ser adotadas sem perda na qualidade de imagens (ICRP, 1991).

A preocupação e o interesse crescente quanto ao controle e minimização das doses nos pacientes levaram à tendência de recomendações de estimativa das doses nos órgãos em cada procedimento de diagnóstico. Um guia de dosimetria em radiologia foi publicado para

orientar medidas experimentais (IAEA, 2007) e o uso de sistemas computacionais baseados na técnica de Monte Carlo foi recomendado (ICRU, 2005).

No Brasil, as “Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” não exigiram a avaliação das doses em órgãos de pacientes, mas estabeleceram, além dos requisitos de proteção radiológica e de garantia da qualidade do procedimento, os níveis de referência em radiodiagnóstico recomendados internacionalmente, que são valores de dose absorvida na entrada da pele do paciente para cada tipo de exame (MS, 1998).

Em nível nacional, não há a adoção rotineira de procedimentos de medidas de doses em pacientes e, conseqüentemente, há poucas informações sobre os valores das doses absorvidas em órgãos em diferentes exames de radiodiagnóstico. Portanto, há necessidade de trabalhos que quantifiquem as doses nos órgãos dos pacientes e o risco associado nos procedimentos médicos, de modo a despertar a consciência da comunidade médica para a importância da adoção do princípio da otimização da proteção radiológica.

Os métodos experimentais de estimativa de doses em pacientes baseiam-se em medidas indiretas de grandezas dosimétricas com câmaras de ionização ou com simuladores do corpo humano; eles não são muito utilizados porque são trabalhosos e demorados. No Brasil, trabalhos de medidas “*in-vivo*” durante os exames radiográficos foram feitos: ZENÓBIO e DA SILVA (2007) mediram a dose absorvida em pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais; AZEVEDO et al. (2009) realizaram medidas de dose em radiologia pediátrica no Estado de Sergipe; DE LIMA et al. (2004) avaliaram os padrões de dose em pediatria; AZEVEDO et al. (2006) avaliaram a dose de radiação em pacientes pediátricos e adultos em densitometria óssea; DE OLIVEIRA e SOUZA (2005) analisaram a dose superficial e em profundidade em radiografia intrabucal.

Por não interferir nos exames e pela facilidade de execução, sistemas computacionais têm sido desenvolvidos e largamente utilizados para atender as recomendações de estimativa das doses em cada paciente submetido a exames radiográficos com raios-X. No Brasil, LACERDA et al. (2008) utilizaram o programa computacional PCXMC<sup>®</sup> para avaliar os riscos dos exames radiográficos em recém-nascidos internados em um hospital público de Belo Horizonte- MG; LACERDA et al. (2007) avaliaram a dose e risco em exames radiográficos nos seios da face de crianças, em hospitais de Belo Horizonte-MG; DA FONSECA et al. (2001) elaboraram o programa computacional chamado de “Sistema radiológico” para avaliação e controle de serviços de radiologia médica de médio porte;

ABRANTES (2007) em estudos preliminares utilizou o PCXMC<sup>®</sup> para avaliar as doses de radiação em pacientes submetidos a exames de emergência com raios-X.

O objetivo deste trabalho foi validar e aplicar o programa computacional PCXMC<sup>®</sup> como uma metodologia para estimar a dose absorvida e, conseqüentemente, a contribuição de cada órgão para a dose efetiva, representada pela dose equivalente ponderada, em pacientes submetidos a exames de tórax, crânio, abdômen e pelve com raios-X médico.

A validação do programa PCXMC<sup>®</sup> foi feita por comparação com medidas experimentais de doses absorvidas em órgãos de um fantoma antropomórfico submetido a determinadas técnicas radiográficas no Laboratório do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. A aplicação do programa para estimativa de doses em pacientes foi realizada com dados reais de pacientes submetidos a exames de raios-X em uma Unidade de Pronto-atendimento na cidade de Belo Horizonte.

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1. Proteção radiológica de pacientes**

Segundo a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), 2,5 bilhões de pessoas no mundo inteiro realizam exames de diagnóstico por imagem anualmente, sendo 78% destas pessoas submetidas a exames com raios-X (IAEA, 2002). Desde que a radiação ionizante tem sido amplamente aplicada na área médica, pesquisas têm sido realizadas no ramo da radiologia diagnóstica e terapêutica para avaliar os riscos e benefícios do uso destas radiações. No entanto, com a crescente implementação das tecnologias digitais, e apesar das melhorias consideráveis na eficiência dos detectores utilizados, têm-se assistido nos últimos anos a um aumento da dose de radiação associada às exposições de pacientes (MACHADO e PASCOAL, 2006).

O principal risco associado a exames de radiodiagnóstico é a ocorrência de efeitos estocásticos, principalmente efeitos genéticos e carcinogênicos, sendo raro o desencadeamento de efeitos determinísticos. Uma vez que a probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos é proporcional à dose, faz-se necessária especial atenção à proteção radiológica dos pacientes (OLIVEIRA e KHOURY, 2003).

O Sistema de Proteção Radiológica tem evoluído desde a aplicação de doses máximas permissíveis para órgãos críticos, onde a função principal era evitar efeitos determinísticos e efeitos genéticos, até a preocupação com a probabilidade de incidência de câncer no indivíduo exposto. Estes avanços foram conseguidos através de maior conhecimento dos efeitos da radiação ionizante obtidos nas comparações de diferentes populações e grupos expostos ao longo do tempo. Nesse sentido, a disponibilidade de informações é primordial para o avanço do conhecimento nesse campo. O objetivo da Proteção Radiológica é fornecer um padrão de proteção apropriado para o homem, buscando sempre o equilíbrio entre os benefícios e os riscos do emprego das radiações no contexto social e econômico (ICRP, 1991; IAEA, 2002; MS, 1998; CNEN, 2004).

Para a proteção dos pacientes, dos indivíduos ocupacionalmente expostos e do público em geral, a Proteção Radiológica se baseia em três princípios: Justificação, Otimização e Limitação de Dose, descritos abaixo:

1. *Justificação*: É o princípio básico da proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática que envolve radiação deve ser autorizada a menos que para compensar os riscos, produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade e que a exposição médica deve resultar em um benefício real para a saúde do indivíduo e/ou para a sociedade. Deve-se considerar a eficácia, os benefícios e riscos de técnicas alternativas disponíveis com o mesmo objetivo, mas que envolvam menos ou nenhuma exposição a radiações ionizantes.
2. *Otimização*: O princípio da otimização estabelece que para as práticas as doses nos indivíduos devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (Princípio ALARA), ou seja, as doses devem ser as menores possíveis de modo a assegurar a proteção do indivíduo.

Esse princípio se aplica a todas as atividades que demandam exposições às radiações ionizante, às quais devem ser planejadas e analisadas detalhando o que se pretende fazer e como será feito. Em radiologia diagnóstica, a proteção radiológica é otimizada quando as exposições empregam a menor dose possível de radiação, sem que isso implique na perda de qualidade de imagem.

3. *Limitação de doses individuais*: Este princípio estabelece valores de doses individuais para a dose efetiva ou dose equivalente em órgãos, que não devem ser ultrapassados; Este princípio não se aplica a pacientes. Em radiologia diagnóstica, a proteção do paciente é alcançada na adoção de doses de referência que evidenciam a otimização do procedimento (EUR, 1996).

De acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), para as exposições médicas deve-se considerar o uso de níveis de referência, selecionados pela autoridade profissional ou reguladora, para aplicação nos procedimentos de radiodiagnósticos. Os níveis de referência em radiodiagnóstico devem ser aplicados com certa flexibilidade, permitindo valores de doses mais elevados, quando forem necessários em alguns procedimentos clínicos (ICRP, 1991).

Os níveis de referência em radiodiagnóstico contribuem para a otimização da proteção dos pacientes, pois inclui a dosimetria de pacientes como fator importante de um programa de garantia da qualidade (EUR, 1996).

Segundo o princípio da otimização (ALARA), deve-se obter uma boa imagem utilizando doses tão reduzidas quanto possíveis. Este princípio está diretamente relacionado à implantação de um Programa de Controle e Garantia da Qualidade (PCGQ). Tal Programa



busca a obtenção de exames radiográficos com a qualidade da imagem necessária para o diagnóstico médico, sem expor o paciente a doses desnecessárias de radiação (OLIVEIRA et al. 2008).

Em muitos países, as doses de radiações recebidas pelos pacientes ainda não são monitoradas, enquanto outros países têm provido programas de redução de dose em pacientes (IAEA, 2009a). Com isso, a preocupação em relação às doses de radiações recebidas pelos pacientes expostos a exames radiológicos têm crescido em nível mundial. A dosimetria de pacientes têm sido discutida por muitos órgãos e autoridades competentes visando à redução de dose nos pacientes submetidos a exames radiológicos e eles têm alertado quanto aos detrimientos associados às radiações ionizantes. Vários projetos têm sido desenvolvidos visando a justificação e otimização de doses nos pacientes durante um exame radiográfico. Estes projetos servem de orientação quanto ao uso das práticas radiológicas e provêm treinamentos para os profissionais envolvidos com as práticas médicas, para que o uso das radiações ionizantes possa produzir benefícios para os pacientes.

A IAEA foi a primeira organização da ONU a criar um plano de ação internacional em radiação para proteção de pacientes em 2001. Este plano de ação foi desenvolvido envolvendo vários órgãos internacionais como: UNSCEAR, ICRP, EUR, Comissão Internacional de Eletrotécnica (IEC) e outros. Recentemente a IAEA desenvolveu um projeto internacional que visa o controle e a redução das doses nos pacientes, intitulado: “Smart Card” (cartão inteligente) que se trata de um cartão pequeno que deve conter todas as informações dos pacientes e doses de radiações recebidas ao longo de sua vida (IAEA, 2009b). A IAEA espera que com este projeto as doses de radiações nos pacientes possam ser justificadas e otimizadas, mantendo o padrão de proteção radiológica. Alguns pesquisadores em busca de métodos que permitam avaliar as doses de radiações recebidas nos órgãos dos pacientes têm desenvolvido programas computacionais que determinam as doses de radiações recebidas pelos pacientes durante um procedimento radiográfico e têm comparado a eficiência destes métodos com medidas de dose em simuladores antropomórficos. Estes programas demonstram ser muito úteis para a estimativa da dose absorvida pelos órgãos e tecidos dos pacientes para avaliar os riscos biológicos. (TAPIOVAARA et al. 2008; KRAMER et al. 2008; KHELASSI et al. 2008). Muitos projetos e metodologias computacionais estão sendo desenvolvidos com o objetivo de serem adotados como métodos de controle e redução de doses nos pacientes submetidos a exames radiológicos para minimizar os riscos e maximizar os benefícios.

No Brasil, A Agência Nacional de Vigilância Sanitária de acordo com a Portaria 453 (MS, 1998), estabelece algumas diretrizes e regulamentos que devem ser considerados para o controle das exposições de pacientes:

a) Que a exposição médica deve resultar em um benefício real para a saúde do indivíduo e/ou para sociedade, tendo em conta a totalidade dos benefícios potenciais em matéria de diagnóstico ou terapêutica que dela decorram, em comparação com o detrimento que possa ser causado pela radiação ao indivíduo.

b) A eficácia, os benefícios e riscos de técnicas alternativas disponíveis com o mesmo objetivo, mas que envolvam menos ou nenhuma exposição a radiações ionizantes.

c) Os exames de radiodiagnóstico devem ser realizados de modo a considerar os níveis de referência em radiodiagnóstico estabelecidos.

d) Os níveis de referência em radiodiagnóstico devem ser utilizados de modo a permitir a revisão e adequação dos procedimentos e técnicas quando as doses frequentemente excederem os valores especificados (como parte do programa de otimização). Os níveis de referência apresentados na Portaria 453 foram obtidos apenas para paciente adulto típico.

e) O uso das radiações ionizantes representam um grande avanço na medicina requerendo, entretanto, que as práticas que dão origem a exposições radiológicas na saúde sejam efetuadas em condições otimizadas de proteção.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) chama a atenção dos titulares quanto à responsabilidade do controle das exposições, de modo que a proteção dos pacientes seja assegurada e estabelece que:

a) Sejam tomadas as medidas administrativas necessárias para que exposições médicas com fontes sob sua responsabilidade, para fins de diagnóstico ou terapia de pacientes, sejam realizadas apenas sob prescrição médica;

b) Seja implementado um programa de garantia da qualidade para exposições médicas. (CNEN, 2004).

### **2.1.1. Níveis de referência em radiodiagnóstico**

Os níveis de referência em radiodiagnóstico são níveis estabelecidos na prática de radiodiagnósticos para exames comuns, realizados em um grupo de pacientes com características físicas típicas ou em simulador-padrão, não se aplicando a exposições ou

pacientes individualmente. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico. Estes níveis são uma forma de níveis de investigação e devem ser relativos apenas a tipos comuns de exames diagnósticos e a tipos de equipamentos amplamente definidos. Se os níveis de referência são constantemente excedidos, 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 dos países a nível nacional e regional e levando em conta os equipamentos e os recursos humanos disponíveis para a realização dos exames. (EUR, 1999).

No Brasil, a ANVISA na portaria 453 estabelece como adulto típico, pacientes pesando entre 60 e 75 kg e com altura entre 1,60 e 1,75 m (MS, 1998). A tabela 1 mostra os níveis de referência em radiodiagnóstico em termos da dose de entrada na pele por radiografia para paciente adulto típico.

A dose de entrada na pele (DEP) é definida como a dose absorvida no ar, no ponto onde o eixo central do feixe de radiação coincide com a superfície de entrada da pele do paciente, incluindo o fator de retro-espalhamento. Sua unidade é expressa em mGy (energia por unidade de massa, no Sistema Internacional:  $J.kg^{-1}$ ).

TABELA 1. Níveis de referência em radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico, em termos de dose na entrada da pele (DEP).

Exame		DEP (mGy)*
Coluna lombar	AP	10
	LAT	30
	JLS	40
Abdômen, urografia e colecistografia	AP	10
Pelve	AP	10
Bacia	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,5
Coluna Torácica	AP	7
	LAT	20
Odontológico	Periapical	3,5 **
	AP	5
Crânio	AP	5
	LAT	3
Mama***	CC com grade	10
	CC sem grade	4

Notas: PA: projeção pôstero-anterior; AP: projeção ântero-posterior; LAT: projeção lateral; CC: projeção crânio-caudal; JLS: junção lombo-sacro.

(\*) DEP, dose de entrada na pele. Estes valores são para receptor de imagem de sensibilidade média, velocidade relativa de 200. Para combinações filme-tela mais rápidas (400-600) estes valores devem ser reduzidos por um fator de 2 a 3.

(\*\*) para filme do grupo E.

(\*\*\*) determinada em uma mama comprimida de 4,5 cm para sistema tela-filme e uma unidade com anodo e filtração de molibdênio.

Fonte: Portaria 453 (MS,1998).

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 radiodiagnóstico é somente um dos aspectos que precisam ser considerados nos Programas de Controle de Qualidade (PCQ), 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 os 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) e recomendou o estabelecimento de níveis de referência em radiodiagnóstico, dentro do contexto da otimização (IAEA, 1996).

Uma importância especial deve ser dada a estes níveis de referência, para que medidas sejam adotadas para a padronização das técnicas radiológicas e para o controle das exposições nos pacientes nos setores de radiologia. Se boas práticas e técnicas radiológicas forem utilizadas corretamente, tais níveis não serão ultrapassados, isso só será alcançado com boas práticas radiológicas, mas não devem ser considerados valores ótimos. Sendo assim, é importante sempre tentar reduzi-los, sobretudo quando são verificados avanços nos equipamentos e nas técnicas (OLIVEIRA e KHOURY, 2003).

## **2.2. Grandezas dosimétricas**

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) têm 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. A ICRU define as grandezas físicas básicas e grandezas operacionais e a ICRP é responsável pela definição das grandezas limitantes de radioproteção. Com isso, foi desenvolvido ao longo dos anos, um conjunto de grandezas que fazem parte do sistema de proteção radiológica (ICRP, 1991; ICRU, 2005).

Na dosimetria de pacientes, as grandezas dosimétricas básicas mais relevantes são:

- Kerma (K)
- Kerma no ar incidente ( $K_{a,i}$ )
- Kerma no ar na superfície de entrada ( $K_{a,e}$ )
- Produto kerma no ar - área ( $P_{KA}$ )
- Dose Absorvida em um Órgão ou Tecido ( $D_T$ )
- Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ( $H_T$ )
- Dose Efetiva (E)

A figura 1 mostra esquematicamente onde as grandezas são aplicadas em uma exposição de paciente a raios-X.

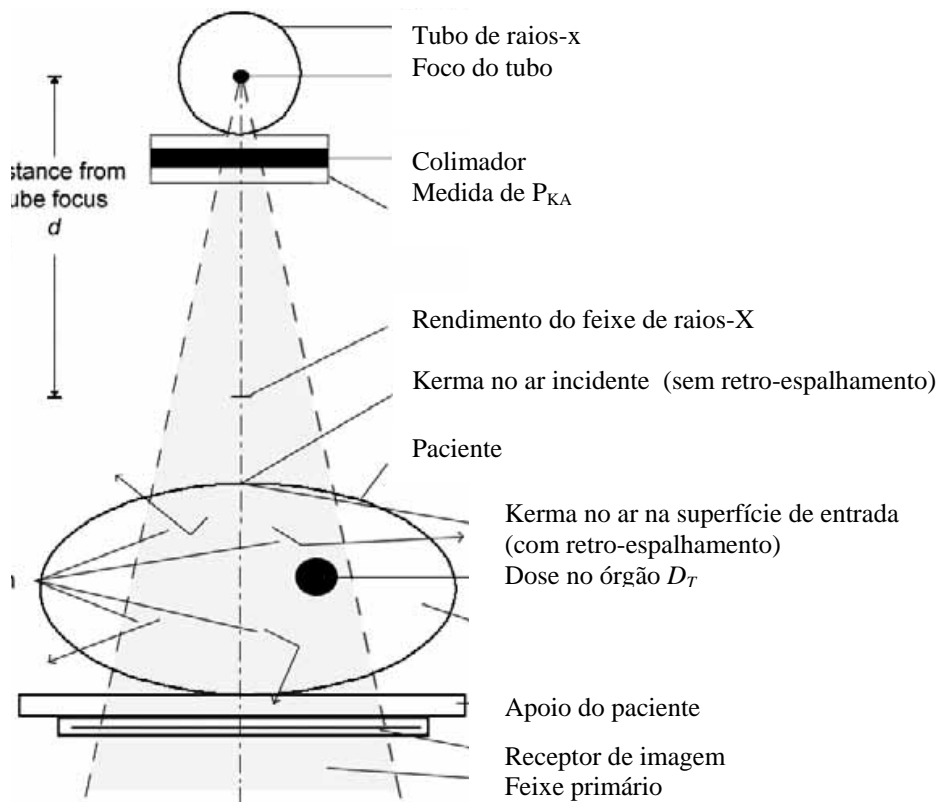


Figura 1. Grandezas dosimétricas na exposição de pacientes a raios-X.

Fonte: Baseado na IAEA, 2007 e ICRU, 2005.

### 2.2.1. Kerma (K)

O kerma é definido pelo quociente  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas incidentes em um material de massa  $dm$  (IAEA, 2007; ICRU, 2005):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

A unidade de kerma no Sistema Internacional de Unidades e Medidas é o Joule por quilograma ( $J \cdot kg^{-1}$ ), denominada Gray (Gy).

### 2.2.2. Kerma incidente no ar ( $K_{a,i}$ )

O kerma no ar incidente  $K_{a,i}$  é o kerma no ar medido no eixo central do feixe na posição do paciente ou na superfície do fantoma, sem a presença de ambos; nesta definição não é incluído o retroespalhamento (IAEA, 2007; ICRU, 2005).

### 2.2.3. Kerma no ar na superfície de entrada ( $K_{a,e}$ )

O kerma no ar na superfície de entrada  $K_{a,e}$  é o kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios-X, no ponto de entrada da superfície do paciente ou do fantoma; nesta definição é incluído o retroespalhamento. O kerma no ar na superfície de entrada é relacionada ao kerma no ar incidente pelo fator de retroespalhamento  $B$ , então (IAEA, 2007; ICRU, 2005):

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot B \quad (2)$$

Em radiologia diagnóstica é usual referir-se ao kerma no ar na superfície de entrada como a dose de entrada na pele - DEP (MS, 1998).

#### 2.2.4. Produto kerma no ar – área ( $P_{KA}$ )

O produto kerma no ar - área  $P_{KA}$  é a integral do kerma no ar em toda a área do feixe de raios-X, em um plano perpendicular ao eixo do feixe, assim:

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (3)$$

A unidade de produto kerma no ar - área no Sistema Internacional de Unidades e Medidas é o  $J.kg^{-1}.m^2$ , ou seja,  $Gy.m^2$ .

#### 2.2.5. Dose Absorvida (D)

A dose absorvida (D) é definida pelo quociente de  $d\bar{\varepsilon}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{\varepsilon}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa  $dm$ , em um ponto de interesse (IAEA, 2007; ICRU, 2005):

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (4)$$

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional de Unidades e Medidas é o Joule por quilograma ( $J.kg^{-1}$ ), denominada Gray (Gy).

Na prática, utiliza-se a dose absorvida média em um órgão ou tecido ( $D_T$ ), definida pelo quociente  $\bar{\varepsilon}_T$  por  $m_T$ , onde  $\bar{\varepsilon}_T$  é a energia média depositada pela radiação ionizante no órgão ou tecido T de massa  $m_T$  (ICRP, 1991).



### 2.2.6. Dose Equivalente em um órgão ( $H_T$ )

A dose equivalente em um órgão ( $H_T$ ) é definida pela dose absorvida média  $D_{T,R}$  em um tecido ou órgão T, para todas as radiações R, ponderada pelo fator de peso da radiação  $w_R$  (IAEA, 2007; ICRU, 2005):

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_T \quad (5)$$

A unidade de dose equivalente no Sistema Internacional de Unidades e Medidas é o Joule por quilograma ( $J \cdot kg^{-1}$ ), denominada 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. Para fótons de incidência externa sobre o órgão, que é o caso da radiologia,  $w_R$  é considerado como valor unitário (ICRU, 2005).

### 2.2.7. Dose Efetiva (E)

A dose efetiva (E) é definida pela soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo (IAEA, 2007; ICRU, 2005):

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (6)$$

A unidade de dose efetiva no Sistema Internacional de Unidades e Medidas é o Joule por quilograma ( $J \cdot kg^{-1}$ ), denominada Sievert (Sv).

Os valores de  $w_T$  para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose efetiva, estipulados pela ICRP 60 (1991), são apresentados na Tabela 2.

TABELA 2. Fatores de peso para tecido ou órgão,  $w_T$  (ICRP, 1991)

Tecido ou órgão	Fatores de peso, $w_T$
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga urinária	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restantes*	0,05

\* cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo.

### 2.3. Programa computacional PCXMC<sup>®</sup> na dosimetria de pacientes

A dificuldade na determinação de dose nos órgãos dos pacientes através de métodos de medida “in-vivo” e a demora e complexidade das medidas indiretas têm levado à aplicação de programas computacionais como uma metodologia na determinação de dose em pacientes submetidos a exames com raios-X. A facilidade do uso, aliada à precisão dos cálculos de doses e a rapidez na determinação das doses, tem aumentando a aplicação desta metodologia que, aos poucos, substitui os outros métodos de medida.

São exemplos de programas computacionais: (SAVALL, 2005).

- O *EffDose* é uma aplicação informática para o cálculo de dose efetiva e a dose absorvida nos órgãos de 68 projeções radiográficas simples. Estas projeções se distribuem segundo os seguintes grupos e pacientes padrões: cabeça, tórax, coluna, estômago, duodeno, cólon, abdômen e pelve. A aplicação está baseada nos dados da NRPB-SR-262. Para o cálculo das doses é necessário selecionar uma projeção radiográfica, o kV utilizado, a filtração do equipamento em mm de Al, a dose na superfície de entrada sem retroespalhamento e o produto dose-área.

- *FetDose* é uma aplicação para a estimativa de doses no feto em mulheres gestantes tanto em exposição ocupacional de pessoas expostas como em exposições médicas de pacientes. O programa também dá uma estimativa do risco de redução do coeficiente de inteligência, retardo mental severo, efeitos hereditários e indução de câncer fatal.
- *ODS-60* calcula a dose absorvida em órgãos e dose efetiva em exploração simples na radiologia convencional; O cálculo é realizado baseando-se nas doses em profundidade e os perfis de doses obtidas por simulação Monte Carlo sobre fantasmas antropomórficos de diferentes complexidades.
- *XDose* e *ChilDose*: O *XDose* é um programa para o cálculo de doses em pacientes adultos em radiodiagnósticos baseados nos dados de doses e órgãos contidos no documento NRPB-SR262. O *ChilDose* permite o mesmo cálculo para pacientes pediátricos a partir dos dados de doses e órgãos contidos no documento NRPB-SR279. Ambos os programas permitem introduzir as combinações particulares de projeções radiográficas e escolher, no caso de pacientes pediátricos, a faixa etária de idade. Os parâmetros dosimétricos se especificam em termos da dose na superfície de entrada e o produto dose-área. A aplicação determina a dose em distintos órgãos e a dose efetiva para cada projeção e para toda a exploração.
- *DoseCal*: usa os parâmetros de exposição, as características do paciente e o rendimento do tubo de raios-X para a estimativa de dose de entrada na pele.
- *PCXMC*<sup>®</sup> é uma aplicação que permite calcular a dose absorvida pelo paciente em um determinado órgão.

O *PCXMC*<sup>®</sup> é um programa computacional utilizado para cálculo de dose em órgãos de pacientes submetidos a exames com raios-X. Este programa foi desenvolvido pela Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK) para seus próprios propósitos de pesquisa e hoje já está sendo usado em diversos países para calcular a dose de radiação em pacientes. O *PCXMC*<sup>®</sup> é um programa baseado no método Monte Carlo que permite calcular as doses nos órgãos de pacientes e dose efetiva em exames de raios-X. É um método simples que precisa apenas da introdução de alguns dados para os cálculos, como os dados do paciente e dados geométricos do exame. O tempo de simulação depende da precisão desejada e da velocidade do PC, varia de 1 min a 2 h em um PC com um processador Pentium de 120 MHz. O programa calcula as doses em 24 órgãos e tecidos e a dose efetiva é calculada com os fatores

de peso da ICRP 60 (1991). O PCXMC<sup>®</sup> incorpora um tamanho ajustável para os modelos de pacientes adultos e pediátricos e permite que o usuário escolha a técnica do exame de raios-X. Os órgãos considerados no PCXMC<sup>®</sup> são: A medula óssea, glândulas endócrinas, cérebro, mamas, cólon (intestino grosso superior e inferior), vesícula biliar, coração, rins, bexiga urinária, fígado, pulmões, músculo, esôfago, ovários, pâncreas, esqueleto, pele, intestino delgado, baço, estômago, testículos, tireóide, timo e útero.

Os fantasmas usados no PCXMC<sup>®</sup> são fantasmas hermafroditas computacionais que representam os seres humanos de seis idades diferentes: Recém-nascido, 1, 5, 10 e 15 anos e adulto. Os fantasmas incluem expressões que descrevem vários órgãos e partes do corpo dos pacientes. Os dados anatômicos estão baseados no fantoma de CRISTY e ECKERMAN (1987) que é um modelo matemático hermafrodita com as seguintes modificações:

- Os braços dos fantasmas podem ser removidos para cálculo de doses em projeções laterais de raios-X, para simular melhor a situação real.
- O esôfago foi acrescentado aos órgãos de interesse para habilitar o cálculo de dose efetiva.
- A metade anterior do fantoma foi modificada do modelo de CRISTY que não tem mandíbula. Esta modificação feita se assemelha melhor aos pacientes na realidade.
- O material das mamas é composto de 50% de gordura e 50% de água.

O PCXMC<sup>®</sup> permite ao usuário variar o peso e altura dos fantasmas para simular os pacientes reais (TAPIOVAARA et al. 1997 e 2008).

O cálculo do transporte da energia do fóton é feito baseado em simulações matemáticas estocásticas das interações entre fótons e matéria (fantoma). Para o cálculo, os fótons são emitidos isotropicamente de uma fonte pontual no ângulo sólido especificado pela distância focal e as dimensões de campo da radiografia. (TAPIOVAARA et al. 1997 e 2008). Os fótons interagem com o fantoma de acordo com as probabilidades de interação dos processos físicos de absorção fotoelétrica, espalhamento coerente e espalhamento incoerente (STORM e ISRAEL, 1970). Outras interações não são consideradas no programa porque a energia dos fótons é limitada a 150 keV. O alcance dos elétrons secundários é somente uma fração de um milímetro e a energia dos elétrons secundários nos tecidos moles é aproximadamente absorvida no local da interação. O PCXMC<sup>®</sup> calcula as doses nos órgãos para fótons monoenergéticos de 10 a 150 keV em intervalos de energia de 10 keV em 10 grupos diferentes de cada valor de energia. A estimativa final de cada valor de energia é obtida como a média destes grupos e a incerteza estatística é estimada do desvio padrão. Os

mesmos dados simulados pelo programa podem ser usados para calcular as doses para qualquer espectro de interesse. Os espectros de raios-X são calculados de acordo com a teoria de BIRCH e MARSHALL (1979) e são especificados em termos da tensão do tubo de raios-X, ângulo do alvo de tungstênio do tubo de raios-X e a filtração total. Nas interações entre os fótons e fantoma, o PCXMC<sup>®</sup> calcula a deposição de energia em cada ponto de interação no órgão e armazena esta energia para depois calcular a dose no órgão. A cadeia de interações entre fóton e fantoma forma a história denominada de um fóton individual. É gerado um grande número de histórias de fótons independentes e as estimativas dos principais valores da energia depositada nos órgãos do fantoma, são usados para calcular a dose nestes órgãos.

O software PCXMC<sup>®</sup> é uma metodologia simples e fácil de manusear; para as simulações, é necessária a introdução dos dados precisos sobre o paciente e as técnicas radiográficas. Após a introdução dos dados, o programa faz a simulação dos exames e os resultados dos cálculos das doses nos órgãos é dado em dose absorvida na unidade mGy (TAPIOVAARA et al., 1997, 1998 e 2008).

#### **2.4. Dosímetros termoluminescentes (TL)**

Os dosímetros t TL são amplamente utilizados nas aplicações médicas para medir a dose de radiação absorvida pelos pacientes quando submetidos a exames radiológicos e a tratamentos terapêuticos. Sua utilização é extensiva para medir as doses de radiações recebidas pelos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e para medidas em fantasmas para avaliação de doses. A dosimetria TL é uma das técnicas mais utilizadas na dosimetria de pacientes que permite a avaliação da dose na pele do paciente ou em órgãos de simuladores antropomórficos.

A escolha do material do dosímetro TL depende do tipo de radiação que se quer medir. As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são: o CaSO<sub>4</sub>:Dy (sulfato de cálcio dopado com disprósio); o CaSO<sub>4</sub>:Mn (dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e a CaF<sub>2</sub> (fluorita). No Brasil, o CaSO<sub>4</sub>:Dy (produzido no IPEN/CNEN-SP), o LiF, e o LiBO<sub>4</sub> (borato de lítio) são materiais termoluminescentes empregados na maioria dos usos médicos.; CaSO<sub>4</sub> e CaF<sub>2</sub> são mais sensíveis à radiação e podem ser usados em medidas de doses muito baixas (BARSANELLI, 2003).

O Fluoreto de lítio (LiF) é o material mais comumente utilizado nas aplicações de dosimetria de pacientes devido a sua equivalência com o tecido humano; dopado com Magnésio e Titânio, de fórmula química LiF: Mg,Ti, é produzido pela Thermo RMP Norton Industrial Ceramics Corporation do Reino Unido sendo mais conhecido como TLD-100 (DA ROSA, 2000). O LiF é um halogênio de densidade de  $2,6 \text{ g.cm}^{-3}$  e apresenta número atômico efetivo (de 8,2) próximo ao do tecido humano (entre 7 e 7,5), não é solúvel em água e apresenta a propriedade de ter eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente de 0,04%.

As vantagens de se utilizar o fluoreto de lítio como instrumento de medida da dose absorvida são baseadas nas suas características:

- Dependência energética igual a 25% para o intervalo de energia de 30 keV até  $^{60}\text{Co}$ ;
- Faixa de dose absorvida de  $10 \mu\text{Gy}$ -10 Gy;
- Desvanecimento do sinal de 5% ao ano a  $20^\circ\text{C}$ ;
- Espectro de emissão termoluminescente com comprimento de onda de 3500-6000 Å (HARSHAW BICRON, 2001).

O pequeno tamanho e formas variáveis dos dosímetros TL facilita a sua utilização para medidas dentro de fantasmas para estimativas das doses em órgãos e tecidos (ATTIX, 1986).

## **2.5. Técnicas radiográficas empregadas nos exames com raios-X**

Para os exames radiográficos de tórax, crânio, abdômen e pelve observados na Unidade de Pronto-atendimento e para as simulações dos exames no programa computacional PCXMC<sup>®</sup> empregaram-se as seguintes técnicas radiográficas:

### **2.5.1. Exame de tórax**

O exame de tórax é um dos procedimentos radiológicos mais utilizados na prática médica. Seu baixo custo, aliado à facilidade de realização e grande disponibilidade, fazem com que ele seja frequentemente realizado em unidades hospitalares. No Brasil, a incidência de perfil é frequentemente solicitada e realizada juntamente com a PA. Auxilia na localização e caracterização de diversas lesões torácicas, bem como a detecção de doenças como tuberculose, câncer pulmonar, pneumonia, pneumotórax, atelectasia, entre outras.

Para o exame do tórax, toda a região torácica deve ser incluída no campo de radiação. Para uma técnica radiográfica correta a colimação deve incluir na borda superior, a vértebra proeminente (C7) e na borda inferior, nas dimensões do ângulo do seio costofrênico e os dois lados, laterais direito e esquerdo nas bordas cutâneas. O feixe central dos raios-X é incidido na região da sétima vértebra torácica (T7). A localização correta do raio central na sétima vértebra torácica (T7) permite uma colimação precisa e proteção da região radiosensível diafragma, o que produz dispersão e radiação secundária para os órgãos reprodutores e radiosensíveis (BONTRAGER, 2003; NOBREGA, 2007).

A figura 2 mostra a imagem obtida com a técnica correta para a colimação do campo de radiação onde são enquadrados todos os órgãos e estruturas de interesse para o exame como, os pulmões e estruturas ósseas.

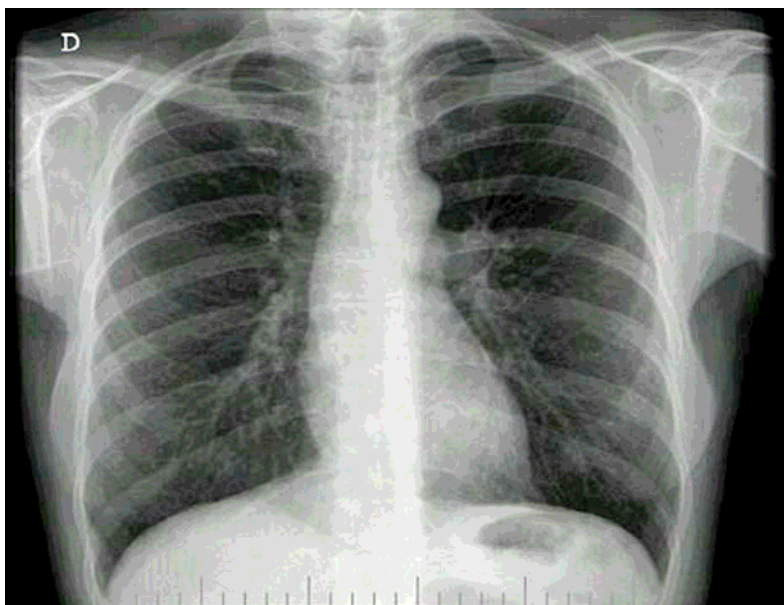


Figura 2. Radiografia PA do tórax

A figura 3 mostra a imagem obtida com o uso da técnica adequada para a colimação do campo de radiação para o exame radiográfico LD do tórax, incluindo toda a região torácica no campo.

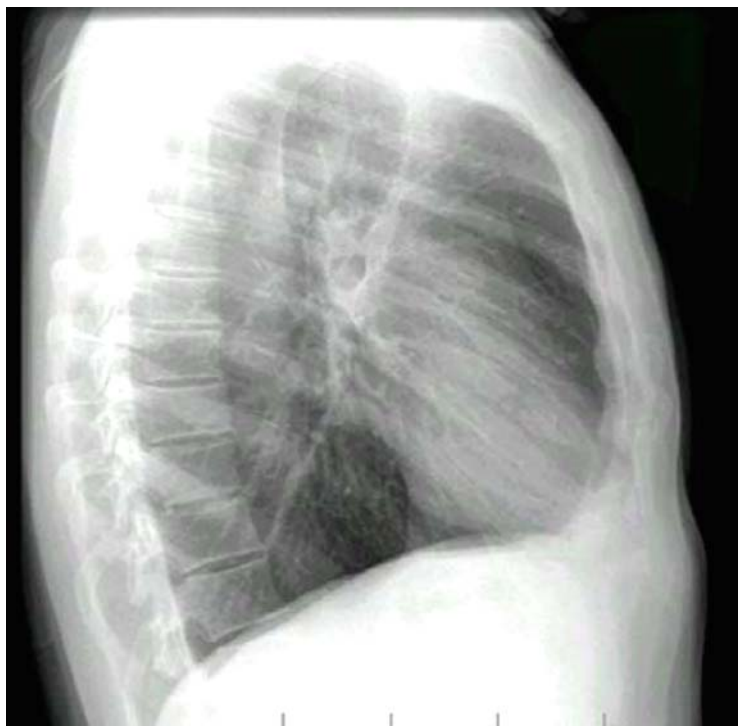


Figura 3. Radiografia LD do tórax

O uso correto da técnica radiográfica para o exame do tórax evita que órgãos radiosensíveis sejam expostos às altas doses de radiação e diminui as doses de radiação secundária que podem atingir órgãos críticos.

#### 2.5.2. Exame do crânio

É uma projeção que possibilita a visualização da calota craniana, principalmente dos ossos frontais e maxilares. Suas principais indicações são para: as fraturas da calota craniana, investigações dos seios frontais, fraturas mandibulares, investigação da cortical externa em patologias, traumatismo craniano e outros. Para o exame radiográfico do crânio, o campo de radiação deve ser colimado de modo a incluir todo o crânio até a borda inferior da quarta e quinta vértebra cervical (C4 e C5) . A colimação deve ser feita nos quatro lados das margens do crânio. O feixe central dos raios-X é incidido 6 cm acima da glabella (BONTRAGER, 2003; NOBREGA, 2007).



A figura 4 mostra a imagem obtida com a técnica correta para a colimação do feixe de raios-X e delimitação do campo de radiação para a incidência radiográfica PA do crânio.



Figura 4. Radiografia PA do Crânio

A figura 5 mostra a imagem obtida com a técnica correta para a colimação do feixe de raios-X e delimitação do campo de radiação na incidência radiográfica LD do crânio.



Figura 5. Radiografia LD do crânio

Cuidados são necessários durante a colimação para evitar que órgãos críticos sejam incluídos no campo de radiação durante os exames radiográficos do crânio.

### 2.5.3. Exame do abdômen

É um exame radiográfico indicado para diagnosticar diversas patologias e lesões abdominais como: massas abdominais; identificar problemas no trato urinário, como cálculos renais ou um bloqueio ou perfuração (orifício) no intestino; ingestão de corpos estranhos, dores abdominais; vômitos sem causa aparente; obstruções; tumores e outras doenças.

A colimação adequada é uma prática de proteção radiológica importante em exames radiológicos do abdômen. Uma colimação correta impede que órgãos críticos sejam expostos. Para o exame do abdômen toda a região de interesse deve ser incluída no campo de radiação. A colimação deve ser feita de modo a incluir na borda superior do abdômen, o processo xifóide do esterno e na borda inferior, a sínfise púbica e nas bordas laterais, os tecidos moles do abdômen. A colimação deve coincidir rigorosamente com as margens do filme

radiográfico, a fim de não restringir a anatomia essencial e ainda minimizar a exposição do paciente. O feixe central dos raios-X deve incidir no centro da linha que une as cristas ilíacas (BONTRAGER, 2003; NOBREGA, 2007).

A figura 6 mostra a imagem obtida com a colimação correta para o exame radiográfico do abdômen.



Figura 6. Radiografia AP do abdômen

O emprego da técnica correta de colimação evita que órgãos que não sejam de interesse do exame não sejam incluídos no campo de radiação, como os pulmões, as mamas, etc.

#### 2.5.4. Exame da pelve

O exame radiográfico da pelve é indicado para detectar fraturas pélvicas, tumores no ílio, ísquio e púbis, condições degenerativas do osso, sacroilite (inflamação da área sacroilíaca onde o sacro se articula com o osso ilíaco), dentre outras.

Para o exame radiográfico da pelve toda a região pélvica deve ser incluída no campo de radiação. Uma colimação utilizando a técnica correta permite o enquadramento de toda a estrutura pélvica sem perda de informações, facilitando assim, o diagnóstico médico. A colimação é feita na borda superior, 5 cm acima das cristas ilíacas e na borda inferior, no terço proximal do fêmur e nas bordas laterais da estrutura óssea da pelve. O feixe central dos raios-X é incidido 2,5 cm acima da sínfise púbica (BONTRAGER, 2003; NOBREGA, 2007).

A figura 7 mostra a imagem obtida com a colimação ideal para o exame radiográfico da pelve.



Figura 7. Radiografia AP da Pelve

Cuidados com a colimação são essenciais para o controle das exposições radiográficas e redução de dose em órgãos críticos como os testículos e ovários.

### **3.MATERIAIS E MÉTODOS**

Para alcançar os objetivos, este trabalho foi realizado em duas etapas: a validação experimental do PCXMC<sup>®</sup> e sua aplicação a exames reais para cálculo de dose em pacientes.

#### **3.1. Validação do programa computacional PCXMC<sup>®</sup>**

As medidas experimentais para validação do PCXMC<sup>®</sup> foram realizadas no Laboratório de Calibração de Dosímetros do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear.

##### **3.1.1. Aparelho de raios-X**

Para as exposições radiográficas utilizou-se um aparelho de raios-X médico convencional fabricado pela VMI, com gerador de alta frequência, modelo Pulsar Plus 800, número de série 13P/99-02 e registro no Ministério da Saúde número 10238040005. O aparelho opera na faixa de tensão de 40 a 125 kV e de corrente variável de 50 a 800 mA. O rendimento do tubo de raios-X a 80 kV é de 4,65 mGy/mA.min, a filtração inerente de 2,1 mm Al e o ângulo do anodo do tubo de raios-X é 16°. (VMI, 2003).

##### **3.1.2. O fantoma Alderson Rando**

O fantoma Alderson Rando é um simulador que possui as características de uma pessoa do sexo feminino com idade de 30 anos, com 1,67 cm de altura, 65 kg de massa corporal e não possui os membros superiores e inferiores. Possui fisicamente todas as estruturas ósseas em seu interior. As imagens do fantoma são mostradas nas figuras 8 e 9.



Figuras 8 e 9. Fantoma Alderson Rando nas vistas lateral direita e posterior.

O fantoma possui 34 fatias, cada uma com uma espessura de 2,5 cm com orifícios de 1,0 mm de diâmetro espaçados de 1,5 ou 2,5 cm onde são colocados os dosímetros termoluminescentes (ALDERSON RANDO, 1995). A identificação dos órgãos e orifícios no fantoma foi feita baseada em imagens tomográficas com o auxílio de um médico radiologista em um trabalho anterior (ABRANTES, 2007). A figura 10 mostra a distribuição de alguns dosímetros TL na posição do fígado no fantoma para a medida das doses.

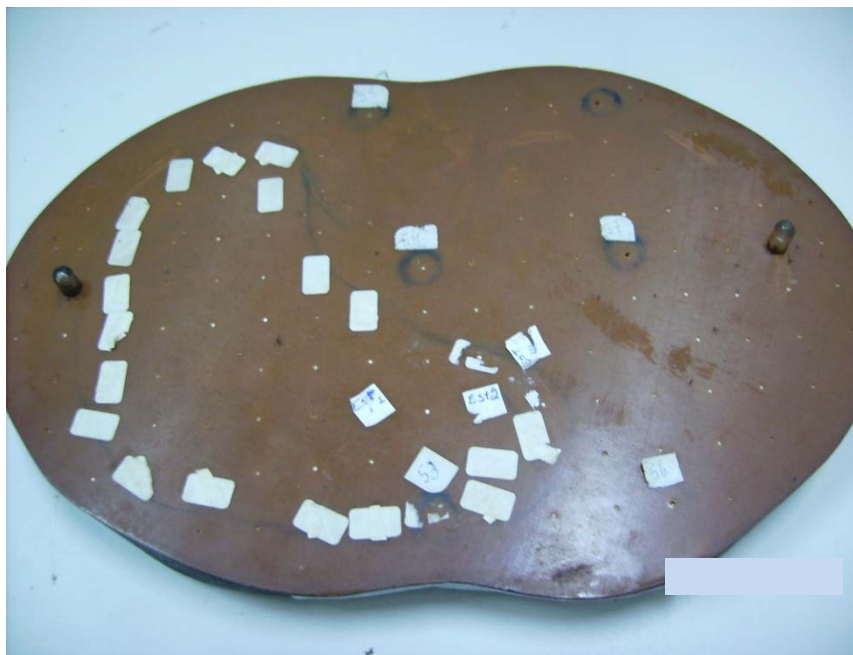


Figura 10. Distribuição de dosímetros TL na posição do fígado no fantoma.

### 3.1.3. Os dosímetros termoluminescentes (TL)

Os dosímetros TL utilizados para as medidas de dose foram do tipo TLD-100, fabricados pela HARSHAW BICRON; eles são detectores de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio ( $\text{LiF: Mg, Ti}$ ) em forma de tubos com diâmetros de 1 mm e comprimento de 5 mm (HARSHAW TLD BICRON, 2001). Inicialmente os dosímetros TL foram pré-selecionados através da seleção visual da sua integridade física e, antes de serem irradiados, foram submetidos ao tratamento térmico recomendado pelo fabricante. Os dosímetros TL foram submetidos ao tratamento térmico de pré-irradiação, para eliminação de sinais residuais, de 1 hora a  $400^\circ\text{C}$  e 2 horas a  $100^\circ\text{C}$  e ao tratamento térmico pós-leitura de 10 minutos a  $100^\circ\text{C}$ , para reduzir o efeito do desvanecimento do sinal, produzidos por picos de baixas temperaturas. Grupos de dosímetros foram submetidos a ciclos de aquecimento idênticos, colocando-os juntos no forno, em uma bandeja de aço inoxidável, e em seguida, resfriando-os à temperatura ambiente.

A leitura dos dosímetros TL foi feita em uma leitora Thermo Electron Corporation modelo 4500 com um ciclo de aquecimento variável de  $50^\circ\text{C}$  a  $260^\circ\text{C}$  para produção e captação do sinal de luz termoluminescente proveniente do dosímetro. O tempo de aquisição



da leitura é de 26,6 s e a taxa de aquecimento é de 10° C/s. A resposta termoluminescente é representada pela curva de emissão termoluminescente obtida pelo software WinRens.

A leitora é composta de um sistema de aquecimento controlado, de uma fotomultiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação do sinal. A figura 11 mostra a leitora utilizada para a leitura dos dosímetros.



Figura 11. Leitora Thermo Electron Corporation modelo 4500

#### 3.1.4. Calibração dos dosímetros termoluminescentes (TL)

A calibração do lote de dosímetros TL foi realizada com 5 dosímetros escolhidos aleatoriamente, já que a correção de diferenças na sensibilidades individuais foi feita automaticamente na leitora. Os dosímetros foram irradiados livres no ar, no feixe de raios-X da máquina VMI, com tensão de 80 kV, sem filtração adicional, com camada semi-redutora de 2,48 mmAl. A calibração dos dosímetros foi feita em termos de kerma no ar com valores próximos a 5 mGy; o valor do kerma no ar foi determinado por meio de uma câmara de ionização, a RC6 da Radcal Corporation que possui número de série 16.951. Esta câmara foi conectada a um eletrômetro da fabricante Keithley, modelo 6517-A, número de série 989.662

(RADCAL, 2009) rastreável a dosímetros padrões por meio do certificado de calibração número LRD 0003/2006 emitido pelo LNMRI – IRD / CNEN em 21/11/2006 (IRD, 2006).

Utilizou-se o método de irradiação simultânea dos dosímetros e da câmara padrão, evitando-se incertezas devido ao posicionamento dos mesmos. Os dosímetros TL foram calibrados para a grandeza dose absorvida no ar, que é numericamente igual ao kerma no ar, utilizando a equação 7.

$$D_{ar} = F. (L_{mi} - B_{gi}) \quad (7)$$

onde, D é a dose absorvida no ar medida pelo dosímetro TL em  $\mu\text{Gy}$ , F é o coeficiente de calibração em  $\mu\text{Gy}/\text{nC}$ ;  $L_{mi}$  é a leitura média em nC dos dosímetros TL irradiados no ar e  $B_{gi}$  é a leitura média em nC dos dosímetros TL selecionados para medida da radiação de fundo.

### 3.1.5. Medida da dose absorvida no meio

A dose absorvida no órgão ou tecido pode ser determinada com os dosímetros TL calibrados em termos de dose absorvida no ar utilizando-se a equação 8.

$$D_m = D_{ar} \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{ar}} \quad (8)$$

onde  $\mu_{en}/\rho$  é o coeficiente mássico de absorção de energia do meio ou do ar. A razão entre os  $\mu_{en}/\rho$  na faixa de energia do feixe de raios-X de radiodiagnóstico varia entre 1,05 e 1,06 (TOIVONEN et al, 1996; GREENING, 1981). Esta correção não será adotada devido à dificuldade do conhecimento da energia efetiva e do espectro de radiação do feixe.

### 3.1.6. Distribuição dos dosímetros TL nos órgãos e estruturas do fantoma

Foram distribuídos nos órgãos e estruturas do fantoma Alderson Rando um total de 200 dosímetros TL para a incidência radiográfica PA e LD do tórax. Os dosímetros foram posicionados na região do cérebro, glândula parótida, hipófise, glândula submandibular, tireóide, coluna, pulmões, medula óssea, baço, estômago, útero e ovários para detectar a dose recebida, sendo distribuídos conforme é mostrado na tabela 3.

TABELA 3. Distribuição dos dosímetros TL nos órgãos do fantoma

Órgão	Divisões do órgão	Quantidade de dosímetros
Cérebro	Centro	42
Glândula parótida	Centro	2
Hipófise	Centro	2
Glândula submandibular	Centro	2
Tireóide	Centro	6
Pulmão direito e esquerdo	Terço superior	20
	1º. Terço médio	20
	2º. Terço médio	20
	Terço inferior	20
Coluna	Tórax	14
Medula óssea	Tórax	7
	Abdômen	7
Baço	Centro	6
Fígado	Centro	10
Útero	Superior	2
	Corpo	2
	Colo	10
Ovário direito e esquerdo	Centro	8
Total de dosímetros TL		200

A tabela 3 mostra que para a distribuição dos dosímetros TL, os órgãos foram divididos em partes. Os pulmões foram divididos em quatro áreas: terço superior, dois terços intermediários e terço inferior, devido ao seu grande tamanho e volume. O útero também foi dividido em três segmentos: útero, corpo e istmo. A tireóide e ovários direito e esquerdo, como são de pequenos tamanhos e volumes menores e que não abrangem mais de uma fatia, foram divididos em um segmento central.

### 3.1.7. Irradiação do fantoma Alderson Rando

O fantoma Alderson Rando foi irradiado com um feixe de raios-X, utilizando uma tensão de 80 kV, uma corrente de 200 mA e um tempo de 0,5 s. Durante as irradiações foram feitos 40 disparos com a carga de 100 mA.s, totalizando uma carga de 4.000 mA.s para aumentar o sinal termoluminescente e diminuir a incerteza nas medidas.

Para as exposições radiográficas utilizou-se uma distância entre o ponto focal e a superfície do fantoma de 155 cm para a incidência PA e 141 cm para a incidência LD do tórax, o que corresponderia a uma distância foco-filme de 1,80 m. Para as duas incidências radiográficas do tórax, utilizou-se uma técnica radiográfica colimando o campo de radiação desde a borda superior da vértebra proeminente (sétima vértebra cervical) até a borda inferior do ângulo do seio costofrênico e os dois lados laterais direito e esquerdo nas bordas cutâneas. Para a incidência PA do tórax, o fantoma foi posicionado na posição ortostática com a porção dorsal voltada para o tubo de raios-X e para a incidência radiográfica LD do tórax o fantoma foi posicionado na posição ortostática com a porção lateral direita voltada para o tubo de raios-X. O feixe central dos raios-X foi centralizado na região da sétima vértebra torácica. As figuras 12 e 13 mostram as técnicas empregadas para o exame radiográfico do tórax nas incidências PA e LD. Para a projeção PA, os valores de carga elétrica de 4000 mA.s foram corrigidos para 10 mA.s e para projeção LD para 20 mA.s, utilizando-se uma tensão de 80 kV.



Figura 12. Incidência radiográfica PA do tórax

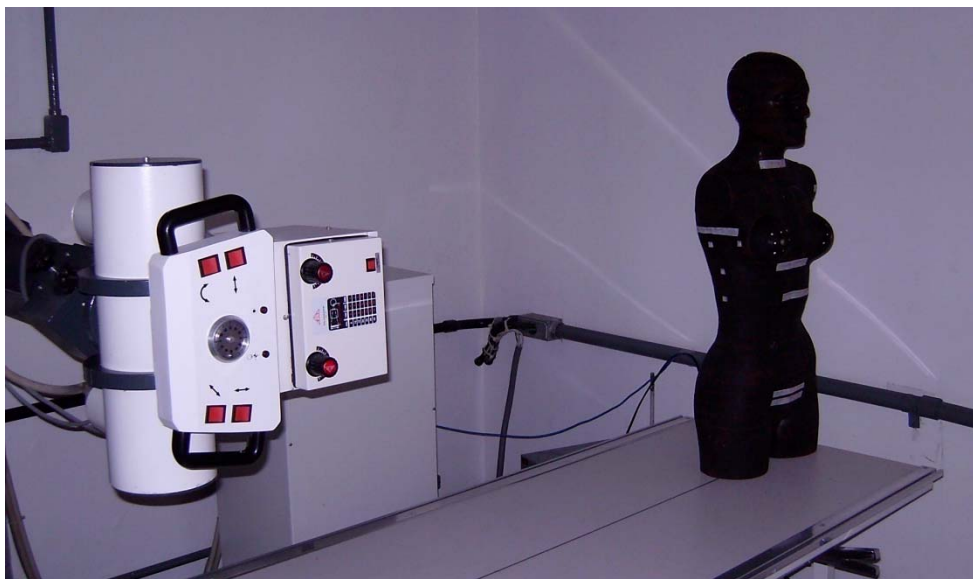


Figura 13. Incidência radiografia LD do tórax

### 3.1.8. Medidas do kerma no ar incidente ( $k_{a,i}$ )

As medidas do kerma no ar incidente foram realizadas com a câmara de ionização RC6 da Radcal Corporation na distância de 1,0 m do ponto focal. Para o cálculo do kerma no ar incidente, foram feitas correções do inverso do quadrado para as distâncias de 155 cm para a projeção PA e 141 cm para a projeção LD. Os valores obtidos do kerma no ar incidente foram de  $(0,318 \pm 0,011)$  mGy para a projeção PA e de  $(0,778 \pm 0,027)$  mGy para a projeção LD e os valores de carga elétrica foram de 10 mA.s para a incidência PA e 20 mA.s para a incidência LD.

### 3.1.9. Simulação computacional com o PCXMC<sup>®</sup>

Para comparação com as doses absorvidas medidas no fantoma foram feitas simulações com o software PCXMC<sup>®</sup> utilizando os dados do fantoma e dos fatores geométricos empregados nas irradiações do mesmo. A idade do paciente considerada foi de 30 anos com 1,67 m de altura e massa corporal de 65 kg. Escolheu-se um número de história de fótons individuais de 20.000 para diminuir as incertezas nos cálculos. A tensão aplicada foi de 80 kV para as incidências PA e LD do tórax, a distância foco-pele para a incidência PA foi de 155,48 cm e para a incidência LD foi de 141,43 cm. O tamanho de campo foi definido manualmente para colimar corretamente o campo de radiação utilizando um tamanho de 45 x 46 cm<sup>2</sup> para a incidência PA e 28 x 35 cm<sup>2</sup> para a incidência LD. Após a introdução dos dados, gerou-se um espectro de raios-X com uma tensão de 80 kV, ângulo do anodo do tubo de raios-X de 16° e filtração inerente de 2,1 mm de Al para todos os pacientes. Após a geração do espectro de raios-X, os cálculos foram realizados simulando-se como parâmetros técnicos o kerma no ar e carga elétrica.

### **3.2. Coleta de dados dos pacientes na Unidade de Pronto-atendimento**

Os dados dos pacientes e dados geométricos dos exames para as simulações computacionais no software PCXMC<sup>®</sup> foram coletados em uma das salas de exames de raios-X da Unidade de Pronto-atendimento (UPA) da Prefeitura de Belo Horizonte - MG. Foi utilizado um aparelho de raios-X da VMI Modelo PULSAR PLUS 800, com tensão máxima de 150 kV, ângulo do anodo do tubo de 16° e a filtração inerente de 2,1 mm de Al. O número de exames de raios-X realizados diariamente na sala foi, em média, de 150 exames, devido a enorme quantidade de pacientes atendidos. Todos os tipos de exames foram realizados, desde os mais simples aos mais complexos atendendo a necessidade de diagnóstico de cada paciente. Os pacientes atendidos variaram, desde recém-nascidos a adultos, sendo mais frequentes a realização de exames radiográficos em pacientes adultos na faixa etária de idade de 20 a 80 anos. Os objetivos de diagnósticos foram diversos, desde uma fratura óssea até uma patologia mais avançada. Para as observações dos exames e coleta de dados foram escolhidos pacientes adultos na faixa etária de 30 anos com três biótipos diferentes, sendo classificados em A, B e C. Os biótipos A possuíam uma altura de 1,50 m e 50 kg de massa corporal, os biótipos B uma altura de 1,74 m e 71,1 kg de massa corporal e os biótipos C uma altura de 1,90 m e massa corporal de 90 kg. Foram observados os exames radiográficos do tórax, crânio, abdômen e pelve e as técnicas empregadas para cada tipo de exame como: posicionamentos dos pacientes, parâmetros de exposição empregados: tensão e carga elétrica, distância entre o tubo de raios-X e o filme (distância foco-filme), tamanho do filme, projeção radiográfica e biótipos dos pacientes. Todos os exames radiográficos foram realizados por um mesmo técnico em radiologia para padronização dos procedimentos radiográficos. Houve uma cooperação mútua entre a gerência, os pacientes e o técnico em radiologia da Unidade de Pronto-atendimento para que a coleta dos dados fosse realizada.

### **3.3. Simulações no programa computacional PCXMC<sup>®</sup>**

Os dados dos pacientes e dados geométricos dos exames coletados na Unidade de Pronto-Atendimento foram introduzidos no programa PCXMC<sup>®</sup>, as simulações computacionais realizadas e as doses absorvidas calculadas nos órgãos dos biótipos A, B e C,

nas mesmas condições dos exames radiográficos. A análise dos resultados foi feita em termos da dose equivalente ponderada para cada órgão.

### 3.3.1. Introdução dos dados do exame

Definidas as condições do exame, os dados do paciente e dados geométricos do exame foram inseridos no programa PCXMC<sup>®</sup>, conforme solicitado na tela de introdução (figura 14). No cabeçalho do texto é informado o tipo de exame, logo abaixo são inseridos: a idade, altura e massa corporal dos biótipos, a distância foco-pele, dimensões do campo de radiografia, número de faixas de energia, número de fótons para as simulações, distância foco-filme, tamanho do filme radiográfico, distância entre o fantoma e o receptor de imagem e os órgãos selecionados para o cálculo de dose.

Após a inserção dos dados foi gerada a imagem do fantoma para definir as dimensões do campo de radiografia, aparecendo, abaixo, a imagem radiográfica e os órgãos que estão enquadrados dentro do campo de radiação para análise da colimação.

Para as simulações foi considerada a idade de um indivíduo adulto de 30 anos para todos os biótipos A, B e C. Foi determinado 15 intervalos de energia e 20.000 fótons para aumentar a estatística e diminuir as incertezas dos cálculos. A distância entre o fantoma e o receptor de imagem foi de 5,0 cm para todos os biótipos; os demais dados variaram em função dos biótipos e dos exames. Os dados dos pacientes e dados geométricos dos exames foram salvos pelo programa em um arquivo com uma extensão.def (Ex.: Exame de tórax PA.def ).



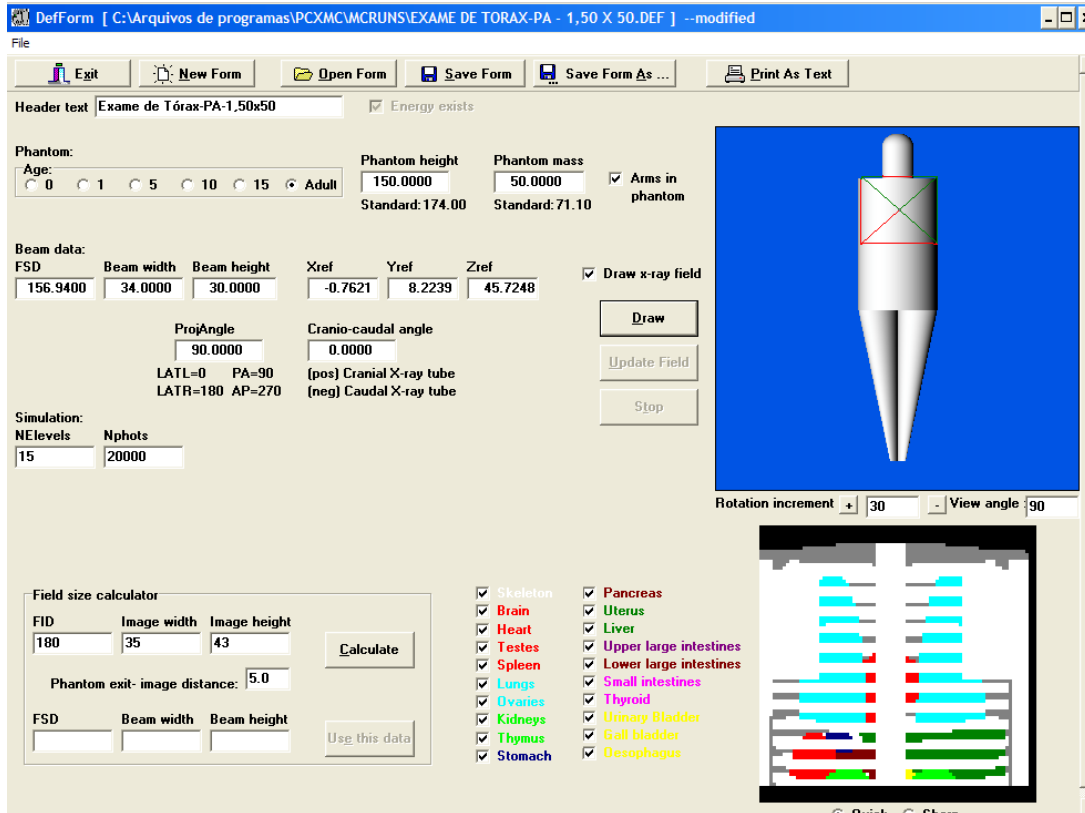


Figura 14. Tela do PCXMC<sup>®</sup> de introdução dos dados  
 Fonte: Software PCXMC<sup>®</sup> versão 1.5 da STUK

### 3.3.2. Definição do tamanho de campo de radiação

O tamanho de campo de radiação foi escolhido manualmente baseado nas condições reais dos exames radiográficos do tórax, crânio, abdômen e pelve. Simulou-se as técnicas corretas de colimação para que fossem incluídos no campo de radiação somente os órgãos de interesse dos exames. A distância foco-pele e o tamanho de campo utilizados para cada exame radiográfico são mostrados nas tabelas 4, 5, 6 e 7.

TABELA 4. Exame radiográfico do tórax

Biótipo	Incidência Radiográfica	Distância foco-pele (cm)	Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )
A	PA	156,94	34,00 x 30,00
	LD	155,00	35,00 x 37,03
B	PA	153,47	40,00 x 38,00
	LD	138,87	24,00 x 30,00
C	PA	135,00	26,25 x 34,00
	LD	131,93	25,65 x 35,00

\*Distância foco-pele (DFP)

Nas simulações LD do tórax os braços foram excluídos da projeção radiográfica, pois na prática atual eles são posicionados fora da direção do feixe de raios-X para evitar sobreposição dos mesmos sobre o tórax.

TABELA 5. Exame radiográfico do crânio

Biótipo	Incidência Radiográfica	Distância foco-pele (cm)	Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )
A	PA	76,94	16,20 x 16,10
	LD	75,00	14,00 x 20,00
B	PA	73,47	15,00 x 21,00
	LD	80,69	17,00 x 18,00
C	PA	79,01	19,00 x 21,00
	LD	77,78	22,00 x 22,00

\*Distância foco-pele (DFP)

TABELA 6. Exame radiográfico do abdômen

Biótipo	Incidência Radiográfica	Distância foco-pele (cm)	Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )
A	AP	76,94	31,93 X 41,12
B	AP	75,00	33,93 X 49,12
C	AP	73,47	36,93 X 51,93

\*Distância foco-pele (DFP)

TABELA 7. Exame radiográfico da pelve

Biótipo	Incidência Radiográfica	Distância foco-pele (cm)	Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )
A	AP	76,94	30,93 x 30,08
B	AP	75,00	34,25 x 34,23
C	AP	73,47	34,71 x 37,59

\*Distância foco-pele (DFP)

### 3.3.3. Simulações dos dados

Para iniciar as simulações dos exames o programa usa o arquivo gerado na etapa de introdução de dados. A tela do programa (figura 15) mostra o nome do arquivo gerado na introdução de dados, a idade do paciente, as dimensões do ponto de entrada da radiação na pele do paciente, número de faixas de energia e quantidade de fótons usados nas simulações. Os dados foram salvos em um arquivo com a extensão.ene (Ex. Exame de tórax PA.ene).

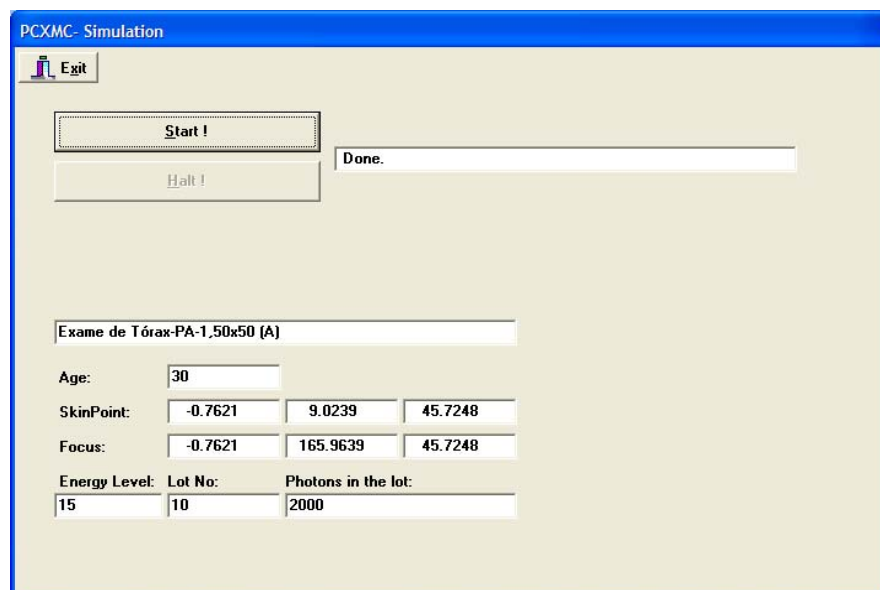


Figura 15. Tela do PCXMC<sup>®</sup> de entrada dos dados da simulação dos exames.

Fonte: Software PCXMC<sup>®</sup> versão 1.5 da STUK

### 3.3.4. Determinação das doses absorvidas nos órgãos

A etapa de determinação das doses consistiu na geração do espectro de raios-X e cálculo de dose nos órgãos dos biótipos, usando os dados gerados nas etapas de introdução e simulação de dados.

#### 3.3.4.1. Geração do espectro de energia dos raios-X

O espectro de energia dos raios-X foi gerado por meio da escolha dos parâmetros que caracterizam o feixe: a tensão, ângulo do anodo do tubo de raios-X e filtração, que foram inseridos na tela do programa (figura 16).

The screenshot shows a software window titled "Calculation of x-ray spectrum". It contains several input fields for parameters:

- X-ray tube potential:** 70 kV
- X-ray tube Anode Angle:** 16.00 degree
- Filter #1 : Material:** 13 Atomic Number, Al Chemical Symbol
- Filter #1 : Thickness:** 2.10 mm, 0.5674 g/cm<sup>2</sup>
- Filter #2 : Material:** 29 Atomic Number, Cu Chemical Symbol
- Filter #2 : Thickness:** 0.00 mm, 0.0000 g/cm<sup>2</sup>

At the bottom, there are two buttons: "Exit: Generate this spectrum!" and "Exit: Keep old spectrum!".

Figura 16. Tela do PCXMC<sup>®</sup> de entrada dos dados para geração do espectro de energia dos raios-X.

Fonte: Software PCXMC<sup>®</sup> versão 1.5 da STUK

Para todos os pacientes, utilizou-se uma angulação do anodo do tubo de raios-X de 16° e uma filtração inerente de 2,1 mm Al. A tensão foi variada entre os exames, conforme é mostrado nas tabelas 14 a 17.

### 3.3.4.2. Cálculo de dose absorvida nos órgãos

Como o hospital não possuía meios de determinar as grandezas kerma no ar, produto dose-área, exposição de entrada, produto exposição-área, o parâmetro produto corrente-tempo (neste trabalho chamado de carga elétrica) foi escolhido para o cálculo de dose nos órgãos dos pacientes. A escolha deste parâmetro simula as condições encontradas na maioria dos setores de radiologia dos hospitais no Brasil.

A figura 17 mostra a tela de escolha do PCXMC<sup>®</sup> dos parâmetros para o cálculo de dose; há um alerta para resultados de doses não exatas quando a grandeza carga elétrica é usada.

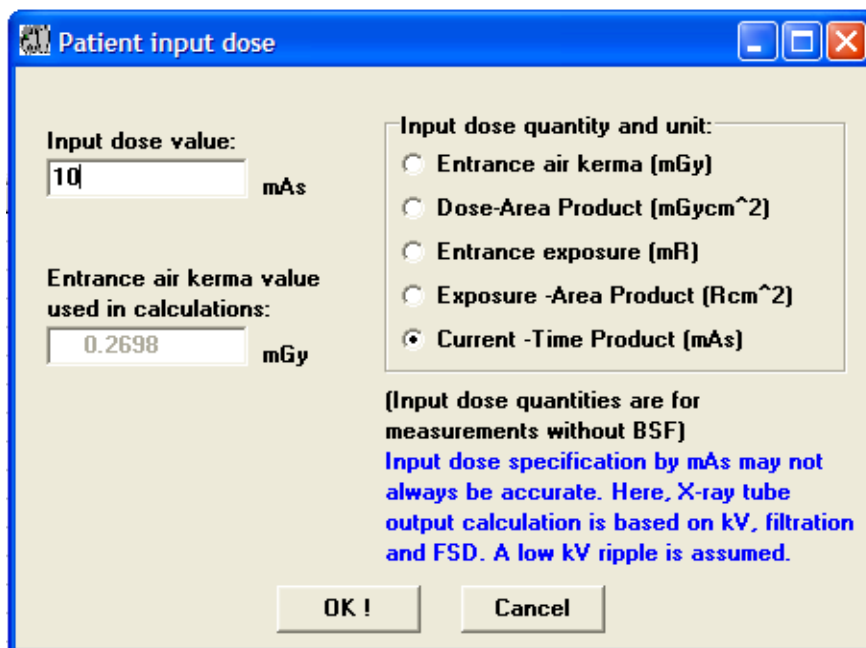


Figura 17. Tela do PCXMC<sup>®</sup> de escolha da grandeza  
Fonte: Software PCXMC<sup>®</sup> versão 1.5 da STUK

Os valores da carga elétrica coletados na UPA, de acordo com os tipos de exames são mostrados nas tabelas 14 a 17.

A figura 18 mostra a tela do PCXMC<sup>®</sup> com a tabela dos 24 órgãos considerados pelo programa e as respectivas doses absorvidas, expressas em mGy, juntamente com as incertezas em porcentagem (%). A tabela também mostra os dados dos pacientes e dados geométricos dos exames, a dose de corpo inteiro, a dose efetiva e a fração de absorção da energia do fóton pelo fantoma.

PCXMC- Dose Calculation					
File Run					
Exit               Change Spectrum               Calculate doses               Print               Save As ...					
X-ray tube potential: 70 kV			Filtration: 2.1 mm Al + 0 mm Cu		
Anode angle: 16 deg					
File: C:\Arquivos de programas\PCXMC\MCRUNS\EXAME DE TORAX-PA - 1,50 X 50.ene "Phantom's age": Adult    Simulation: Photons/Energy level: 20000    Number of energy levels: 15 Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 90.000    Obl. angle: 0.000 Field's width: 34.00 cm    and height: 30.00 cm    FSD: 156.940 cm    Focus (x,y,z[cm]): (-0.762, 165.964, 45.725) Phantom's length: 150.000 cm    and mass: 50.000 kg    Scaling factors sx(=sy): 0.903    and sz: 0.862 Surface dose:..... 0.203 mGy    Tube voltage: 70 kV    Filter:.....2.1 mm Al + 0 mm Cu					
Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Lungs	0,088300	1,4	Pancreas	0,033674	4,7
Skull	0,002436	6,8	Small intestine	0,001033	9,2
UpperSpine	0,028402	4,3	Gall bladder	0,007314	12,2
MiddleSpine	0,194910	1,3	Upper large intestine	0,001278	12,1
LowerSpine	0,011002	5,6	Lower large intestine	0,000351	25,4
Ribs	0,294067	0,8	Urinary bladder	0,000042	76,3
Scapulae	0,514884	1,0	Uterus	0,000057	64,1
Clavicles	0,036856	6,5	Adrenals	0,084297	8,5
Upper arm bones	0,137785	2,1	Thymus	0,013670	12,1
Middle arm bones	0,155301	2,4	Esophagus	0,031787	6,9
Lower arm bones	0,002973	9,2	Thyroid	0,006758	18,9
Upper leg bones	0,000000	NA	Brain	0,000395	17,0
Middle leg bones	0,000000	NA	Testes	0,000000	NA
Lower leg bones	0,000000	NA	Ovaries	0,000933	83,6
Pelvis	0,000583	12,1	Skin	0,030914	1,0
Heart	0,027713	2,9	Remainder (muscle)	0,020068	0,4
Breasts	0,016587	5,6	Total Body	0,029068	0,2
Liver	0,034772	1,7	Active bone marrow	0,026891	0,5
Stomach	0,015681	8,2	Skeleton	0,077885	0,5
Spleen	0,066915	4,0	Effective dose	0,022460	1,2
Kidneys	0,029090	2,9	Abs.fraction (%)	70,502338	

Figura 18. Tela do PCXMC<sup>®</sup> com os valores das doses absorvidas nos órgãos considerados e respectivas incertezas.

Fonte: Software PCXMC<sup>®</sup> versão 1.5 da STUK

## **4.RESULTADOS E DISCUSSÕES**

### **4.1. Calibração dos dosímetros termoluminescentes (TL)**

Os dosímetros TL ao serem irradiados no feixe de raios-X de 80 kV, com 5,02 mGy de kerma no ar, apresentaram uma leitura média do sinal TL igual a 58,73 nC, o que corresponde a um coeficiente de calibração de 0,085 mGy/nC. A incerteza estimada para o procedimento de calibração foi de 21,2% com um fator de abrangência, k igual a 2, obtido pela composição das principais fontes de incertezas: repetitividade individual dos dosímetros (8,5%, k=1), homogeneidade do lote de dosímetros (10%, k=1,73), estabilidade do sistema TL (2%, k=1) e calibração da câmara de ionização padrão (3,5%, k=2). Os valores das incertezas foram obtidos junto ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente e Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN/CNEN.

### **4.2. Comparação das doses absorvidas medidas no fantoma e determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup>**

As doses absorvidas medidas experimentalmente no fantoma Alderson Rando foram comparadas e analisadas com as doses absorvidas determinadas pelo programa computacional PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma no ar e carga elétrica. As tabelas 8 e 9 mostram a comparação das doses absorvidas medidas e determinadas nos órgãos do fantoma com as respectivas incertezas para k igual a 2. Para análises e discussões dos resultados, serão considerados os órgãos que receberam as maiores doses de radiação: a tireóide, os pulmões, a medula óssea, o fígado e o baço para a somatória das projeções PA e LD.

TABELA 8. Dose absorvida nos órgãos do fantoma Alderson Rando e determinadas pelo programa computacional PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma no ar.

Órgãos	Dose absorvida (mGy)		Diferença (%)
	Medidas experimentais	PCXMC <sup>®</sup>	
Tireóide	0,336(±17,8%)	0,101(±23,6%)	70
Pulmões	0,416(±15,0%)	0,330(± 1,6%)	21
Medula óssea	0,154(±15,5%)	0,108(± 0,8%)	30
Fígado	0,240(±16,7%)	0,306(± 1,8%)	27
Baço	0,195(±18,0%)	0,177(± 5,2%)	9

A tabela 8 mostra que os resultados das doses absorvidas medidas experimentalmente no fantoma Alderson Randon e determinadas pela metodologia computacional PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma concordam dentro de 9% para o baço; para os pulmões, a medula óssea e o fígado, as diferenças foram de até 30%. Para a tireóide, a diferença entre as doses medidas experimentalmente e determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup> foi de 70%, certamente causada pela alta incerteza associada ao cálculo da dose, já que o órgão estaria na fronteira do tamanho de campo de radiação, sendo exposto à radiação espalhada. Considerando que a diferença da localização e tamanho anatômico do órgão no fantoma e no modelo do fantoma do PCXMC<sup>®</sup> e a distribuição insuficiente dos dosímetros TL poderiam causar as diferenças encontradas, pode-se considerar aceitável a concordância entre as medidas experimentais e as doses calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup> para os pulmões, medula óssea, fígado e baço.



TABELA 9. Dose absorvida nos órgãos do fantoma Alderson Rando e determinadas pelo Programa computacional PCXMC<sup>®</sup> em função da carga elétrica (mA.s).

Órgãos	Dose absorvida (mGy)		Diferença (%)
	Medidas Experimentais	PCXMC <sup>®</sup>	
Tireóide	0,336(±17,8% )	0,090(±23,4% )	73
Pulmões	0,416(±15,0%)	0,270(± 1,8%)	35
Medula óssea	0,154(± 15,5%)	0,087(± 1,0%)	44
Fígado	0,240(±16,7% )	0,249(± 1,4%)	4
Baço	0,195(± 18,0%)	0,146(± 6,4%)	25

A tabela 9 mostra que os resultados das doses absorvidas determinadas experimentalmente pelo fantoma Alderson Randon e pela metodologia computacional PCXMC<sup>®</sup> em função da carga elétrica, apresentaram uma concordância dentro de 4% para o fígado e para os pulmões, para a medula óssea e o baço, as diferenças foram de até 44%. Observa-se que para a tireóide, a diferença foi a mesma encontrada na tabela 8, com a mesma explicação. A concordância entre as doses medidas experimentalmente e determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup> em função da carga elétrica também pode ser considerada adequada.

A comparação entre as doses determinadas pelo programa PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma e da carga elétrica permite verificar que a diferença nos cálculos das doses é menor que 20%. Os resultados são demonstrados e comparados na tabela 10.

TABELA 10. Comparação entre as doses determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma e carga elétrica (mA.s).

Órgãos	Dose absorvida (mGy)		Diferença (%)
	PCXMC <sup>®</sup> (kerma)	PCXMC <sup>®</sup> (mAs)	
Tireóide	0,101(±23,6% )	0,090(±23,4% )	11
Pulmões	0,330(± 1,6%)	0,270(± 1,8%)	18
Medula óssea	0,108(± 0,8%)	0,087(± 1,0%)	19
Fígado	0,306(± 1,8%)	0,249(± 1,4%)	18
Baço	0,177(± 5,2%)	0,146(± 6,4%)	18

O manual do PCXMC<sup>®</sup> informa que quando se utiliza a carga elétrica como parâmetro, os resultados dos cálculos das doses podem apresentar incertezas altas.

Os resultados obtidos dos cálculos das doses mostram que, com melhorias no procedimento experimental, as diferenças com o PCXMC<sup>®</sup> podem ser reduzidas. Sugere-se que o programa PCXMC<sup>®</sup> é uma ferramenta preciosa e confiável para o tipo de aparelho de raios-X utilizado neste estudo e que pode se aplicada nas instituições hospitalares, mesmo utilizando a carga elétrica como um parâmetro técnico para a formação da imagem radiográfica, sem a necessidade de medidas do kerma no ar (o que exigiria uma câmara de ionização).

#### 4.2.1. Comparação entre a DEP medida no fantoma e dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC<sup>®</sup>

A dose de entrada na pele (DEP) medida experimentalmente no fantoma Alderson durante a exposição radiográfica do tórax foi comparada e analisada com a dose na superfície da pele calculada pelo programa computacional PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma no ar e carga elétrica. A tabela 11 mostra os valores da DEP medidas experimentalmente com suas

respectivas incertezas, os valores das doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma no ar e carga elétrica e as diferenças entre a DEP medidas experimentalmente em relação às doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup>.

TABELA 11. Comparação entre a DEP medida no fantoma e dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma e carga elétrica (mAs), em um exame de tórax.

Incidência Radiográfica	DEP medida com dosímetros TL (mGy)	Dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC <sup>®</sup>		Diferença entre a medida experimental e a calculada (%)	
		kerma	m.A.s	Kerma	mA.s
PA	0,5±0,1	0,3	0,3	39	39
LD	1,2±0,3	0,8	0,6	36	48

O programa não fornece as incertezas das doses na superfície da pele e seus valores são analisados sem suas respectivas incertezas. Os resultados mostram que os valores da DEP medidos experimentalmente diferem em até 48% dos valores das doses na superfície da pele calculados pelo programa PCXMC<sup>®</sup> em função do kerma e carga elétrica para a incidência radiográfica PA e LD do tórax.

Os resultados sugerem que as diferenças entre ambos os valores sejam em função do fator de retroespalhamento (B) de aproximadamente 1,50 e o que o programa chama de dose na superfície da pele não é a dose de entrada na pele (DEP) e sim, o kerma no ar incidente.

### 4.3. Dados coletados na Unidade de Pronto-atendimento

Os pacientes observados durante os exames radiográficos para a coleta de dados foram classificados segundo o seu biótipo em A, B e C e na tabela 12 são demonstrados os dados relativos aos biótipos dos pacientes na Unidade de Pronto-atendimento.

TABELA 12. Dados dos biótipos dos pacientes na Unidade de Pronto-Atendimento

Idade do Paciente	Biótipo	Altura (m)	Massa Corporal (kg)	Total de biótipos
30 anos	A	1,50	50,0	20
30 anos	B	1,74	71,1	20
30 anos	C	1,90	90,0	20

A tabela 12 mostra que o biótipo A possui as características de um indivíduo com menores dimensões corporais, o biótipo B dimensões corporais médias e o biótipo C de maiores dimensões. O número de pacientes observados durante a coleta de dados foi de 60 pacientes, sendo 20 de cada biótipo. A tabela 13 mostra o tipo e a quantidade de exames radiográficos realizados em cada biótipo.

TABELA 13. Quantidade de exames radiográficos realizados nos biótipos

Tipo de exame	Incidência radiográfica	Biótipo A	Biótipo B	Biótipo C
Tórax	PA e LD	5	5	5
Crânio	PA e LD	5	5	5
Abdômen	AP	5	5	5
Pelve	AP	5	5	5

A tabela 13 mostra que para os exames radiográficos do tórax, crânio, abdômen e pelve foram observados 5 exames para cada biótipo. Para os exames do tórax e crânio, cada biótipo foi submetido a duas incidências radiográficas: PA e LD; para os exames do abdômen e pelve os biótipos foram submetidos somente a uma incidência radiográfica AP.

Nas tabelas 14, 15, 16 e 17 são mostrados os dados dos exames e as técnicas empregadas para os exames radiográficos do tórax, crânio, abdômen e pelve.

TABELA 14. Dados do exame do tórax

Biótipo	Incidência Radiográfica	Tensão (kV)	Carga elétrica (mA.s)
A	PA	70	10
	LD	70	20
B	PA	80	10
	LD	80	20
C	PA	90	10
	LD	90	20

Para as incidências radiográficas PA e LD do exame de tórax na tabela 14, utilizou-se uma DFoFi de 1,80 m e um filme radiográfico no tamanho de 35 x 43 cm<sup>2</sup>. As tensões no tubo foram de 70, 80 e 90 kV para os biótipos A, B e C, respectivamente. A carga elétrica foi de 10 mA.s para a incidência PA e 20 mA.s para a incidência LD para todos os biótipos.

TABELA 15. Dados do exame do crânio

Biótipo	Incidência Radiográfica	Tensão (kV)	Carga elétrica (mA.s)
A	PA	90	30
	LD	90	15
B	PA	90	30
	LD	90	15
C	PA	90	30
	LD	90	15

Para as incidências radiográficas PA e LD do exame do crânio na tabela 15, utilizou-se uma DFoFi de 1,0 m e um filme radiográfico no tamanho de 24 x 30 cm<sup>2</sup>. A tensão no tubo foi de 90 kV para todos os biótipos e a carga elétrica variou em função da projeção radiográfica: 30 mA.s para a incidência PA e 15 mA.s para a incidência LD.

TABELA 16. Dados do exame do abdômen

Biótipo	Incidência Radiográfica	Tensão (kV)	Carga elétrica (mA.s)
A	AP	82	30
B	AP	90	42
C	AP	95	54

Para a incidência radiográfica AP do exame do abdômen na tabela 16, utilizou-se uma DFoFi de 1,0 m e um filme radiográfico no tamanho de 35 x 43 cm<sup>2</sup>. A tensão no tubo foi de 82, 90 e 95 kV com carga elétrica de 30, 42 e 54 mA.s para os biótipos A, B e C, respectivamente.

TABELA 17. Dados do exame da pelve

Biótipo	Incidência Radiográfica	Tensão (kV)	Carga elétrica (mA.s)
A	AP	70	30
B	AP	75	36
C	AP	80	40

Para a incidência radiográfica AP do exame da pelve na tabela 17, utilizou-se uma DFoFi de 1,0 m e um filme radiográfico no tamanho de 35 x 43 cm<sup>2</sup>. A tensão no tubo foi de 70, 75 e 80 kV com carga elétrica de 30, 36 e 40 mA.s para os biótipos A, B e C, respectivamente.

Em todos os exames, exceto para o exame do crânio, os valores de tensão e carga elétrica foram mais altos para o biótipo C para compensar suas dimensões corporais.

#### 4.4. Dose equivalente ponderada nos órgãos

As doses nos biótipos A, B e C foram analisadas em termos da contribuição dos mesmos para a dose efetiva. A contribuição é dada pela dose equivalente ponderada, isto é, o valor da dose absorvida em cada órgão ponderado pelo fator de peso da radiação ( $w_R$ ) e de peso do tecido ( $w_T$ ) estabelecidos internacionalmente; a dose efetiva é dada pelo somatório de todas as contribuições (ICRP,1991). Em cada exame radiográfico, foram selecionados os órgãos que apresentam as maiores contribuições à dose efetiva.

#### 4.4.1. Dose equivalente ponderada nos exames radiográficos do tórax

Para o exame radiográfico do tórax, as doses equivalentes ponderadas nos órgãos dos biótipos A, B e C são mostrados na tabela 18, para o somatório das doses nas projeções PA e LD, com as respectivas incertezas.

TABELA 18. Dose equivalente ponderada para órgãos dos biótipos A, B e C nos exames de tórax, para a projeção PA seguida de LD.

Órgãos	Dose equivalente ponderada ( $\mu\text{Sv}$ )		
	A	B	C
Pulmão	23,4 ( $\pm 2,7\%$ )	33,5 ( $\pm 2,4\%$ )	45,4 ( $\pm 2,0\%$ )
Fígado	7,2 ( $\pm 3,1\%$ )	10,5 ( $\pm 2,2\%$ )	10,7 ( $\pm 2,7\%$ )
Mama	7,2 ( $\pm 8,4\%$ )	11,3 ( $\pm 6,4\%$ )	14,6 ( $\pm 5,7\%$ )
Medula óssea	6,5 ( $\pm 1,3\%$ )	9,3 ( $\pm 1,2\%$ )	12,3 ( $\pm 0,9\%$ )
Esôfago	3,6 ( $\pm 17\%$ )	5,1 ( $\pm 16\%$ )	8,0 ( $\pm 11\%$ )
Tireóide	2,66 ( $\pm 33\%$ )	2,3 ( $\pm 27\%$ )	6,0 ( $\pm 25\%$ )
Estômago	2,4 ( $\pm 20\%$ )	4,0 ( $\pm 17\%$ )	4,3 ( $\pm 12\%$ )
Esqueleto	1,46 ( $\pm 1,2\%$ )	1,92 ( $\pm 1,2\%$ )	2,51 ( $\pm 0,9\%$ )
Pele	0,91 ( $\pm 2,0\%$ )	1,19 ( $\pm 1,9\%$ )	1,52 ( $\pm 1,8\%$ )

A tabela 18 mostra uma grande variação nas doses para um mesmo tipo de órgão dos biótipos A, B e C. O biótipo C apresentou as maiores doses em todos os órgãos em relação

aos outros biótipos, por causa do aumento da tensão para compensar suas dimensões corporais. Nos três biótipos, o pulmão foi o órgão que recebeu a maior dose por estar dentro do campo de radiação, na direção do feixe central de raios-X e pelas poucas barreiras interpostas entre ele e o tubo de raios-X: ar, tecido epitelial, tecido muscular e tecido ósseo. A pele apesar de estar no campo de radiação e direção do feixe de raios-X é o órgão que menos contribuiu para a dose efetiva, devido a sua baixa sensibilidade associada ao fator de peso do tecido ( $w_T = 0,01$ ). As incertezas nas doses no esôfago, tireóide e estômago foram altas, apresentando variações entre os órgãos dos biótipos. Nesta incidência radiográfica, parte do esôfago e estômago encontra-se fora do campo de radiação, recebendo radiação secundária de baixa intensidade, o que contribuiu para o aumento das incertezas. A tireóide apresenta uma incerteza mais alta em relação aos demais órgãos, o que demonstra que ela não foi incluída no campo de radiação, mas por estar localizada na região do pescoço e próximo ao campo de radiação foi atingida por radiação secundária espalhada. Neste tipo de exame é inevitável que a tireóide contribua para a dose efetiva, mas, medidas podem e devem ser tomadas para a redução de doses nesta glândula. O uso de um protetor de tireóide é recomendável para este tipo de exame, porém, o modelo do protetor de tireóide adotado no Brasil é grande e o uso dele durante este tipo de procedimento, acaba prejudicando a imagem radiográfica. O uso deste protetor cobre o ápice pulmonar e retira esta região do campo de interesse, por isso, o protetor de tireóide não é utilizado usualmente durante um exame radiográfico do tórax. O uso de uma técnica de colimação correta e o uso adequado dos parâmetros técnicos de exposição radiográfica, podem contribuir para a redução da dose na tireóide. Estes parâmetros devem ser definidos de acordo com a exigência para a obtenção de uma imagem radiográfica que seja compatível com o propósito de diagnóstico.

#### 4.4.2. Dose equivalente ponderada nos exames radiográficos do crânio

Para o exame radiográfico do crânio, as doses equivalentes ponderadas nos órgãos dos biótipos A, B e C são mostrados na tabela 19, para o somatório das doses nas projeções PA e LD, com as respectivas incertezas.

TABELA 19. Dose equivalente ponderada para órgãos dos biótipos A, B e C nos exames de crânio, para a projeção PA seguida de LD.



Órgãos	Dose equivalente ponderada ( $\mu\text{Sv}$ )					
	A		B		C	
Tireóide	30,5	( $\pm 17\%$ )	27,6	( $\pm 12\%$ )	22,2	( $\pm 13\%$ )
Medula óssea	16,9	( $\pm 0,8\%$ )	16,3	( $\pm 0,6\%$ )	15,4	( $\pm 0,7\%$ )
Esqueleto	7,58	( $\pm 0,6\%$ )	7,25	( $\pm 0,6\%$ )	6,92	( $\pm 0,7\%$ )
Esôfago	7,4	( $\pm 17\%$ )	7,6	( $\pm 17\%$ )	5,8	( $\pm 18\%$ )
Crânio	5,63	( $\pm 1,5\%$ )	5,25	( $\pm 1,5\%$ )	4,95	( $\pm 1,5\%$ )
Pele	2,90	( $\pm 1,7\%$ )	2,91	( $\pm 1,5\%$ )	2,90	( $\pm 1,6\%$ )
Pulmão	1,79	( $\pm 11\%$ )	1,38	( $\pm 10\%$ )	1,05	( $\pm 11\%$ )

A tabela 19 mostra que para o exame do crânio, a tireóide é o órgão que mais contribui para a dose efetiva por estar localizada na região do pescoço e próxima do crânio. Ao colimar o campo de radiação, parte dela foi incluída, contribuindo significativamente para a dose efetiva. A dose na tireóide é resultante também da radiação secundária espalhada, o que explica os altos valores das incertezas. A tireóide é uma glândula que apresenta uma alta sensibilidade às radiações associada ao seu fator de peso ( $w_T = 0,05$ ), o que também contribuiu para o aumento de dose. No exame radiográfico do crânio não tem como evitar que a tireóide seja exposta às radiações, retirando parte da tireóide do campo de radiação, excluía uma parte da região do crânio do campo de interesse gerando uma imagem inadequada para o diagnóstico médico. Pode-se diminuir a dose na tireóide durante este procedimento radiográfico reduzindo os parâmetros técnicos de exposição sem prejudicar a qualidade da imagem radiográfica e também, colimando corretamente o campo de radiação de maneira que a tireóide não seja totalmente incluída no campo. O uso de um protetor de tireóide não é recomendável por cobrir estruturas de interesse do crânio.

Com exceção da tireóide, as doses nos órgãos foram praticamente iguais para os três biótipos. Observa-se que para o esôfago e pulmão as incertezas nas doses são maiores, o que mostra que, no exame radiográfico do crânio, uma parte do esôfago foi incluída no campo de radiação e outra não, contribuindo para o aumento da dose e incertezas; como os pulmões não são incluídos no campo de radiação, a dose recebida é devido à radiação secundária.

#### 4.4.3. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos do Abdômen

Para o exame radiográfico do Abdômen os resultados dos cálculos das doses nos órgãos dos biótipos A, B e C são mostrados na tabela 20, em termos da contribuição dos mesmos para a dose efetiva na projeção AP, com suas respectivas incertezas.

TABELA 20. Dose equivalente ponderada para órgãos dos biótipos A, B e C nos exames de abdômen, para a projeção AP.

Órgãos	Dose equivalente ponderada ( $\mu\text{Sv}$ )					
	A		B		C	
Testículos	651	( $\pm 4,2\%$ )	1276	( $\pm 4,4\%$ )	1707	( $\pm 4,0\%$ )
Estômago	241	( $\pm 2,5\%$ )	447	( $\pm 2,1\%$ )	641	( $\pm 1,8\%$ )
Ovários	200	( $\pm 17\%$ )	413	( $\pm 12\%$ )	441	( $\pm 12\%$ )
Bexiga urinária	114	( $\pm 3,6\%$ )	194,62	( $\pm 3,2\%$ )	319	( $\pm 3,1\%$ )
Fígado	74,8	( $\pm 1,0\%$ )	131	( $\pm 1,1\%$ )	188	( $\pm 1,8\%$ )
Pulmão	34,9	( $\pm 2,5\%$ )	81	( $\pm 2,2\%$ )	83,3	( $\pm 2,4\%$ )
Medula óssea	33,1	( $\pm 0,9\%$ )	59,5	( $\pm 0,8\%$ )	83,2	( $\pm 0,9\%$ )
Pele	7,17	( $\pm 1,0\%$ )	12,4	( $\pm 1,0\%$ )	18,3	( $\pm 0,7\%$ )
Esqueleto	7,08	( $\pm 0,8\%$ )	11,4	( $\pm 0,7\%$ )	16,0	( $\pm 0,7\%$ )
Vesícula biliar	6,72	( $\pm 5,7\%$ )	12,3	( $\pm 4,0\%$ )	17,4	( $\pm 3,5\%$ )

A tabela 20 mostra uma grande variação nas doses para um mesmo tipo de órgão dos biótipos A, B e C. O biótipo C apresentou as maiores doses em todos os órgãos em relação aos outros biótipos, por causa do aumento da tensão para compensar suas dimensões corporais.

Os testículos foram os órgãos mais irradiados e que mais contribuíram para a dose efetiva por estarem dentro do campo de radiação e possuir alta sensibilidade às radiações ( $w_T = 0,20$ ). Para a redução das doses nos testículos é recomendável o uso de protetor de gônadas, mas, o modelo de protetor de gônadas adotado no Brasil é muito grande e acaba prejudicando a qualidade da imagem radiográfica, não sendo utilizado durante os procedimentos. Depois dos testículos o estômago, os ovários, a bexiga urinária e o fígado foram irradiados, por estarem dentro do campo de radiação. A diferença entre as doses é decorrente das diferenças das sensibilidades às radiações entre eles. As incertezas das doses nos ovários são maiores em relação aos demais órgãos, porque eles estão mais distantes do feixe central de raios-X. Os

valores das doses decorrentes da alta sensibilidade dos ovários ( $w_T = 0,20$ ) sugerem cuidados para redução das doses nestes órgãos. Observa-se que os pulmões de todos os biótipos receberam doses, porque parte deles foram incluídos no campo de radiação. O correto seria evitar que parte dos pulmões fosse incluído no campo de radiação, o que não é possível, porque a colimação na borda superior do campo de radiação é feita no processo xifóide do esterno.

A medula óssea recebeu dose por estar dentro do campo de radiação e devido à sua sensibilidade às radiações ( $w_T = 0,12$ ). A pele, esqueleto e vesícula biliar apesar de estarem dentro do campo de radiação, receberam doses baixas, devido à sua baixa sensibilidade às radiações.

#### 4.4.4. Dose equivalente ponderada nos órgãos nos exames radiográficos da pelve

Para o exame radiográfico da pelve os resultados dos cálculos das doses nos órgãos dos biótipos A, B e C são mostrados na tabela 21, em termos da contribuição dos mesmos para a dose efetiva na projeção AP, com suas respectivas incertezas.

TABELA 21. Dose equivalente ponderada para órgãos dos biótipos A, B e C nos exames da pelve, para a projeção AP.

Órgãos	Dose equivalente ponderada ( $\mu\text{Sv}$ )					
	A		B		C	
Testículos	558	( $\pm 3,4\%$ )	771	( $\pm 3,6\%$ )	1029	( $\pm 3,9\%$ )
Ovários	87	( $\pm 12\%$ )	151	( $\pm 13\%$ )	191	( $\pm 11\%$ )
Medula óssea	8,9	( $\pm 1,5\%$ )	11,9	( $\pm 1,2\%$ )	14,5	( $\pm 1,6\%$ )
Pele	4,08	( $\pm 1,0\%$ )	5,87	( $\pm 0,8\%$ )	7,26	( $\pm 0,7\%$ )
Esqueleto	2,99	( $\pm 0,8\%$ )	4,05	( $\pm 0,8\%$ )	4,95	( $\pm 0,7\%$ )
Útero	2,51	( $\pm 4,5\%$ )	3,49	( $\pm 4,3\%$ )	5,02	( $\pm 4,1\%$ )
Intestino g. baixo	2,07	( $\pm 3,2\%$ )	2,60	( $\pm 2,6\%$ )	3,34	( $\pm 3,5\%$ )
Músculo	1,37	( $\pm 0,2\%$ )	1,89	( $\pm 0,2\%$ )	2,42	( $\pm 0,2\%$ )
Estômago	0,91	( $\pm 21\%$ )	0,70	( $\pm 22\%$ )	1,19	( $\pm 21\%$ )
Intest. G.superior	0,91	( $\pm 4,6\%$ )	0,96	( $\pm 3,9\%$ )	1,22	( $\pm 5,5\%$ )
Intestino delgado	0,87	( $\pm 2,3\%$ )	0,90	( $\pm 2,6\%$ )	1,00	( $\pm 3,2\%$ )

A tabela 21 mostra que para o exame AP da pelve, os testículos e os ovários são os órgãos mais diretamente irradiados e que mais contribuíram para a dose efetiva por estarem no campo de radiação e por serem bastante sensíveis às radiações ( $w_T = 0,20$ ).

Ao variar as dimensões corporais dos biótipos, tensão e carga elétrica variaram-se as doses nestes órgãos, sendo o biótipo C, de maiores dimensões, o que recebeu a dose mais alta. Para a redução das doses nestes órgãos, além do controle dos parâmetros técnicos de exposição radiográfica, o correto é usar um protetor de chumbo para evitar que durante o procedimento radiográfico estes órgãos sejam expostos. Quando o objetivo deste exame é a visualização somente da estrutura óssea da pelve, o protetor de chumbo para a região das gônadas não prejudicaria a qualidade da imagem radiográfica e nem o objetivo de diagnóstico médico. Acontece, que no Brasil, os modelos de protetores de gônadas sugeridos para uso de proteção para estes órgãos são grandes, e uma vez utilizados prejudicam a visualização das estruturas de interesse. Em alguns países como os Estados Unidos, os protetores de gônadas são confeccionados em tamanhos pequenos e ideais para cobrir e proteger somente a região das gônadas, sem prejudicar a visualização das estruturas ósseas. Se aqui no Brasil, fosse adotado o modelo destes protetores de gônadas, este método ajudaria a reduzir as doses nestes órgãos sem prejudicar a qualidade da imagem gerada e o objetivo de diagnóstico médico. As incertezas das doses nos ovários são altas e isto demonstra que, eles estão mais distantes do feixe central de raios-X. Observa-se que nesta incidência radiográfica, o estômago também

recebeu uma dose de radiação, mesmo estando fora do campo, a dose recebida é resultante do espalhamento da radiação secundária devido à sua proximidade com o campo e sua sensibilidade às radiações ( $w_T = 0,12$ ).

#### 4.4.5. Comparação entre as doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup> com os níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD)

Os valores das doses na superfície da pele calculados pelo PCXMC<sup>®</sup> foram comparados com os valores da DEP estabelecidos pelos níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD) para os exames radiográficos do tórax, crânio, abdômen e pelve conforme é mostrado na tabela 22. Para esta comparação foi incluído o fator de retroespalhamento (BSF) de 1,50 nas doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup>.

TABELA 22. Comparação das doses na superfície da pele calculada pelo PCXMC<sup>®</sup> com a DEP estabelecida pelos níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD).

Exame	Incidência Radiográfica	NRD (mGy)	Dose na superfície da pele calculada pelo PCXMC <sup>®</sup>		
			Biótipo A	Biótipo B	Biótipo C
Tórax	PA	0,4	0,3	0,4	0,4
Tórax	LD	1,5	0,7	1,0	1,3
Crânio	PA	5,0	6,0	6,3	6,6
Crânio	LD	3,0	2,7	2,8	2,8
Abdômen	AP	10	5,1	8,8	12,9
Pelve	AP	10	3,7	5,4	7,0

\*NRD (Níveis de referência de diagnóstico)

Através da tabela 22 observa-se uma variação nas doses na superfície da pele calculadas pelo programa para os biótipos. Ao variar as dimensões corporais dos biótipos

houve um aumento nas doses na superfície da pele; o paciente C de maiores dimensões corporais recebeu uma dose maior em relação aos demais biótipos.

Os resultados demonstram que os valores das doses na superfície da pele calculadas pelo PCXMC<sup>®</sup> estão abaixo dos valores da DEP estabelecidos pelos NRD.

## **5.CONCLUSÃO**

O software PCXMC<sup>®</sup> ao ser validado e aplicado neste estudo mostrou-se uma valiosa ferramenta para a determinação das doses absorvidas nos órgãos dos pacientes submetidos a exames radiográficos com raios-X médico. A facilidade do seu uso, aliada à rapidez das simulações das condições do exame, sugere que, este programa seja adotado nas instituições hospitalares, pois é aplicável às condições dos exames realizados nas rotinas dos setores de radiologia, podendo simular as condições reais dos exames.

As doses nos órgãos determinadas pelo PCXMC<sup>®</sup> comparadas com as doses medidas experimentalmente apresentam uma boa concordância, validando a eficiência do programa para a determinação das doses nos órgãos. O programa mostra-se confiável para a determinação das doses, mesmo, quando o parâmetro carga elétrica é utilizado para o cálculo das doses, o que permite que as simulações sejam realizadas de acordo com a realidade dos setores de radiologia, já que este parâmetro é usado durante todas as exposições radiográficas.

A aplicação do PCXMC<sup>®</sup> permitiu conhecer as doses nos órgãos de pacientes e observar que órgãos críticos podem ser expostos desnecessariamente às radiações durante um exame radiográfico, pela falta de controle dos parâmetros de exposição radiográfica, erros técnicos na colimação do feixe de raios-X e padronização nos procedimentos dos exames. A falta de informação dos valores de dose nos órgãos dos pacientes permite que erros técnicos e a falta de padronização das práticas radiográficas persistam, contribuindo para o aumento das doses nos pacientes. Medidas de controle das exposições radiográficas, muitas vezes, não são aplicadas pela ausência de informação a respeito das doses recebidas pelos pacientes. Este fato, demonstra a realidade de uma rotina diária de um setor radiológico, onde a falta de informações sobre as doses recebidas pelos pacientes, levam ao aumento dos riscos radiológicos aos quais os pacientes são expostos devido às práticas radiográficas. A aplicação das condições reais dos exames radiográficos para as simulações, permitiu conhecer e avaliar as doses nos órgãos nos exames de tórax, crânio, abdômen e pelve. As informações foram valiosas para a análise dos resultados, que mostraram que durante o exame radiográfico do tórax, o órgão mais diretamente irradiado foi o pulmão e que a tireóide por estar próxima do campo de radiação recebeu uma dose alta de radiação, resultante da radiação secundária e de sua alta sensibilidade às radiações. Nos exames do crânio, a tireóide também foi o órgão mais irradiado e que recebeu uma dose alta de radiação porque parte dela foi incluída no campo de radiação. Os testículos e ovários foram os órgãos mais diretamente irradiados durante o exame do abdômen e pelve. O conhecimento destas doses permitiu avaliar criteriosamente os

fatores que contribuíram para o aumento da dose efetiva como: tensão, carga elétrica e dimensões corporais dos pacientes.

Os resultados mostraram que as variações de doses nos órgãos foram em função das dimensões corporais dos biótipos e dos parâmetros técnicos de exposição radiográfica; isto sugere a necessidade de padronização das práticas radiológicas e a otimização dos procedimentos para redução das doses nos pacientes submetidos a exames de raios-X médico, sem prejudicar a qualidade da imagem radiográfica.

O PCXMC<sup>®</sup> abre as portas para uma nova possibilidade, quando a dosimetria de pacientes está sendo questionada a nível mundial. Este programa apresenta uma importante contribuição para a otimização das doses nos pacientes. No Brasil, o programa ainda não é usado, mas, espera-se que, através da sua validação e aplicação neste trabalho, ele possa se tornar conhecido e ser adotado como método de determinação de dose nos pacientes nas instituições hospitalares.

O PCXMC<sup>®</sup> além de ter uma característica que permite a avaliação de doses em diferentes órgãos, tem também uma característica educativa. A adoção deste software como método educativo pode ampliar os conhecimentos a respeito da dosimetria de pacientes e proteção radiológica, ao demonstrar as condições de um exame radiográfico.

Seja nas práticas radiológicas ou nas práticas educativas, o PCXMC<sup>®</sup> é um instrumento de grande valor que permite o conhecimento das doses recebidas pelos pacientes durante um exame de raios-X; aplicação desta metodologia pode maximizar os benefícios do uso das radiações para a sociedade e minimizar os riscos associados.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



ABRANTES, M. E. S. *Dose de radiação em pacientes submetidos a exames de raios-X diagnóstico em uma unidade de pronto-socorro*. Dissertação de Mestrado; 84 f; Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.

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, p.358, 1986.

AZEVEDO, J. P. A.; DE OLIVEIRA, M. G.; CUNHA, C. J.; VALERIO, M. E. G.; SOUZA D. N. *Dose evaluation in paediatric radiology and adult bone densitometry examinations*. Radiation Protection Dosimetry, 2006; v. 120(1-4): 91-94.

AZEVEDO, J. P. A.; MAGALHÃES, C. M. S.; SOUZA, D. N. *Medidas de dose em radiologia pediátrica no Estado de Sergipe*. Disponível em: <<http://www.abfm.org.br/c2004/trabalhos/wepo3w10.pdf>>. Acesso em 25 de Maio de 2009.

BARSANELLI, C. *Metodologia de calibração de dosímetros termoluminescentes*. Instituto de Física-UNICAMP, Campinas, 2003.

BIRCH, R.; MARSHALL, M. *Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector*. Phys. Med.; v. 24: 505–517, 1979.

BONTRAGER, K. L. *Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica*. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003; p. 84-87; 109; 261; 370-371.

CNEN. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Diretrizes básicas de proteção radiológica*. Resolução CNEN No. 27, de 17 de Dezembro de 2004. (CNEN-NN-3.01).

CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. *Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources*. I. Methods. Report ORNL/TM-8381/V1. Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory; 1987.

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

DA FONSECA, M. M.; SCHELIN, H. R.; BARBOSA, O. D.; TILLY, J.; JAKUBIAK, R.R. *Elaboração de um programa computacional para avaliação e controle de serviços de radiologia médica de médio porte, de acordo com as diretrizes de proteção radiológica do ministério da saúde*. Radiol. Bras., v. 34, n.6, São Paulo, Nov/Dez 2001.

DE LIMA, A. A.; CARVALHO, A. C. P.; DE AZEVEDO, A. C. P. *Avaliação dos padrões de dose em pediatria*. Radiol. Bras.; v. 37, n. 4, São Paulo, Jul/Ago 2004.

DE OLIVEIRA, C. S. S.; SOUZA, D. N. *Análise de dose superficial e em profundidade em radiografia intrabucal*. Scientia Plena, v. 1, n. 5, 2005.

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

EUR. EUROPEAN COMMISSION. *Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures*. Radiation Protection 109. Luxembourg: Office for Official Publications of European Communities, 1999.

GREENING, J. R. *Fundamentals of radiation dosimetry*. Great Britain: Page Bros (Norwich) Ltd, 1981, p. 74-79.

HARSHAW TLD BICRON. Model 4500 Manual TLD Reader with WinRens: operator's manual. Solon, Bicron, 2001.1v.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Normas Básicas Internacionais de Segurança para a Proteção contra a Radiação Ionizante e para a Segurança das Fontes de Radiação (NBS-BSS). *Informes de Segurança*. N.115; 1996.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiological Protection of Patient in Diagnostic and Interventional Radiology*. Proceedings of an International Conference held in Malaga, 2001.

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. *Dosimetry in diagnostic radiology : an international code of practice*; Vienna: (Technical reports series, ISSN 0074-1914 ; no. 457); 2007.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Better radiation protection for patients*. Radiation Exposure Growing from CT Scans, X-rays for Varied Reasons. Disponível em: <<http://www.iaea.org/NewsCenter/News/2008/betterprotect.html>>. Acesso em 24 de Maio de 2009a.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calls for Enhanced Radiation Protection of Patients. Safety Specialists Warn Against Overuse of New Imaging Devices*. Disponível em: < <http://www.iaea.org/NewsCenter/PressReleases/2009/prn200907.html>>. Acesso em 24 de Maio de 2009b.

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

ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Patient Dosimetry for X-Rays Used in Medical Imaging*. ICRU Report 74. Journal of the ICRU 2005; 5 (2); 2005.

IRD. INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA. Certificado de calibração n° LRD 003/2006. Rio de Janeiro, 2006.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. *CALDose X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology*. Phys. Med. Biol.; v. 53,6437–6459; 2008.

- KHELASSI-TOUTAOU, N; BERILANI, Y; TSAPAKI, V; TOUTAOU, A.E; MIRAD, A; FRAHI-AMROUN, A; BRAHIMI, Z. *Experimental evaluation of PCXMC and prepare codes used in conventional radiology*. Radiation Protection Dosimetry; v. 131(3):374-378; 2008.
- LACERDA, M. A. S.; KHOURY, H. J.; DA SILVA, T. A.; LACERDA, C. M. S.; CARMO, A. F.; PEREIRA, M. T. Radioproteção, dose e risco em exames radiográficos nos seios da face de crianças, em hospitais de belo Horizonte-MG. Radiol. Bras.; v. 40(6):409-413, 2007.
- LACERDA, M. A. S., SILVA, T. A.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.N.M.; MATUSHITA, J. P. K. *Riscos dos exames radiográficos em recém-nascidos internados em um hospital público de Belo Horizonte*. Radiol. Bras.; v. 41(5):325-329, Set.-Out. 2008.
- MACHADO, N.; PASCOAL, A. *Novas tecnologias de diagnóstico, novas exigências, novas responsabilidades, melhores práticas*. Acta Radiológica Portuguesa, no. 69; Jan/Mar. 2006.
- MS. MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico* (Portaria no. 453). Diário Oficial da União de 01 de Junho de 1998.
- NOBREGA, A. I. *Tecnologia Radiológica e Diagnóstico por Imagem*. 2 ed. São Paulo: Difusão Editora; p. 54-55; 92-93; 97; 180; 2007.
- OLIVEIRA, M. L.; KHOURY, H. *Influência do procedimento radiográfico na dose de entrada na pele de pacientes em raios-X pediátricos*. Radiol. Bras., v. 36, no. 2, São Paulo Mar/Apr. 2003.
- OLIVEIRA, K. M.; ALVES, D. M.; DA SILVA, D. A.; MAIA, A.F. *Dosimetria do paciente em radiodiagnóstico*. Scientia Plena, v. 4, N. 11, 2008.
- RADCAL CORPORATION. *Chamber Images for Energy Dependence Charts and Schematic Drawings*. Disponível em: <http://www.radcal.com> Acesso em: 22 de Julho de 2009.
- SAVALL, J. M.; *Dosimetria em Radiologia Convencional. Exploracione simples*. Servicio de Oncologia Radioterápica. Hospital Universitário Germans Trías i Pujol de Badalona (Barcelona); 2005.
- STORM AND ISRAEL H.I. *Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100*. Nuclear Data Tables, Sect A; v. 7: 565-688; 1970.
- TAPIOVAARA, M., LAKKISTO, M.; SERVOMAA, A. *PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. Report STUK-A139. Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety; 1997.
- TAPIOVAARA, M.; SERVOMAA, A. *Organ Dose Calculation in Medical X-Ray Examinations by the Program PCXMC*. Radiat. Prot. Dosimetr; v. 80: 213-219; 1998.
- TAPIOVAARA, M., SIISKONEN, T. *PCXMC 2.0. User's Guide*. STUK-TR 7. Helsinki 2008.

TOIVONEN, M., ASCHAN, C.; RANNIKKO, S., KARILA, K.; SAVOLAINEN, S. *Organ Dose Determinations of X Ray Examinations Using TL Detectors Verification of Computed Doses*. Radiation Protection Dosimetry; v. 66: 289-294; 1996.

VMI INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA. *Aparelho de raios-x pulsar plus: Manual do usuário*. 2003.

ZENÓBIO, M. A. F.; DA SILVA, T. A. *Metodologia para Medida da Dose Absorvida em Pacientes Submetidos a Exames Tomográficos para o Planejamento de Implantes Dentais*. Applied Radiation and Isotopes; v. 65; 708–711; 2007.