

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DE FÍSICA

**DOSIMETRIA EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA DIGITAL: USO DOS  
INDICADORES DE EXPOSIÇÃO DE SISTEMAS DIGITAIS COMO  
ESTIMADORES DE DOSE ABSORVIDA**

**Thiago Rodrigues da Silva**

Dissertação apresentada ao  
Instituto de Física da  
Universidade de São Paulo para  
a obtenção do título de Mestre  
em Ciências.

Orientadora  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Elisabeth Mateus Yoshimura

São Paulo  
2012

**FICHA CATALOGRÁFICA**  
**Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação**  
**do Instituto de Física da Universidade de São Paulo**

Silva, Thiago Rodrigues

Dosimetria em radiologia diagnóstica digital: usos dos indicadores de exposição de sistemas digitais como estimadores de dose absorvida. – São Paulo, 2012.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo.  
Instituto de Física, Depto. de Física Nuclear

Orientador: Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura

Área de Concentração: Física Médica

Unitermos: 1. Dosimetria; 2. Radiologia; 3. Dosagem de radiação; 4. Radiação termoluminescente; 5. Física médica.

USP/IF/SBI-095/2012

A meus pais, Élide e José  
e aos meus irmãos e sobrinhos.

## **Agradecimentos**

À Beth, pela orientação, por todo o conhecimento transmitido, pela oportunidade de fazer mestrado, e pela paciência.

A toda minha família, pelo exemplo, e incentivo aos estudos.

À Denise, por nos ajudar com as medidas no Hospital das Clínicas, e ao IEE por cedê-la.

Ao Hospital das Clínicas, por permitir o uso de alguns de seus equipamentos.

Aos professores Ana Regina, Emico Okuno e Paulo Costa, pelo ensino e apoio ao trabalho.

Ao Chico, Nancy e Martha, por toda a ajuda para resolver os problemas do laboratório.

À Lana, pela ajuda nesse trabalho, e por compartilhar seus conhecimentos em Física Médica.

Aos colegas Adriana, Ana Carolina, André, Bruna, Bruno, Marcelo, Márcia, e Maurício, pelos papos no corredor, e pelos passeios em Porto Alegre.

Aos amigos Mineiro e Samuel, pela amizade, e por dividirem momentos bons e ruins na graduação e no mestrado.

Aos funcionários do Instituto de física da USP, em especial ao pessoal da CPG.

Ao CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro.

## Sumário

Índice de figuras .....	1
Índice de tabelas .....	3
Índice de siglas.....	4
Resumo .....	5
Abstract .....	7
1. Introdução à Dissertação .....	9
1.1. Primeiras considerações .....	9
1.2. Objetivos deste trabalho.....	10
2. Fundamentação teórica.....	11
2.1. Produção de Raios-X .....	11
2.3. Interação de fótons com a matéria.....	12
2.3.1. Efeito fotoelétrico .....	12
2.3.2. Efeito Compton .....	13
2.3.3. Princípio de obtenção de uma imagem radiográfica .....	14
2.3.4. Uso de filtros em feixes de Raios-X .....	15
2.4. Grandezas dosimétricas .....	16
2.4.1. Dose absorvida .....	16
2.4.1.1. Dose de entrada na pele e dose de saída .....	16
2.4.2. Exposição e Kerma .....	17
2.5. Luminescência estimulada .....	17
2.6. Radiografia computadorizada .....	20
2.7. Indicadores de exposição .....	22
2.7.1. Sistemas da Agfa .....	22
2.7.2. Sistemas da Fuji e Philips.....	25
3. Materiais e métodos .....	27
3.1. O sistema CR.....	27
3.2. O equipamento de raios X.....	29
3.3. Dosimetria com câmaras de ionização.....	29
3.4. Dosimetria termoluminescente .....	31

3.4.1. Simulador antropomórfico.....	33
3.4.2. Calibração dos dosímetros.....	38
3.5. Speed Class.....	39
3.6. Qualidade da imagem.....	40
4. Resultados e análise.....	41
4.1. Dosimetria com câmaras de ionização.....	41
4.1.1. Relações entre a dose absorvida e os indicadores de exposição.....	41
4.1.2. Relação entre o SAL e o IgM.....	46
4.2. Dosimetria termoluminescente.....	46
4.2.1. Curva de emissão TL.....	46
4.2.2. Calibração dos dosímetros.....	47
4.2.3. Doses externas.....	48
4.2.4. Doses nos órgãos.....	55
4.3. Relação entre a Speed Class e o IgM.....	58
5. Discussão.....	61
5.1. Os limites dos indicadores de exposição.....	61
5.2. Dosimetria com câmaras de ionização.....	61
5.3. Dosimetria Termoluminescente.....	62
5.3.1. Pré-processamento.....	65
5.4. Sobre a Speed Class.....	66
6. Conclusões.....	67
7. Referências bibliográficas.....	69

## Índice de figuras

Figura 1: Faixa de predominância das Interações de fótons com a matéria. Na região verde temos as faixas de predominância dos exames radiológicos. Fonte: modificado de [Okuno & Yoshimura, 2010].	14
Figura 2: Espectros de raios X gerados com alvo de W e potencial de 100 kV, sem filtro e com filtros de Al e Cu. Fonte: [Okuno & Yoshimura, 2010].	15
Figura 3: Banda de valência, banda de condução, gap e armadilhas no cristal, o elétron é representado por um círculo preto e o buraco por um círculo branco.	19
Figura 4: (a) irradiação e armadilhamento das cargas. (b) estimulação, desarmadilhamento e recombinação. (c) armadilha em estado excitado. (d) luminescência.	20
Figura 5: Processo de leitura do IP. Fonte: [AAPM, 2006]	21
Figura 6: Exemplo da segmentação de um histograma de níveis de cinza de uma imagem. Fonte: [AAPM, 2009]	25
Figura 7: Unidade leitora de IPs do CR30-X.	28
Figura 8: Tela de edição de imagens do programa Nx da Agfa.	28
Figura 9: Câmaras de ionização.	30
Figura 10: Arranjo experimental. Equipamentos (da direita para a esquerda): tubo de raios X, câmara de ionização de 6 cm <sup>3</sup> , simulador homogêneo e câmara de ionização de 180 cm <sup>3</sup> .	31
Figura 11: Simulador Antropomórfico.	35
Figura 12: Tensões usadas em 271 exames de tórax PA para pacientes com peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].	35
Figura 13: Cargas usadas em 271 exames de tórax PA para pacientes com peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].	36
Figura 14: Tensões usadas em 238 exames de tórax P para pacientes com o peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].	36
Figura 15: Cargas usadas em 238 exames de tórax P para pacientes com o peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].	37
Figura 16: Tela de análise do TLtools. Curva de emissão termoluminescente em função da temperatura do aquecimento.	39
Figura 17: Relação entre IgM e DEP para os três filtros utilizados.	44
Figura 18: Relação entre a razão sinal ruído e a DEP para os três filtros utilizados.	44
Figura 19: Relação entre dose de saída e DEP para cada filtro.	45
Figura 20: Relação entre IgM e dose de saída.	45
Figura 21: Relação entre o SAL 15 bits de toda a imagem e o IgM.	46
Figura 22: Exemplo de curva de emissão TL.	47
Figura 23: Curva de calibração obtida em 10/09/2011, dia em que foram medidas as doses internas nos órgãos usando o filtro de 6 mm de Al.	48
Figura 24: Relação entre o IgM e a dose de saída para cada tipo de exame.	50
Figura 25: Razão Sinal Ruído da imagem inteira em relação ao IgM para cada exame. Parâmetros dos ajustes: P: $SNR = (2,67 \pm 0,11)IgM + (-1,47 \pm 0,20)$ ; PA: $SNR = (4,40 \pm 0,43)IgM + (-2,86 \pm 0,72)$ .	51

---

Figura 26: Razão Sinal Ruído de uma região central da imagem em relação ao IgM para cada exame.....	52
Figura 27: Relação entre o SAL de uma região central das imagens em 15 bits do programa NX com as doses de saída do simulador.....	52
Figura 28: Relação entre o SAL de uma região central em 15 bits e a DEP do simulador. ....	53
Figura 29: Relação entre o indicador S e a dose de saída.....	54
Figura 30: Relação entre o indicador EI e a dose de saída.....	55
Figura 31: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na primeira etapa.....	56
Figura 32: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na segunda etapa.....	56
Figura 33: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na terceira etapa.....	56
Figura 34: Distribuição de dose nos órgãos na primeira etapa.....	57
Figura 35: Distribuição de dose nos órgãos na segunda etapa.....	57
Figura 36: Distribuição de dose nos órgãos na terceira etapa.....	57
Figura 37: Relação que mostra a dependência do IgM com o logaritmo da SC, mantidas as condições de irradiação (90 kV, 4 mA.s, 6 mm de Al de filtração adicional). ....	59
Figura 38: Relação que entre a SNR calculada com o SAL da imagem inteira e a SC, mantidas as condições de irradiação (90 kV, 4 mA.s, 6 mm de Al de filtração adicional). ....	60
Figura 39: Imagem pré-processada. Incidência PA; Filtro 4,0 mm Al; Tensão = 120 kV; Carga = 4 mA.s; IgM = 1,92.....	66
Figura 40: Imagem pré-processada. Incidência PA; Filtro 3,5 mm Al; Tensão = 90 kV; Carga = 4 mA.s; IgM = 1,56.....	66

---

## Índice de tabelas

Tabela 1: Indicadores de exposição, dependência funcional e as condições de calibração [AAPM, 2009]. .....	22
Tabela 2: Configuração do sistema de leituras TL.....	33
Tabela 3: Técnicas escolhidas para as medidas de doses externas e internas na primeira etapa, a partir dos dados das Figuras 12 a 15.....	37
Tabela 4: Filtros para feixes de qualidade RQR utilizados na segunda etapa.....	37
Tabela 5: Técnicas utilizadas na rotina do Hospital das Clínicas, para as medidas de doses externas e internas na terceira etapa.....	38
Tabela 6: Resultados usando filtro de 0,5 mm de Cobre.....	41
Tabela 7: Resultados usando filtro de 2 mm de Al.....	42
Tabela 8: Resultados usando um filtro de 4 mm de Al.....	43
Tabela 9: Ajuste linear da Figura 20.....	46
Tabela 10: Coeficientes angulares (a) e lineares (b) das curvas de calibração, suas respectivas incertezas (calculadas pelo programa OriginPro 8), e as técnicas utilizadas na calibração.....	48
Tabela 11: Técnicas utilizadas na primeira etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.....	49
Tabela 12: Técnicas utilizadas na segunda etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.....	49
Tabela 13: Parâmetros do ajuste mostrado na Figura 24, as incertezas foram calculadas pelo programa OriginPro.....	50
Tabela 14: Valores da razão sinal ruído de toda a imagem e da razão sinal ruído no centro. ...	51
Tabela 15: Coeficientes do ajuste da Figura 27.....	53
Tabela 16: Parâmetros do ajuste da Figura 28.....	53
Tabela 17: Técnicas utilizadas na terceira etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.....	54
Tabela 18: Parâmetros do ajuste da Figura 29.....	55
Tabela 19: Dose média nos órgãos, e o percentual da DEP PA e P em cada etapa.....	58
Tabela 20: Parâmetros da equação da reta que relaciona o IgM com a SC.....	59

## Índice de siglas

CR - Computed Radiography (Radiografia Computadorizada).  
DEP – Dose de Entrada na Pele.  
EI – Exposure Index (Indicador de Exposição).  
HC – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP.  
IAEA – International Atomic energy Agency.  
IFUSP – Instituto de Física da Universidade de São Paulo.  
IP – Image Plate (Placa de Fósforo Foto-Estimulável).  
Kerma - Kinetic Energy Released in Matter (Energia Cinética Liberada na Matéria) .  
lgM – log of median of histogram (logaritmo da mediana do histograma).  
NX – Software de edição das imagens do CR.  
OSL – Optically Stimulated Luminescence (Luminescência Opticamente Estimulada).  
P – Perfil.  
PA – Pósterio anterior.  
PSP – Photostimulable Phosphors (Fósforos Foto Estimuláveis).  
ROI – Region of Interest (Região de Interesse).  
RP – RANDO Phantom (Simulador antropomórfico RANDO).  
S – Sensitivity Number (Número de sensibilidade).  
SAL – Scan Average Level (.Nível Médio Digitalizado).  
SC – Speed Class (Sensibilidade).  
SNR – Signal to Noise Ratio (Razão Sinal Ruído).  
SUS – Sistema Único de Saúde.  
TL - Thermally Stimulated Luminescence (Luminescência termicamente estimulada).  
TLD-100 – Dosímetros Termoluminescentes de fluoreto de lítio produzidos pela  
Bycron.

## Resumo

Os sistemas de radiologia digital, entre eles os baseados em fósforos foto-estimuláveis (sistemas CR como são conhecidos em radiologia), são cada vez mais comuns na prática radiológica da cidade de São Paulo, seguindo uma tendência mundial. O uso desta tecnologia, que vem substituindo o conjunto tela-filme como sistema de detecção e produção de imagem, permite o uso de uma faixa dinâmica de detecção mais ampla e pode ser prejudicial ou benéfico do ponto de vista da dose absorvida pelo paciente, pois possibilita a obtenção de imagens para superexposições ou subexposições. Para avaliar o contraste obtido na imagem, e, ao mesmo tempo, obter uma estimativa da dose absorvida pelo paciente, todos os fabricantes de sistemas CR incluem no software de análise da imagem um indicador de exposição, que deve se relacionar com a dose absorvida pela placa de fósforo foto-estimulável (Image Plate –IP).

Estudos que relacionam a razão sinal ruído (SNR) e Dose de Entrada na Pele (DEP), avaliada com câmara de ionização e dosimetria TL, para radiografias de tórax (frente e perfil) foram conduzidos empregando técnicas clínicas. Valores de dose (DEP e dose de saída) foram comparados com valores de níveis de cinza e de indicadores de exposição obtidos para as imagens com o CR Agfa CR30-X. Para isso foram utilizados dois simuladores: um simulador homogêneo, com paredes PMMA e preenchido com água; e um simulador antropomórfico sem os membros superiores e inferiores (RANDO Phantom), no qual foi possível também medir doses internas com dosimetria TL, com irradiações realizadas em laboratório e em ambiente hospitalar.

Os resultados mostraram uma relação logarítmica entre o indicador de exposição da Agfa (log of median of histogram - lgM) e a dose de saída do simulador, e uma relação logarítmica da DEP com a mediana dos níveis de cinza de uma região da imagem (SAL - Scan Average Level) para ambas as projeções. Também foi possível relacionar o lgM com a DEP, porém, tal relação é dependente da qualidade do feixe. Com o uso de filtros, verificamos que é possível diminuir a DEP mantendo a mesma

qualidade da imagem. Neste trabalho foram obtidos valores de DEP na faixa de 0,0995(50) – 1,657(51) mGy, e de doses internas entre 0,0074(18) e 0,90(13) mGy.

Com isso concluímos que é possível relacionar os indicadores de exposição com a dose absorvida (DEP e dose de saída), e usar o CR como um avaliador de dose absorvida no paciente, quando a qualidade do feixe é conhecida.

## Abstract

The digital radiology systems, among them the system based on photostimulable phosphors (CR systems as they are known in radiology) are increasingly common in radiological practice in São Paulo, following a worldwide trend. Using this technology, which is replacing the screen-film as detection system for production of the image, can be detrimental or beneficial in terms of the absorbed dose to the patient, because the dynamic range of these detectors is much wider than the radiographic films, and it is possible to obtain an image with overexposure or underexposure. To evaluate the contrast obtained in the image, and at the same time, obtain an estimate of the absorbed dose to the patient, all manufacturers of CR systems include the evaluation of an exposure index in the image analysis software. This index should be related to the absorbed dose to the phosphor plate (Image Plate-IP).

Studies that relate the signal to noise ratio (SNR) and Entrance Skin Dose (ESD), measured with ionization chamber and TL dosimetry for chest X-rays were conducted using clinical techniques, and typical values of dose (ESD and exit dose) were compared with values of gray levels and exposure index obtained with the CR. For this we used two simulators: a homogeneous one made with PMMA walls and filled with water, and an anthropomorphic phantom without the upper and lower limbs (RANDO Phantom), in which it was also possible to measure internal doses with TL dosimetry.

The results showed a logarithmic relationship between the Agfa index IgM (log of median of histogram) and the simulator exit dose, and a log relationship between the ESD and the mean gray level of a region of the image (SAL - Scan Average Level ). It was also possible to relate the IgM with ESD, but the relation is dependent on the beam quality. With the use of different filtrations, we verified the possibility of decrease the ESD keeping the same image quality. In this work we obtained ESD values in the range 0.0995(50) – 1.657(51) mGy, and internal doses from 0.0074(18) to 0.90(13) mGy.

Thus we conclude that it is possible to relate the exposure index to the absorbed dose (ESD and exit dose), and use CR as an evaluator of absorbed dose in the patient, if the beam quality is known.

# 1. Introdução à Dissertação

## 1.1. Primeiras considerações

No Brasil, anualmente são realizados mais de três milhões de exames de tórax em estabelecimentos de saúde (públicos e privados) conveniados ao SUS. Isto corresponde a aproximadamente 31% de todos os exames radiológicos [Freitas, 2005]. Um estudo realizado em 2007 mostrou que para pacientes pediátricos, os exames de tórax podem chegar a 80% do total de exames em alguns hospitais [Ribeiro, 2007].

Os primeiros registros sobre danos biológicos causados pela radiação ionizante foram feitos logo após a descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Röntgen no final do século 19 [Okuno & Yoshimura, 2010], e atualmente os exames radiológicos são justificados com a ponderação entre o benefício para a saúde do paciente, proveniente do diagnóstico médico obtido pela imagem, e o prejuízo à saúde causado pela exposição à radiação. Para isso as exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para a obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem [ANVISA, 1998].

Partindo desses princípios, são estabelecidos níveis de referência, que são valores de dose para exames radiológicos típicos, realizados em grupos de pacientes com características físicas típicas ou em simulador padrão. Os níveis de referência não são limites de doses para exames radiológicos, pois exceder esses níveis não significa necessariamente que um exame está sendo realizado de forma inadequada, da mesma forma que valores abaixo dos níveis de referência podem não estar utilizando técnicas adequadas. O que se deve enfatizar é que, se o nível de referência é continuamente excedido, uma revisão dos procedimentos e/ou equipamentos empregados na

realização do exame deve ser realizada e ações corretivas devem ser implementadas [Freitas, 2005].

## **1.2. Objetivos deste trabalho**

- Obter os valores de indicadores de exposição utilizados pelos sistemas digitais Agfa e Fuji para conjuntos de parâmetros (valores de tensão aplicada, filtração adicional e corrente de tubo) usualmente empregados para radiografias convencionais, e correlacioná-los com valores de dose absorvida (DEP e dose de saída) e SNR, para avaliar a qualidade da imagem.
- Obter uma relação entre a dose absorvida (DEP e dose de saída) e o índice de exposição do CR da Agfa (chamado de IgM), e verificar a viabilidade do uso do CR como um avaliador de dose absorvida no paciente.

## 2. Fundamentação teórica

### 2.1. Produção de Raios-X

Desde sua descoberta em 1895 por Röntgen, os raios X são os agentes mais utilizados em obtenção de imagens para fins diagnósticos, portanto, sua aplicação abrange desde a radiografia convencional até a tomografia computadorizada. Em um tubo emissor de raios X, um filamento, ao ser aquecido, emite elétrons que são acelerados por uma diferença de potencial entre eletrodos (cátodo e ânodo). Quando os elétrons atingem o alvo (que geralmente é feito de molibdênio ou tungstênio), produzem raios X.

Em um tubo de raios X, a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde energia cinética gradualmente durante diversas colisões, aquecendo o material. Por isso o alvo deve ser feito de material de alto ponto de fusão (como tungstênio com ponto de fusão de 3.695 K). O tubo ainda contém um sistema de refrigeração interno.

São dois os processos fundamentais envolvidos na produção de raios X nesses tubos: freamento de elétrons, que produzem a radiação de freamento (ou Bremsstrahlung); e desexcitação atômica, que produz os raios X característicos. No primeiro processo, os raios X produzidos apresentam um espectro contínuo de energias e são formados pela desaceleração brusca dos elétrons devido à atração causada pelo campo coulombiano do núcleo do alvo. Os raios X característicos apresentam um espectro de energia discreto, e são emitidos quando um elétron incidente no alvo remove um elétron de uma camada interna do átomo (geralmente camada K ou L) e cria um buraco em seu lugar, que é imediatamente preenchido pela transição de um elétron da camada mais externa, e essa energia de transição é liberada na forma de um fóton de raio X, cuja energia depende do material com o qual o alvo é constituído.

## **2.3. Interação de fótons com a matéria**

Pode-se dizer que radiação é a energia em trânsito, emitida por uma fonte e transmitida através do vácuo ou de meios materiais. Uma radiação é considerada ionizante se for capaz de arrancar elétrons ligados a um átomo ou a uma molécula, assim, a passagem de radiação ionizante por qualquer meio produz ionizações nesse meio. As radiações constituídas por partículas sem carga, como fótons e nêutrons, são denominadas indiretamente ionizantes, as interações dos fótons devem-se a ação de campos eletromagnéticos que atuam sobre partículas carregadas do meio, e estas são responsáveis por ionizações em série no material, cada partícula indiretamente ionizante produz pouca ou nenhuma interação durante a passagem pelo meio. Dentre os fenômenos envolvendo interações de fótons destacam-se dois processos principais de deposição de energia e de ionização para a faixa de energia dos raios X usada em radiologia: efeito fotoelétrico e efeito Compton.

### **2.3.1. Efeito fotoelétrico**

Efeito fotoelétrico é o fenômeno no qual um fóton incidente ioniza um átomo e é absorvido por ele. Foi Albert Einstein que, no começo do século XX, explicou o efeito fotoelétrico. Em sua teoria, fótons de luz visível ou ultravioleta retiram elétrons fracamente ligados na superfície de um material (geralmente metais por conterem elétrons livres em sua superfície). Os elétrons recebem energia cinética dependente da energia do fóton e das propriedades do metal, esses fótons são absorvidos pelo átomo durante o processo. Para fótons ionizantes, como raios X e gama, temos algumas diferenças em relação ao efeito fotoelétrico dos quanta de luz, pois devido à alta energia da radiação ionizante, a penetração nos materiais é grande e o efeito pode ocorrer no interior de qualquer material, envolvendo elétrons ligados ao átomo, geralmente das camadas K e L. No processo, o fóton retira um elétron interno do

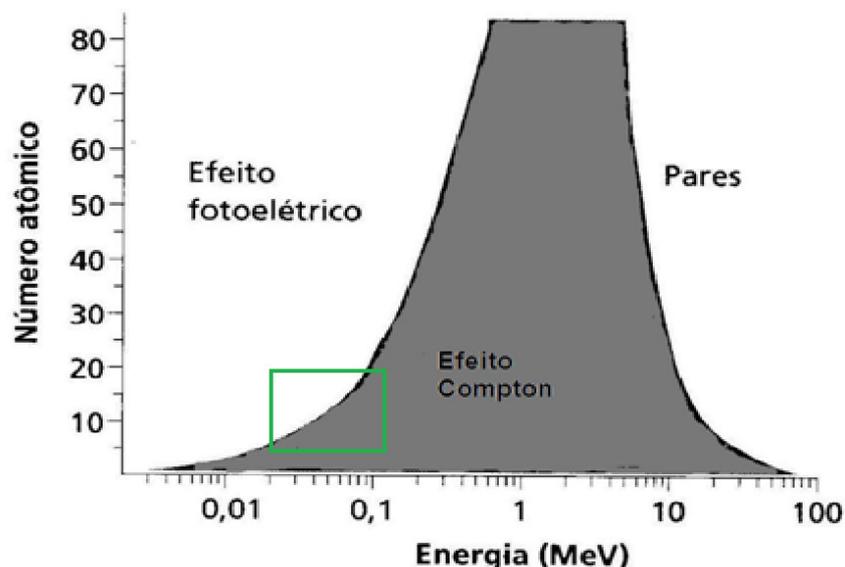
átomo, tem toda sua energia transferida para o meio e desaparece, há a produção de um íon excitado que normalmente se desexcita por emissão de fótons de raios X característicos que podem ser absorvidos localmente.

### **2.3.2. Efeito Compton**

Arthur Holly Compton descreveu esse espalhamento em 1923 e por isso ganhou o Prêmio Nobel de Física em 1927. Quando um feixe de fótons de raios X atinge qualquer meio, observam-se fótons de menor energia emergindo do material em diversas direções.

Também conhecido como espalhamento Compton, esse fenômeno ocorre quando um fóton incidente interage colidindo com um elétron do átomo considerado livre e é espalhado. A energia total do espalhamento é dividida entre o elétron (energia cinética) e o fóton espalhado, e ambos são considerados radiação ionizante e continuam a interagir com o material. Compton verificou que a mudança do comprimento de onda do fóton espalhado dependia somente do ângulo de espalhamento [Okuno & Yoshimura, 2010].

A Figura 1 mostra as faixas de número atômico e energia em que esses efeitos predominam, mostrando que altos números atômicos e baixas energias favorecem o efeito fotoelétrico, mas à medida que a energia aumenta o efeito Compton acaba se tornando predominante. Para altas energias predomina um terceiro efeito de pouco interesse para a radiologia, que é a formação de pares.



**Figura 1:** Faixa de predominância das Interações de fótons com a matéria. Na região verde temos as faixas de predominância nos exames radiológicos. Fonte: modificado de [Okuno & Yoshimura, 2010].

### 2.3.3. Princípio de obtenção de uma imagem radiográfica

O princípio de obtenção de uma imagem radiográfica consiste na interação de fótons com o corpo humano durante o processo de irradiação. Na faixa de energia dos feixes usados nos exames de radiologia existe a possibilidade dos fótons interagirem predominantemente por efeito Compton ou fotoelétrico, ou atravessarem o corpo sem interação, e a probabilidade de interação depende basicamente da densidade eletrônica da região do corpo atravessada pelo feixe, por isso ocorrem mais interações nos ossos, por serem mais densos do que os tecidos moles. Os fótons que interagirem por efeito fotoelétrico desaparecem, e o uso de grades anti-espalhamento remove a maioria dos fótons provenientes de efeito Compton, portanto, os fótons que são detectados e contribuem para a formação da imagem, em sua maioria, não sofreram nenhuma das interações. Os números atômicos efetivos do osso e músculo humano são respectivamente 13,80 e 7,42 [Khan, 1994].

### 2.3.4. Uso de filtros em feixes de Raios-X

O espectro de raios X emitidos por um tubo é polienergético, ou seja, é contínuo em energia. A atenuação do feixe polienergético de raios X em um meio depende da composição (número atômico) e espessura do meio. Depende também da energia dos fótons, pois, em geral, fótons de menor energia são mais atenuados do que os de maior energia, e o espectro do feixe que atravessa o material tem energia média maior que o espectro do feixe original, mas uma intensidade total menor. Dizemos nesse caso que o feixe foi filtrado, e o uso de filtros em exames de radiologia tem como objetivo diminuir a dose de radiação absorvida no paciente, pois o feixe não filtrado contém fótons de baixas energias que serão completa e indistintamente absorvidos em qualquer parte do corpo do paciente, não contribuindo para a imagem. A Figura 2 mostra espectros de energia de um feixe gerado com potencial acelerador de 100 kV em um tubo com alvo de tungstênio, sem filtros adicionais, filtrado por 1,0 mm de Cu ou 4,0 mm de Al. Ocorre um aumento da energia média do feixe a medida que aumentamos a filtração.

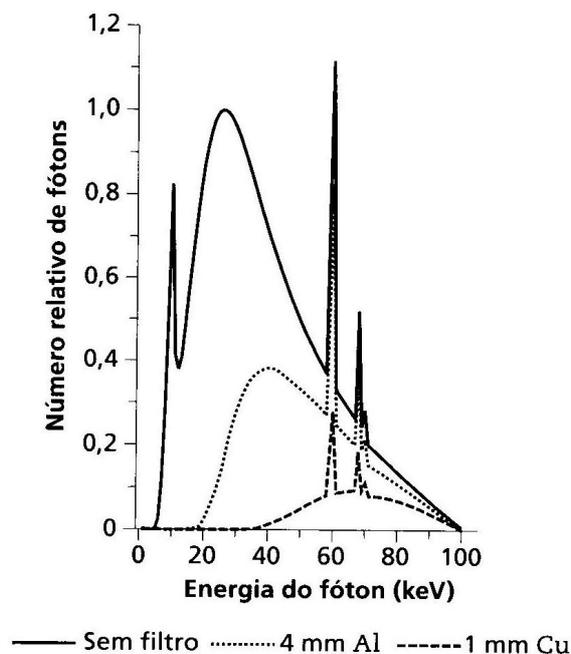


Figura 2: Espectros de raios X gerados com alvo de W e potencial de 100 kV, sem filtro e com filtros de Al e Cu. Fonte: [Okuno & Yoshimura, 2010].

## 2.4. Grandezas dosimétricas

### 2.4.1. Dose absorvida

Grandeza de maior importância para a radiologia, relacionada à transferência de energia da radiação para os materiais e diretamente ligada a danos biológicos. A dose absorvida é definida pela Equação 1.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Onde  $dE$  é a energia média depositada (energia de entrada menos energia de saída) em um volume de massa  $dm$ . Sua unidade no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Gray (Gy), definido como:

$$1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$$

A dose letal, que mata metade dos seres humanos expostos no corpo todo em um período de 30 dias, é 4 Gy. As doses absorvidas por pacientes em exames usuais de radiologia podem variar de dezenas de  $\mu\text{Gy}$  até alguns  $\text{mGy}$ , dependendo do exame [Freitas, 2005].

Esta grandeza é definida para qualquer tipo de radiação e para qualquer meio, sendo que materiais com altos números atômicos absorvem uma dose maior que materiais de baixos números atômicos para um mesmo feixe de radiação.

#### 2.4.1.1. Dose de entrada na pele e dose de saída

As grandezas recomendadas pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – International Atomic Energy Agency), para as medidas de dose absorvida no paciente submetido a exames radiológicos, são a dose de entrada na pele e a dose de

saída. A DEP é definida como a dose absorvida no centro do feixe incidente na superfície do paciente submetido a um procedimento radiológico, essa grandeza pode ser medida diretamente medindo-se a dose absorvida na entrada da pele do paciente ou indiretamente medindo-se a dose a certa distância do paciente e utilizando no cálculo da DEP a dose medida, a distância do paciente até o foco do feixe de radiação e um fator de retroespalhamento tabelado. A dose de saída é definida como a dose absorvida no centro do feixe que sai do paciente, e é medida diretamente na saída do paciente. Ambas as grandezas DEP e dose de saída incluem retroespalhamento [ANVISA, 1998].

#### 2.4.2. Exposição e Kerma

Definida para fótons (raios X e gama), a exposição (X) mede a quantidade de carga elétrica de mesmo sinal produzida em um elemento de volume no ar, e completamente freada no ar, por unidade de massa do ar. Basicamente ela nos mostra a capacidade de fótons ionizarem o ar. Na época em que foi definida, sua unidade era o röntgen (R), atualmente sua unidade no SI é o C/kg. Em condições de equilíbrio eletrônico (estabelecida quando para cada partícula carregada que deixa o elemento de volume, outra de mesmo tipo e energia entra nele), a dose absorvida no ar relaciona-se com a exposição, e é dada por  $D_{ar}(Gy) = 0,00876 X(R)$  [Okuno & Yoshimura, 2010].

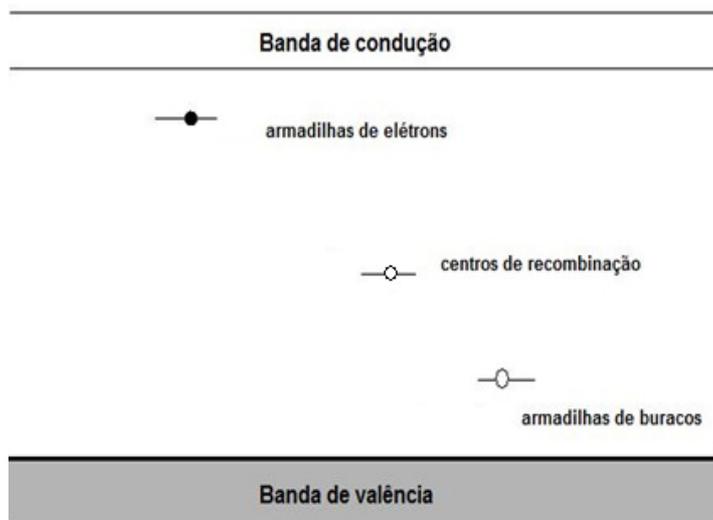
O Kerma (Kinect Energy Released in Matter), está relacionado com a transferência de energia cinética para as partículas carregadas que foram liberadas por radiação indiretamente ionizante em um elemento de volume de massa unitária de um meio absorvedor, sua unidade é o gray (Gy). O Kerma e a dose absorvida são iguais em condições de equilíbrio eletrônico, quando desprezadas as perdas de energia devido à radiação de freamento. No ar, em baixas energias, ocorre pouca radiação de freamento e a dose absorvida e o Kerma são iguais.

### 2.5. Luminescência estimulada

Luminescência opticamente estimulada (OSL) e luminescência termicamente estimulada (TL) são muito usadas atualmente como formas de avaliar a dose absorvida, ambas tem o mesmo princípio físico, o aprisionamento de elétrons e buracos em defeitos de sólidos isolantes.

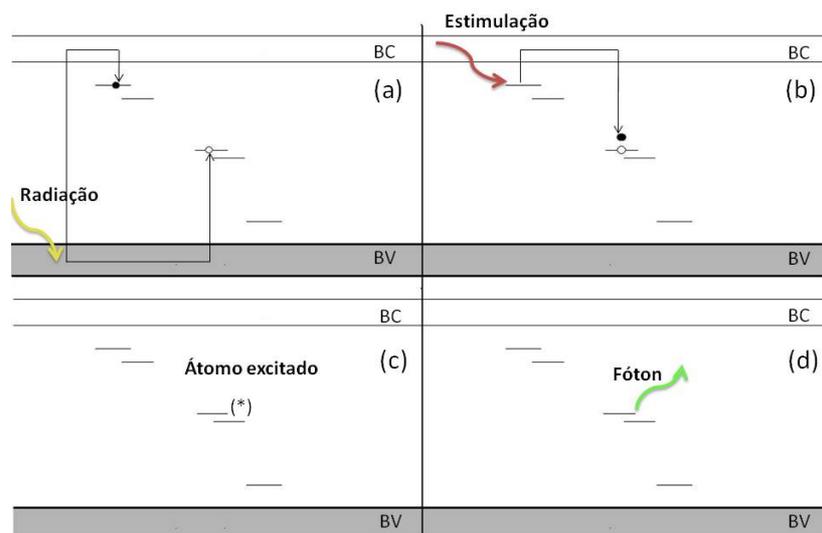
Os sólidos podem ser classificados como isolantes, semicondutores, e condutores. Nos isolantes, os elétrons em seu interior estão completamente ligados e “presos” no que chamamos de banda de valência, por isso os isolantes não conduzem eletricidade, sendo necessário fornecer uma energia da ordem de alguns eV para que o elétron seja arrancado da banda de valência e faça parte da banda de condução, onde estará livre dentro do material. A diferença de energia entre a banda de valência e a banda de condução é chamada de Gap ou banda proibida, os semicondutores possuem um gap menor se comparado aos isolantes, nos condutores todas as bandas estão semi preenchidas, portanto não existe uma quantidade de energia mínima para libertar os elétrons, e estes circulam livremente no material.

Os materiais usados em luminescência estimulada são semicondutores ou isolantes com características especiais, eles contêm defeitos na rede cristalina, que alteram a periodicidade do cristal, esses defeitos podem ser causados por: vacância de átomos, átomos em posição intersticial, adição de impurezas, superfície do cristal, deslocamentos de átomos. Alguns desses defeitos são chamados de “armadilhas”, pois podem capturar elétrons ou buracos (ausência de um elétron) e, se energia suficiente for fornecida, aprisioná-los na banda proibida. A Figura 3 apresenta uma esquematização das armadilhas no sólido.



**Figura 3: Banda de valência, banda de condução, gap e armadilhas no cristal, o elétron é representado por um círculo preto e o buraco por um círculo branco.**

Os materiais com essas características são usados na dosimetria de radiações, pois durante a irradiação, elétrons ganham energia para sair da banda de valência e ir para a banda de condução deixando um buraco na banda de valência. Após o término da irradiação, os elétrons que estão capturados em armadilhas que correspondem a estados metaestáveis permanecem nelas, e a quantidade de cargas armadilhadas é proporcional à energia da radiação. A estimulação externa térmica (TL) ou ótica (OSL) fará com que essas cargas se recombinem nos centros de recombinação (armadilhas de alta probabilidade de recombinação) resultando na criação de um defeito no estado excitado, em seguida esse centro de recombinação se desexcita com a emissão de energia (fóton). Esse processo é exemplificado na Figura 4.



**Figura 4: (a) irradiação e armadilhamento das cargas. (b) estimulação, desarmadilhamento e recombinação. (c) armadilha em estado excitado. (d) luminescência.**

## 2.6. Radiografia computadorizada

A radiografia computadorizada (Computed Radiography – CR é o termo usual em radiologia) baseia-se no uso de fósforos foto estimuláveis (Photostimulable Phosphors – PSP) para a obtenção da imagem. O sistema CR utiliza placas PSP também chamadas de Image Plates (IPs) como detectores. O IP é uma placa flexível feita, por exemplo, de BaFX (X=Cl, Br, I) inserida dentro de um cassete similar ao do filme radiográfico. Um IP típico é composto de uma mistura de 85% de BaFBr com 15% de BaFI [Bushberg, et al., 2002], dopada com uma pequena quantidade de európio. A nomenclatura usada para indicar a dopagem é BaFX:Eu. Na produção do fósforo são introduzidos defeitos na rede cristalina que servirão como armadilhas de elétrons chamados de centros F.

Durante a irradiação, elétrons associados aos íons  $\text{Eu}^{2+}$  passam da banda de valência para a banda de condução e o íon muda para o estado trivalente  $\text{Eu}^{3+}$ . Enquanto alguns desses elétrons se recombinam imediatamente com os íons de európio, uma parte fica armazenada nos centros F [Bushberg, et al., 2002]. Essa energia fica armazenada em um estado metaestável e é a base para a formação da imagem latente, que pode ficar armazenada por horas, embora estudos indiquem que

não seja recomendado demorar muito para fazer a leitura do IP devido a perdas do sinal por fading [Ariga, 2007].

A transformação da imagem latente em imagem radiográfica é feita pela estimulação com laser vermelho (aproximadamente 700 nm), o centro F absorve a energia e a transfere para o elétron, que se recombina com o íon  $\text{Eu}^{3+}$ , esse então é convertido novamente em íon  $\text{Eu}^{2+}$  e ocorre a emissão de luz visível na faixa do azul-verde. Esse é um fenômeno OSL.

O cassete ao ser colocado na leitora do CR é aberto, e o IP é mecanicamente removido e escaneado pelo feixe do laser vermelho. A leitura é feita linha a linha e no final de cada linha o feixe retorna ao começo da próxima linha. A luz do laser estimula a emissão de luz visível (azul/verde) que é coletada por uma fibra óptica e guiada até a fotomultiplicadora, onde produz um sinal eletrônico. Para evitar detecção de luz vermelha pela fotomultiplicadora, um filtro que transmite luz azul/verde e atenua a luz vermelha é colocado na entrada da fotomultiplicadora. O sinal eletrônico é digitalizado, armazenado e convertido para níveis de cinza. O IP então é exposto à luz intensa que apagará sinais residuais. O IP retorna para o cassete e está pronto para o reuso. A Figura 5 mostra o processo de leitura do IP no CR.

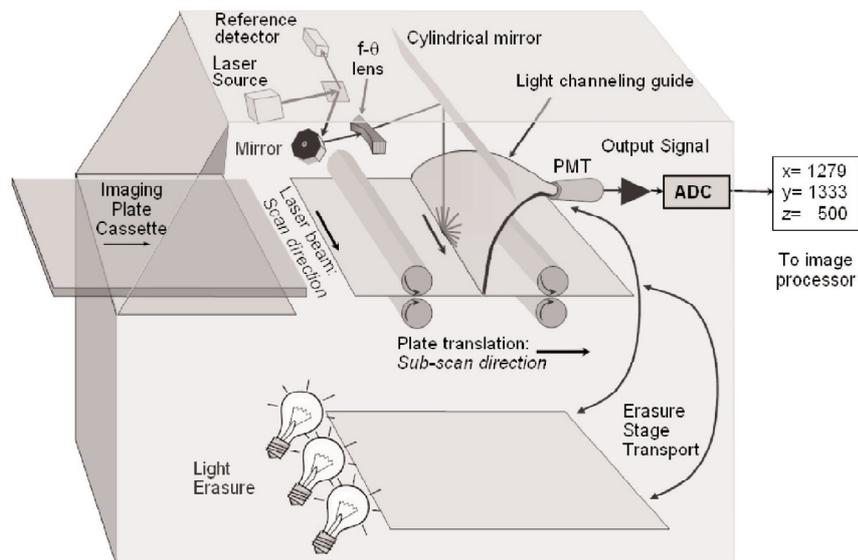


Figura 5: Processo de leitura do IP. Fonte: [AAPM, 2006]

## 2.7. Indicadores de exposição

Os sistemas PSP apresentam valores consistentes de níveis de cinza mesmo para sub ou superexposições, dificultando em alguns casos a percepção de erros, causando preocupações principalmente para imagens superexpostas. Técnicas inapropriadas de radiografias computadorizadas podem ser facilmente disfarçadas ou escondidas com o uso de softwares que alteram características como brilho e contraste. Por isso, um indicador da radiação incidente no IP é importante para verificar e validar a técnica utilizada numa radiografia. Este indicador nada mais é do que um número relacionado com o kerma no ar incidente no IP, e cada empresa fabricante de sistemas PSP têm uma forma diferente de fornecer essa informação. A Agfa e a Kodak fornecem indicadores cujos valores são proporcionais ao logaritmo da exposição, já os sistemas da Fuji, da Philips e da Konica, apresentam indicadores cujos valores são inversamente proporcionais à exposição [AAPM, 2006].

**Tabela 1: Indicadores de exposição, dependência funcional e as condições de calibração [AAPM, 2009].**

Fabricante	Nome/Símbolo	Dependência da exposição	Condições de calibração
Agfa	Log of median of histogram/lgM	$lgM + 0,3 = 2X(R)$	2,5 $\mu$ Gy (75 kV + 1,5 mm Cu) → lgM = 1,96 para SC = 400
Fuji	Sensitivity number/S	$\frac{1}{S} \propto X(mR)$	1 mR (80 kV + 3 mm Al) → S = 200
Kodak	Exposure index/EI	$EI + 300 = 2X(mR)$	1 mR (80 kV + 1 mm Al + 0,5 mm Cu) → EI = 2000
Konica	Sensitivity number/S	$\frac{1}{S} \propto X(mR)$	1 mR (80 kV + QR = 200) → S = 200
Philips	Exposure index/EI	$\frac{1}{EI} \propto X(mR)$	RQA5, 70 kV + 21 mm Al HVL = 7,1 mm Al → EI = 400

### 2.7.1. Sistemas da Agfa

A Agfa fornece um indicador chamado lgM (log of median of histogram), que é o logaritmo (na base 10) da mediana dos valores de pixel (em níveis de cinza) da

imagem, e cujo valor deve ser proporcional ao logaritmo da dose absorvida no IP, esse número é fornecido pelo software que gerencia a aquisição de imagens no CR.

O algoritmo responsável pelo cálculo do IgM utiliza somente valores de pixel referentes a exposição do paciente à radiação, excluindo os valores de regiões que não contribuem para a dose no paciente (regiões fora do corpo mas que recebem diretamente o feixe colimado representando altos níveis de cinza, ou regiões que estão fora do campo do feixe representando baixos níveis de cinza), para isso, o histograma dos valores de pixel é segmentado, e o IgM é calculado como o logaritmo da mediana dos valores de pixel do histograma segmentado [Schaetzing, 2004]. A Figura 6 mostra um exemplo de um histograma segmentado. O IgM é definido no contexto de uma Speed Class (SC), que é a sensibilidade do IP à radiação. A SC está relacionada com a exposição à radiação que o IP deve ser submetido para gerar uma imagem radiográfica aceitável [Willis, 2004], no sentido que, quanto maior a SC, menor será a exposição necessária para gerar uma imagem aceitável.

O IgM indica o quão perto a dose no IP está da dose esperada para o tipo de exame, o valor esperado do IgM para qualquer SC é em torno de 1,96 [Schaetzing, 2004], ao dobrar a dose absorvida tem-se um aumento de 0,30 do IgM, da mesma forma, se dobrarmos a SC para uma exposição constante, teremos um acréscimo do IgM de 0,30 [Lança L, 2008]. Isto significa que, se em um exame obtivermos um valor de IgM igual a 2,26, a dose absorvida nesse exame foi o dobro da esperada para um exame normal.

Também é possível obter de uma região (ROI – Region of interest) selecionada pelo usuário, a mediana dos níveis de cinza na região, esse valor é chamado de SAL (Scan Average Level) e a Equação 2 mostra sua relação com o IgM para imagens de 12 bits [AAPM, 2006].

$$IgM = 3,2768 - \log \left[ \left( \frac{4095}{SAL} \right)^2 \right] \quad (2)$$

A partir da Equação 2, usando a propriedade de potência de logaritmo, chegamos a Equação 3.

$$lgM = 2 \log(SAL) - 3,9477 \quad (3)$$

A relação entre o SAL de 12 bits e a SC é conhecida na literatura [AAPM, 2006], e é dada pela Equação 4.

$$SAL(SC) = SAL(SC = 200) \cdot \left(\frac{SC}{200}\right)^{0,5} \quad (4)$$

A relação entre o lgM, a dose absorvida e a SC é mostrada na Equação 5 [AAPM, 2009].

$$lgM = 1,9607 + \log\left[\frac{Dose(\mu Gy)}{2,5}\right] + \log\left[\frac{SC}{400}\right] \quad (5)$$

Na Equação 5, ao utilizarmos uma SC = 400 ( $\log(SC/400) = 0$ ), obtemos a Equação 6.

$$lgM = 1,9607 + \log[Dose(\mu Gy)] - \log(2,5) = 1,5627 + \log[Dose(\mu Gy)] \quad (6)$$

Supondo que o termo da Equação 5 que depende da dose é constante (C), obtemos a Equação 7.

$$\begin{aligned} lgM &= 1,9607 + \log\left[\frac{SC}{400}\right] + C = 1,9607 + \log(SC) - \log(400) + C \\ &= \log(SC) - 0,64 + C = \log(SC) + k \end{aligned} \quad (7)$$

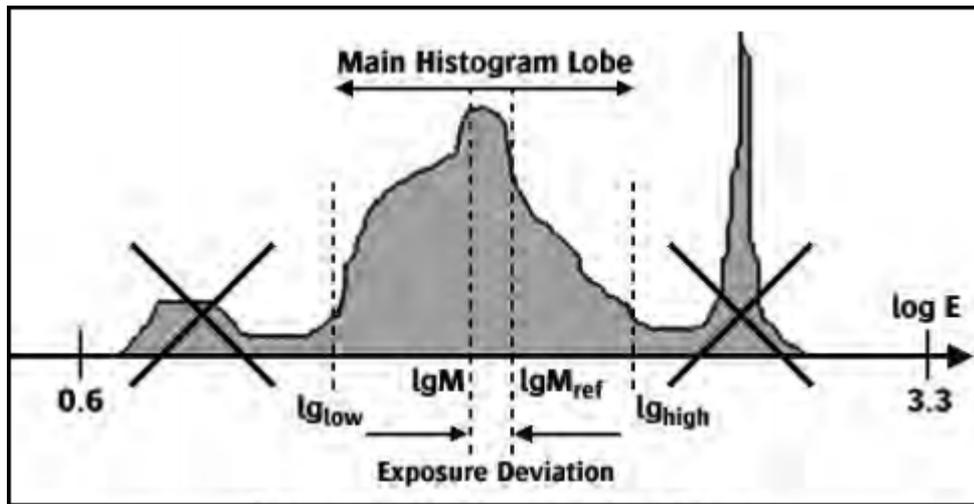


Figura 6: Exemplo da segmentação de um histograma de níveis de cinza de uma imagem.  
Fonte: [AAPM, 2009]

### 2.7.2. Sistemas da Fuji e Philips

A Fuji fornece um indicador chamado Sensitivity Number (S), inversamente proporcional à exposição do IP, nas condições de irradiação com 80 kV de tensão aplicada, e sem filtração adicional, a relação entre o S e a exposição é dada pela Equação 5 [AAPM, 2009].

$$S = \frac{200}{\text{Exposição}(mR)} \quad (8)$$

A Philips fornece um indicador chamado Exposure Index (EI), que é definido como inversamente proporcional ao Kerma no ar, essa relação é dada pela Equação 9 [AAPM, 2009].

$$EI = \frac{1000}{\text{Kerma}(\mu\text{Gy})} \quad (9)$$

Esses indicadores são calculados por algoritmos que analisam o histograma de valores de pixels, e estão relacionados com o valor médio do histograma segmentado [Neitzel, 2004].

## 3. Materiais e métodos

### 3.1. O sistema CR

O sistema CR é composto por uma unidade de leitura de IP, uma estação de trabalho, um programa de aquisição de imagens e placas de fósforos de diferentes tamanhos inseridas em seus respectivos cassetes.

Ao ser introduzido na unidade de leitura o cassete é aberto, a placa é retirada e lida. Após a leitura, o IP é apagado, colocado novamente dentro do cassete e devolvido ao usuário pronto para ser reutilizado. Na estação de trabalho estão instalados os programas de aquisição e análise de imagens.

Nas irradiações realizadas no laboratório de dosimetria do Instituto de Física da USP, foi utilizado o sistema de radiografia computadorizada fabricado pela Agfa, modelo CR30-X. Para aquisição e tratamento das imagens foi utilizado o programa Nx da Agfa, com ele é possível saber os valores de SAL e IgM, escolher o tipo de exame a ser realizado, editar as imagens, entre outras funcionalidades. As imagens são alocadas e mostradas no Nx com 15 bits e podem ser exportadas com 15 ou 12 bits, nos formatos jpeg e DICOM, este último, muito utilizado em radiologia.

Os cassetes utilizados por esse sistema são os modelos MD4.0T da Agfa, no laboratório tínhamos disponíveis nos tamanhos 35 x 43 cm<sup>2</sup> e 24 x 30 cm<sup>2</sup>, e ambos foram utilizados nesse trabalho. As placas de fósforo são feitas de (Ba,Sr)FBr<sub>0,85</sub>I<sub>0,15</sub> dopadas com Eu, constituindo um polímero muito flexível [Agfa, 2007]. A Figura 7 apresenta a unidade leitora de IPs do CR, e a Figura 8 mostra a tela de edições do Nx.

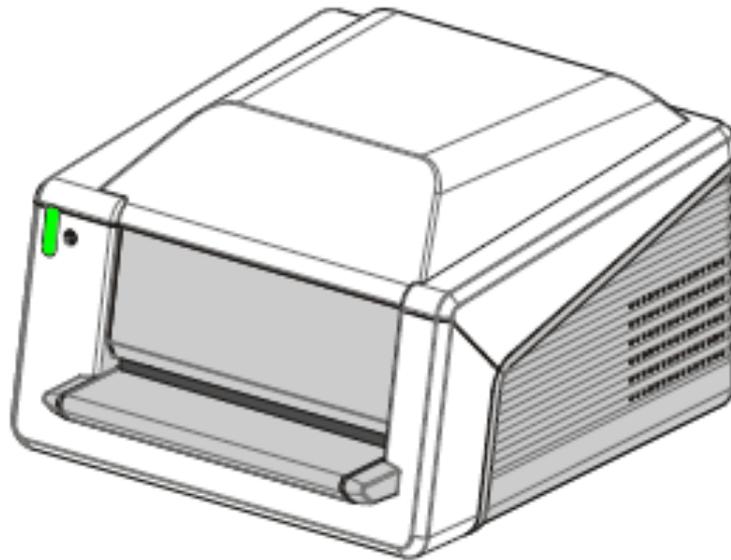


Figura 7: Unidade leitora de IPs do CR30-X.

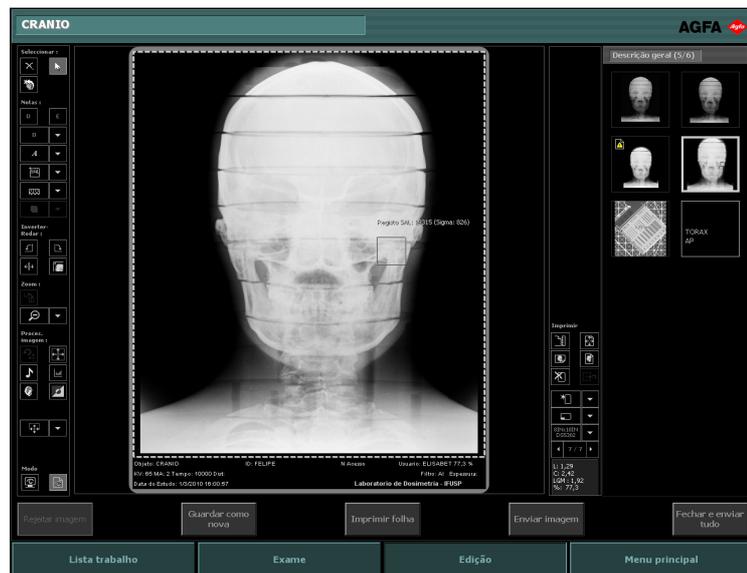


Figura 8: Tela de edição de imagens do programa Nx da Agfa.

Nas irradiações realizadas no Hospital das Clínicas em São Paulo, foi utilizado o sistema de radiografia computadorizada fabricado pela Fuji, modelo CR-IR357 (FCR Capsula X). Para a aquisição e o tratamento das imagens foi utilizado um software fabricado pela Philips, o qual calcula os indicadores S e EI. As imagens são alocadas em 12 bits. O cassete utilizado foi o modelo CC 35,4 x 43 cm<sup>2</sup> [FujiFilm, 2006].

### **3.2. O equipamento de raios X**

O equipamento de raios X utilizado nas irradiações no laboratório de dosimetria do IFUSP foi o modelo MG450 da Philips, este possui filtração inerente de 2,2 mm de berílio, intervalo de tensão de 20 – 420 kV e intervalo de corrente de 0 – 15 mA [Guimarães, 2005], e contém um sistema de refrigeração interno do óleo de resfriamento com base na circulação do óleo por um circuito de água externo ao sistema. Na irradiação realizada no Hospital das Clínicas foi utilizado o equipamento da Philips modelo Optimus 50, com filtração inerente de 2,5 mm de Al, intervalo de tensão de 40 – 150 kV e intervalo de carga de 5 – 850 mA.s.

### **3.3. Dosimetria com câmaras de ionização**

Neste experimento realizado no laboratório de dosimetria do IFUSP, foi utilizado um simulador homogêneo (dimensões externas 32x32x16 cm<sup>3</sup>), com paredes feitas de um polímero sintético (PMMA), termoplástico rígido, transparente, e de densidade 1,19 g/cm<sup>3</sup>. Ele foi preenchido com água e usado para simular um tórax humano. Este simulador é similar ao recomendado pela International Organization for Standardization - ISO [ISO, 1999]. A filtração adicional foi escolhida com base nos exames usuais de radiologia, assim como as faixas de tensão e corrente, foram utilizados filtros de Cobre (Z = 29) com 0,5 mm de espessura e de Alumínio (Z = 13) com 2 e 4 mm de espessura. Para simular um exame usual de radiologia, o simulador foi posicionado a uma distância de 1,8 m do foco do feixe de raios X. Duas câmaras de ionização (Radcal; volumes 6 e 180 cm<sup>3</sup>, calibradas para feixes de radiologia) foram

usadas, e são mostradas na Figura 9. Para avaliar a dose de entrada, a câmara de 6 cm<sup>3</sup> foi posicionada a 1 m do foco do feixe, medindo a taxa de dose de radiação naquela posição. Para calcular a dose de entrada na posição de 1,8 m do foco do feixe foi utilizada a relação do inverso do quadrado da distância (ver equação 10). Para avaliar a dose de saída, a câmara de 180 cm<sup>3</sup> foi posicionada atrás do simulador, e mediu-se a dose acumulada durante a irradiação. O arranjo experimental é mostrado na Figura 10. Para cada irradiação foi feita uma imagem do simulador com o CR 30-X usando o cassete de dimensões 24x30 cm<sup>2</sup>.



**Figura 9: Câmaras de ionização.**

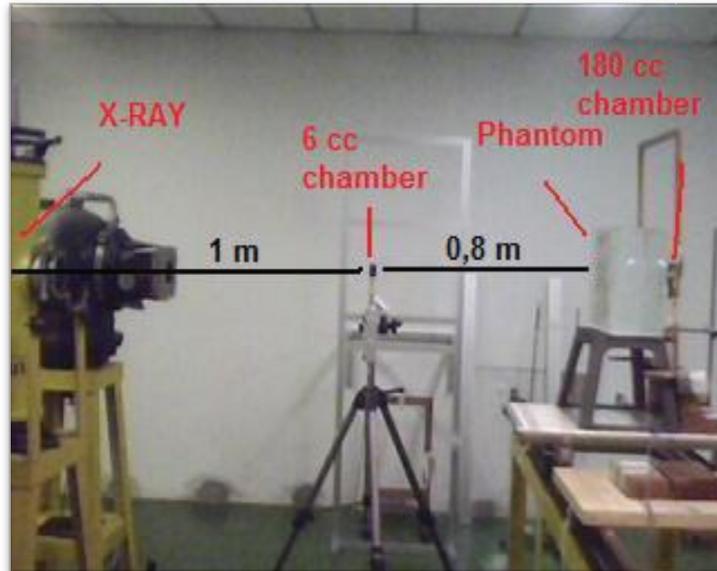


Figura 10: Arranjo experimental. Equipamentos (da direita para a esquerda): tubo de raios X, câmara de ionização de 6 cm<sup>3</sup>, simulador homogêneo e câmara de ionização de 180 cm<sup>3</sup>.

Para o cálculo da dose de entrada na pele (DEP) foi utilizada a Equação 10.

$$DEP = \frac{(dose\ na\ câmara\ pequena) \cdot 1,4}{(1,80^2)} \quad (10)$$

Onde o valor 1,4 é um fator de retro-espalhamento [ANVISA, 2005]. E para as medidas de SAL foi escolhida uma ROI em toda a imagem, para cada imagem adquirida do simulador.

### 3.4. Dosimetria termoluminescente

Na avaliação das doses de radiação no simulador antropomórfico foram utilizados dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF), com impurezas de magnésio e titânio, conhecido comercialmente como TLD-100; são dosímetros na forma de paralelepípedos de 3x3x1 mm<sup>3</sup>. Antes das irradiações, este grupo de 205 dosímetros sofreu o seguinte tratamento térmico:

- a) 400 °C em forno por 60 minutos.

- b) Resfriamento sobre placas metálicas até temperatura ambiente.
- c) 100 °C em forno por 120 minutos.
- d) Resfriamento sobre placas metálicas até temperatura ambiente.

Esse tratamento térmico visa suprimir picos residuais e é muito utilizado em aplicações dosimétricas.

A leitura dos dosímetros foi realizada em um sistema no laboratório de dosimetria do IFUSP, que aquece o dosímetro a uma taxa pré-determinada ao mesmo tempo em que detecta sua luz emitida. O sistema possui uma cavidade metálica (liga de platina) que serve como um porta-amostra, onde são colocados, um por vez, os dosímetros a serem lidos. Ao fechar a gaveta onde se encontra o porta-amostra, o dosímetro fica em uma câmara escura onde os fótons emitidos pelo dosímetro aquecido serão detectados por uma fotomultiplicadora EMI 9789B. Entre o dosímetro e a entrada da fotomultiplicadora foi colocado um filtro que permite somente a passagem de luz na faixa do azul. O sinal de saída é amplificado por um pré-amplificador SR445 (DC 300 MHz) e contado como pulsos no contador SR400. A temperatura do aquecimento é obtida com um termopar [Batista, 2011], o sistema também utiliza gás nitrogênio para evitar a oxidação da cavidade metálica.

O software que gerencia o sistema e realiza a aquisição dos dados foi desenvolvido no Laboratório de Dosimetria do IFUSP na plataforma Labview, com ele é possível selecionar a taxa de aquecimento, temperatura máxima de aquecimento e tempo de integração das contagens. No arquivo de saída temos o tempo em segundos, a temperatura em °C, a taxa de contagens de fótons em fótons por segundo e o número total de fótons contados a cada intervalo de amostragem. A Tabela 2 mostra a configuração utilizada do sistema de leitura TL. Para análise dos dados foi utilizado o software TLTools desenvolvido por Eduardo Yukihara [Yukihara, 2001], com ele é possível visualizar as curvas de emissão TL (contagens por temperatura de aquecimento), e determinar a temperatura de pico, a área sob a curva, entre outras opções.

**Tabela 2: Configuração do sistema de leituras TL.**

<b>Taxa de aquecimento (°C/s)</b>	5
<b>Intervalo de temperatura (°C)</b>	0 - 300
<b>Tempo de integração (s)</b>	0,2
<b>Número de pontos</b>	300
<b>Filtro</b>	Azul (Corning 4-70)

### 3.4.1. Simulador antropomórfico

O corpo de um paciente adulto típico foi simulado por um simulador antropomórfico (RANDO Phantom - RP) composto de um esqueleto humano natural (sem os membros superiores e inferiores) recoberto com um material de densidade  $0,985 \text{ g.cm}^{-3}$  e número atômico efetivo de 7,3, os pulmões têm o mesmo número atômico, mas densidade de  $0,32 \text{ g.cm}^{-3}$ , simulando a situação do tórax expandido e os pulmões cheios de ar.

O RP corresponde a um adulto típico com estatura de 1,73 m e peso corporal de 73,5 kg. Está dividido em 36 fatias de 2,5 cm de espessura, numeradas de 0 a 35 em ordem crescente a partir da cabeça [Freitas, 2000]. Cada fatia possui pequenos orifícios distribuídos a cada 3 cm ou 1,5 cm em seu interior, onde podem ser inseridos os dosímetros termoluminescentes. Originalmente criado para ser utilizado na avaliação de dose em pacientes submetidos a procedimentos em tratamentos de radioterapia, esse simulador tem sido viavelmente utilizado na dosimetria de pacientes que realizam exames de radiodiagnóstico [Shrimpton, 1981].

Os dosímetros utilizados dentro do simulador foram colocados em porta-dosímetros de formato cilíndrico, construídos especialmente para esse fim, e introduzidos nos orifícios das fatias que compõem os órgãos ou regiões de interesse (nesse caso, pulmões e coração). Cada porta-dosímetro tem suporte para um ou dois dosímetros, nos porta-dosímetros que cabiam dois dosímetros cada dosímetro era encaixado em uma extremidade do porta-dosímetro, e esse era introduzido verticalmente em um dos orifícios das fatias, de modo que os dois dosímetros

recebessem diretamente o feixe de radiação. O restante dos dosímetros, utilizados fora do simulador, foi lacrado em plástico com ferro quente.

Internamente, foram avaliadas as doses nos pulmões e no coração. Externamente foram avaliadas as doses de entrada (DEP) e saída do RP, assim como doses nos cristalinos. A dose na tireoide também foi avaliada externamente, fixando dosímetros na parte externa e frontal da fatia 9.

O RP foi irradiado nas posições pósterio-anterior (PA) e perfil (P). O posicionamento escolhido foi o usual em radiologia, 1,8 m de distância foco-cassete. Uma foto do RP é mostrada na Figura 11.

As irradiações foram divididas em três etapas:

- 1) Com o feixe filtrado por uma placa de 6 mm de Al, e técnicas escolhidas com base nas usualmente aplicadas em hospitais [Mello & Costa, 2007], esses dados são mostrados nas Figuras 12 a 15. Desses dados foram escolhidas as técnicas (tensão e carga) referentes aos exames de tórax (PA e P) e referentes ao biótipo do simulador antropomórfico (peso entre 60 e 80 kg). A Tabela 3 mostra os valores de tensões e cargas mais frequentemente utilizados para as incidências PA e P. Imagens foram feitas para cada tipo de exame usando o CR da Agfa, utilizando um cassete de tamanho 35x43 cm e uma grade anti-espalhamento (Doosung Digital, tamanho 30x40 cm, com 40 linhas/cm e razão 8:1).
- 2) Com o feixe filtrado por placas de Al desenvolvidas para feixes de qualidade RQR [Burger & Costa, 2012][IAEA, 2007], os filtros utilizados são descritos na Tabela 4. As técnicas utilizadas foram escolhidas visando obter através das imagens, um valor de IgM próximo de 1,96. Imagens foram feitas para cada tipo de exame usando o CR da Agfa, o cassete de tamanho 35x43 cm e a grade anti-espalhamento. Os itens 1) e 2) foram realizados no laboratório de dosimetria do IFUSP.
- 3) Irradiação realizada no Hospital das Clínicas em São Paulo, utilizando um CR da Fuji, com as técnicas usualmente aplicadas na rotina do hospital (mostradas na Tabela 5), e com filtração total de 2 mm de Al.



Figura 11: Simulador Antropomórfico.

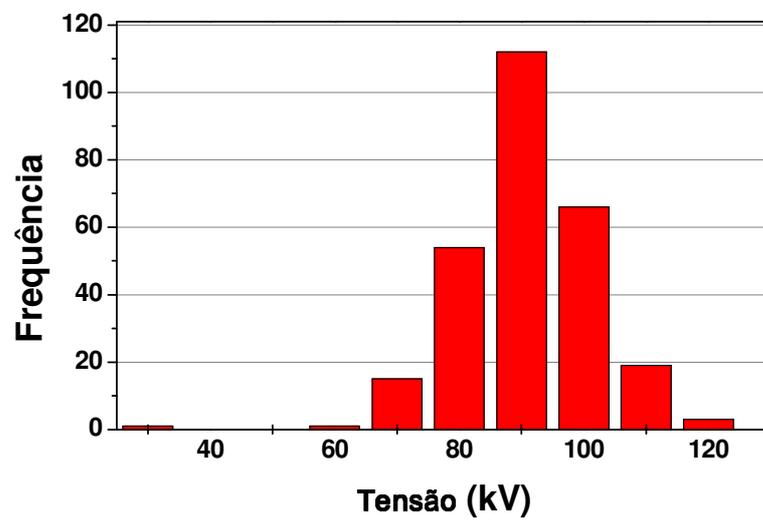


Figura 12: Tensões usadas em 271 exames de tórax PA para pacientes com peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].

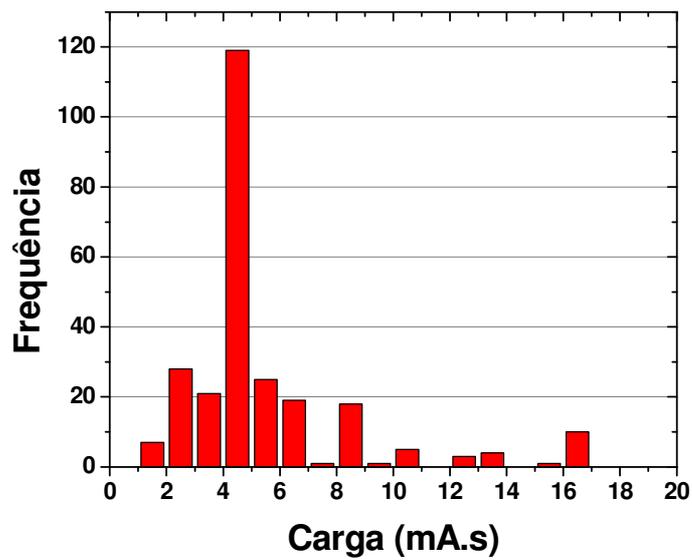


Figura 13: Cargas usadas em 271 exames de tórax PA para pacientes com peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].

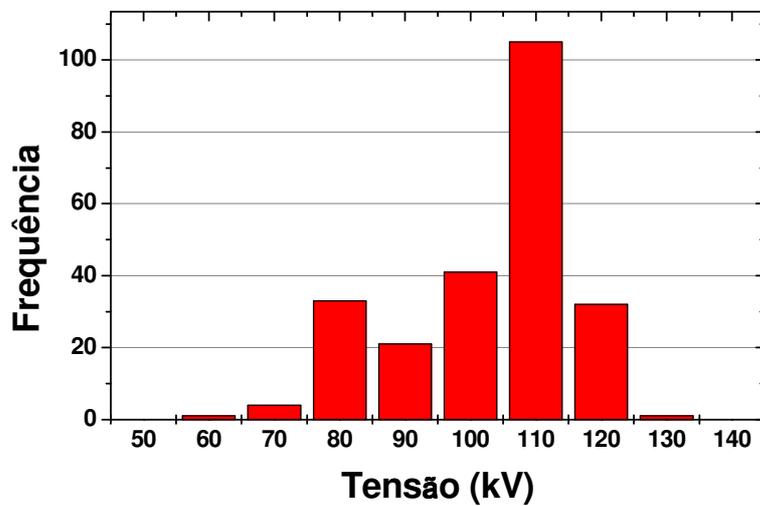


Figura 14: Tensões usadas em 238 exames de tórax P para pacientes com o peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].

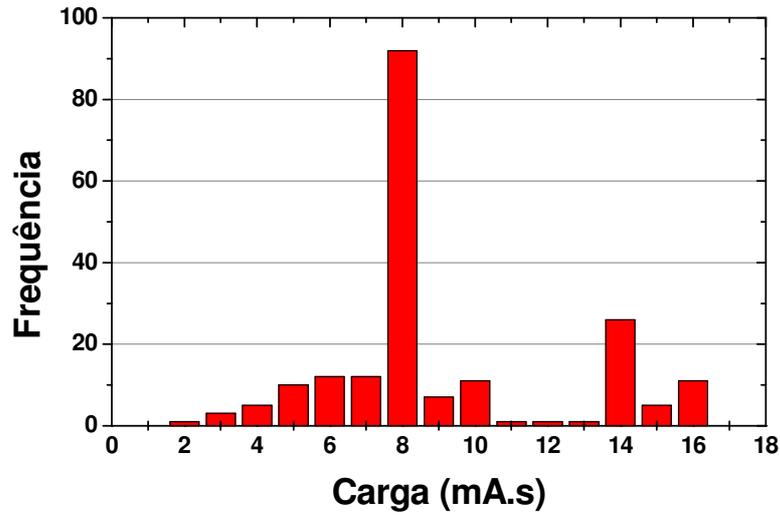


Figura 15: Cargas usadas em 238 exames de tórax P para pacientes com o peso entre 60 e 80 kg. Dados de [Mello & Costa, 2007].

Tabela 3: Técnicas escolhidas para as medidas de doses externas e internas na primeira etapa, a partir dos dados das Figuras 12 a 15.

Incidência	Tensão (kV)	Carga (mA.s)
PA	90	4
P	110	8

Tabela 4: Filtros para feixes de qualidade RQR utilizados na segunda etapa.

Qualidade	Espessura (mm de Al)	Tensão (kV)
RQR7	3,5	90
RQR8	3,7	100
RQR9	4,0	120

**Tabela 5: Técnicas utilizadas na rotina do Hospital das Clínicas, para as medidas de doses externas e internas na terceira etapa.**

<b>Incidência</b>	<b>Tensão (kV)</b>	<b>Carga (mA.s)</b>
PA	100	2,8
P	100	5,0

As doses absorvidas foram avaliadas em duas situações:

- Doses externas: dose absorvida na entrada da superfície da pele (DEP) posterior ou lateral direita do simulador, dose absorvida na saída da superfície da pele anterior ou lateral esquerda do simulador. Ambas aproximadamente no centro do campo.
- Doses nos órgãos: dose absorvida em uma determinada região ou órgão do corpo (tireoide, cristalino, pulmão e coração).

Devido à sensibilidade dos dosímetros TL, foram realizadas 10 irradiações para cada projeção. Após a realização da primeira irradiação, com a aquisição da imagem, aumentava-se 9 vezes o valor da carga e irradiava-se novamente o simulador, agora sem utilização do conjunto grade-cassete. Nas medidas no HC ao invés de aumentar a carga 9 vezes, foram realizadas 9 irradiações repetidas com a mesma carga.

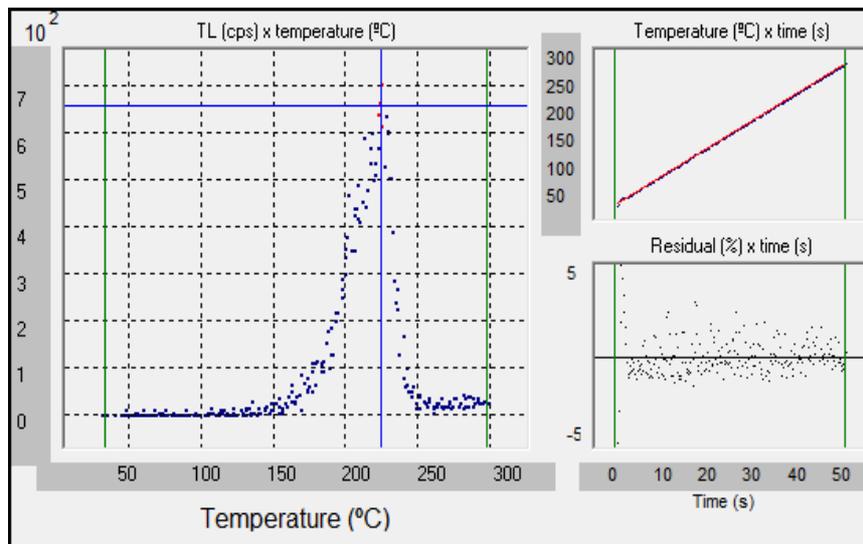
Os dosímetros TL utilizados para avaliar as doses nos órgãos e tecidos internos permaneceram no simulador durante as duas séries de irradiações (PA e P). Portanto, a dose obtida representa a soma das duas projeções.

### **3.4.2. Calibração dos dosímetros**

A intensidade TL relaciona-se com a dose absorvida através de uma curva de calibração. Para obter essa curva foram utilizados um feixe de raios X gerado pelo equipamento Philips MG450 no laboratório de dosimetria do IFUSP, uma câmara de ionização calibrada para feixes de radiologia (Radcal, 6 cm<sup>3</sup>), e dosímetros pertencentes ao mesmo grupo selecionado para a série de irradiações (PA e P).

Para construir a curva de calibração, seis grupos, com seis dosímetros cada, foram irradiados a uma taxa de dose no ar constante de aproximadamente  $14,0 \mu\text{Gy/s}$ , variando apenas o tempo de irradiação.

Foi utilizado o programa TLtools para visualizar e analisar as curvas de emissão TL, foi usada a relação entre dose e área sob o pico para fazer a calibração. A Figura 16 mostra a tela de análise do TLtools. O menor tempo usado para obter a curva de calibração foi 5 segundos, resultando em aproximadamente  $70 \mu\text{Gy}$  de dose para a taxa de  $14,0 \mu\text{Gy/s}$ , valores de doses menores que  $70 \mu\text{Gy}$  não serão incluídos nos resultados por suas áreas sob o pico TL estarem compatíveis com as áreas de leituras da radiação de fundo (ou Background), por isso esse será o limite de detecção.



**Figura 16:** Tela de análise do TLtools. Curva de emissão termoluminescente em função da temperatura do aquecimento.

### 3.5. Speed Class

No menu de configuração do NX é possível alterar o valor da SC para cada tipo de exame, podendo assumir diversos valores (mínimo 12 e máximo 1200). Com a finalidade de relacionar o IgM com a SC, foram fixadas as condições de irradiação em 90 kV de tensão, 4 mA.s de carga de trabalho e filtração adicional de 6 mm de Al. Em

seguida foram feitas imagens do RP na posição PA variando a SC do tipo de exame tórax PA nas configurações do NX.

Neste trabalho, quando não for citado o valor da SC configurada para o tipo de exame no qual a imagem é realizada, deve se considerar o valor padrão de 400.

### 3.6. Qualidade da imagem

Para avaliar a qualidade das imagens foi utilizada a Razão Sinal Ruído (Signal to Noise Ratio – SNR), que é uma relação entre o sinal obtido e seu respectivo ruído (incerteza do sinal), mostrando o quanto o ruído interfere no sinal. A SNR é uma razão entre o SAL e sua incerteza, mostrada na Equação 11. Para a medida do SAL foi escolhido uma ROI aproximadamente homogênea da imagem: uma ROI de toda a imagem quando utilizado o simulador homogêneo, e as ROI central e de toda a imagem quando utilizado o RP. Quando o ruído é baixo se comparado com o sinal, temos um alto valor de SNR, e melhor é a qualidade da imagem (exceto em casos de superexposições, onde a SNR é alta, mas a qualidade não é boa). A SNR é uma avaliação física da imagem e não representa a qualidade diagnóstica da imagem.

$$SNR = \frac{SAL}{\sigma_{SAL}} \quad (11)$$

## 4. Resultados e análise

### 4.1. Dosimetria com câmaras de ionização

#### 4.1.1. Relações entre a dose absorvida e os indicadores de exposição

As Tabelas 6, 7 e 8 mostram os valores de IgM, SAL e SNR das imagens do simulador homogêneo, e os valores de tensão, corrente e doses obtidos para os filtros de 0,5 mm de cobre, 2 mm e 4 mm de alumínio respectivamente, foi escolhida uma ROI em toda a imagem, e o Nx calculou o SAL e sua incerteza, e o IgM da respectiva imagem. A DEP foi calculada usando a Equação 10.

**Tabela 6: Resultados usando filtro de 0,5 mm de Cobre.**

IgM	SAL	$\sigma_{sal}$	Sinal/ruído (SAL/ $\sigma_{sal}$ )	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Taxa de dose* ( $\mu$ Gy/s)	Dose de Saída** ( $\mu$ Gy)	DEP*** ( $\mu$ Gy)
0,64	7603	645	11,8	80	0,5	1,0	0,2	2,2
0,97	10574	580	18,2	80	1,0	1,4	0,3	6,0
1,00	13193	596	22,1	100	0,5	2,3	0,4	4,9
1,29	16060	538	29,8	100	1,0	2,0	0,8	8,6
1,62	19445	588	33,1	100	2,0	5,0	1,9	21,6
0,63	6434	747	8,6	80	0,5	1,5	0,2	3,2
0,94	9494	683	13,9	80	1,0	1,1	0,4	4,7
1,24	12417	770	16,1	80	2,0	3,1	0,8	13,4
0,97	9833	695	14,1	100	0,5	2,7	0,4	5,8
1,27	12755	714	17,9	100	1,0	2,7	0,8	11,6
1,59	16100	612	26,3	100	2,0	6,1	1,9	26,3
1,23	12468	618	20,2	120	0,5	4,9	0,9	10,6
1,53	15474	619	25,0	120	1,0	4,8	1,7	20,7
1,74	17527	718	24,4	120	1,5	8,3	2,8	35,8
1,53	15267	670	22,8	120	1,0	10,3	1,8	22,2
1,86	18801	470	40,0	120	2,0	10,9	3,6	47,1
1,63	16497	627	26,3	120	1,3	13,3	2,2	28,7
* Medida com a câmara de 6 cm <sup>3</sup> .								
** Medida com a câmara de 180 cm <sup>3</sup> .								
*** Calculada utilizando a Equação 10.								

Tabela 7: Resultados usando filtro de 2 mm de Al.

IgM	SAL	$\sigma_{sal}$	Sinal/ruído (SAL/ $\sigma_{sal}$ )	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Taxa de dose* ( $\mu\text{Gy/s}$ )	Dose de Saída** ( $\mu\text{Gy}$ )	DEP*** ( $\mu\text{Gy}$ )
1,23	10813	652	16,6	100,0	0,5	11,5	0,7	24,8
1,53	13807	569	24,3	100,0	1,0	9,0	1,4	38,8
1,85	17107	638	26,8	100,0	2,0	20,0	3,4	86,4
0,97	10357	644	16,1	80,0	0,5	7,0	0,4	15,1
1,26	13260	670	19,8	80,5	1,0	6,3	0,9	27,2
1,45	16372	614	26,6	80,5	1,5	11,2	1,5	48,4
1,55	15357	649	23,6	80,5	2,0	14,7	1,9	63,5
1,32	14123	655	21,5	80,5	1,3	19,1	1,1	41,2
1,42	15206	594	25,6	100,0	0,8	15,8	1,3	34,1
1,75	18216	619	29,4	100,0	1,5	15,2	2,8	65,6
1,52	16160	627	25,8	100,0	1,0	20,2	1,7	43,6
1,66	17167	633	27,1	100,0	1,3	26,9	2,3	58,1
1,98	20578	642	32,0	100,0	2,5	27,2	4,6	117,5
1,49	15644	667	23,4	120,0	0,5	16,2	1,5	35,0
1,78	18622	629	29,6	120,0	1,0	11,9	2,9	51,4
1,68	17663	657	26,8	120,0	0,8	26,4	2,4	57,0
* Medida com a câmara de 6 cm <sup>3</sup> . ** Medida com a câmara de 180 cm <sup>3</sup> . *** Calculada utilizando a Equação 10.								

Tabela 8: Resultados usando um filtro de 4 mm de Al.

lgM	SAL	$\sigma_{sal}$	Sinal/ruído (SAL/ $\sigma_{sal}$ )	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	Taxa de dose* ( $\mu$ Gy/s)	Dose de Saída** ( $\mu$ Gy)	DEP*** ( $\mu$ Gy)
0,87	9507	694	13,7	80	0,5	3,4	0,3	7,3
1,49	15510	677	22,9	80	2,0	7,7	1,4	33,3
1,59	16599	683	24,3	80	2,0	10,0	1,9	43,2
1,16	12506	666	18,8	100	0,5	4,8	0,7	10,4
1,49	15671	580	27,0	100	1,0	11,5	1,4	24,8
1,77	18816	677	27,8	100	2,0	11,8	3,0	50,9
1,59	16696	646	25,8	100	1,3	15,6	1,9	33,7
1,43	15006	638	23,5	120	0,5	10,3	1,3	22,2
1,62	16971	613	27,7	120	1,0	8,3	2,5	35,8
1,91	20027	631	31,7	120	0,8	13,3	2,0	28,7
1,72	18035	614	29,4	120	1,5	13,2	4,1	57,0
1,72	18028	563	32,0	120	1,0	18,0	2,5	38,9
2,05	21247	605	35,1	120	2,0	17,3	5,3	74,7
1,82	19046	624	30,5	120	1,3	23,5	3,2	50,8
* Medida com a câmara de 6 cm <sup>3</sup> .								
** Medida com a câmara de 180 cm <sup>3</sup> .								
*** Calculada utilizando a Equação 10.								

A Figura 17 mostra a relação entre o lgM e a DEP variando a filtração adicional, e a Figura 18 mostra o comportamento da SNR com a DEP. As Figuras 19 e 20 mostram respectivamente a variação da dose de saída com a DEP, e o comportamento do lgM com a dose de saída para as três filtrações. Ajustando uma reta ao gráfico da Figura 20, obtemos os parâmetros mostrados na Tabela 9.

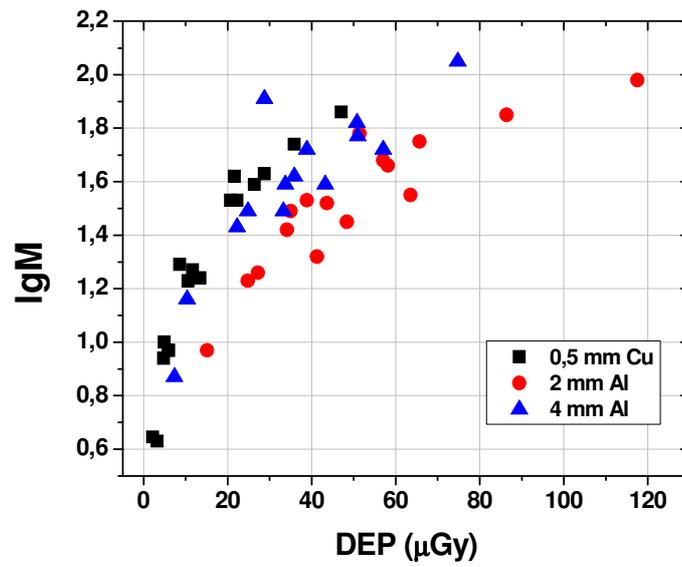


Figura 17: Relação entre IgM e DEP para os três filtros utilizados.

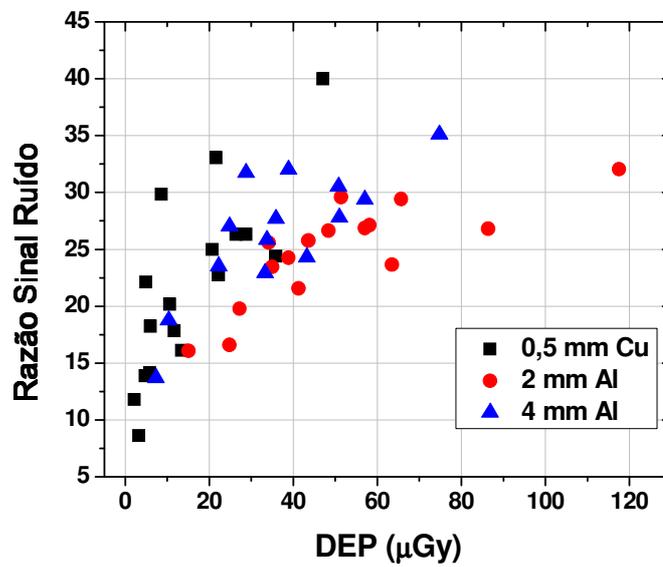


Figura 18: Relação entre a razão sinal ruído e a DEP para os três filtros utilizados.

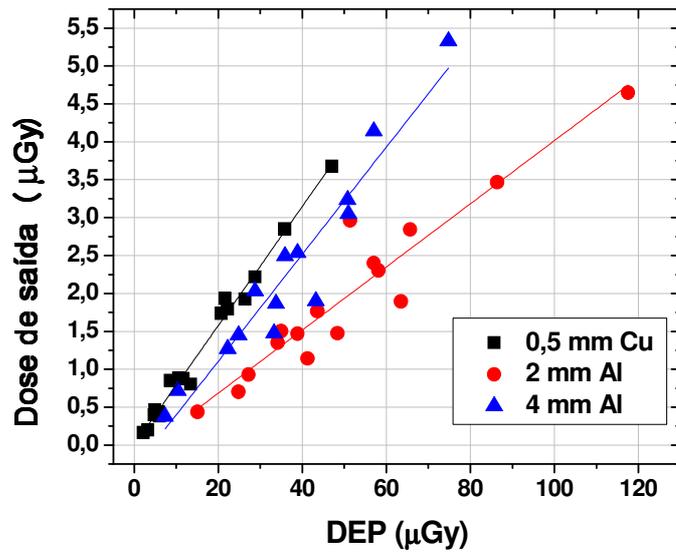


Figura 19: Relação entre dose de saída e DEP para cada filtro.

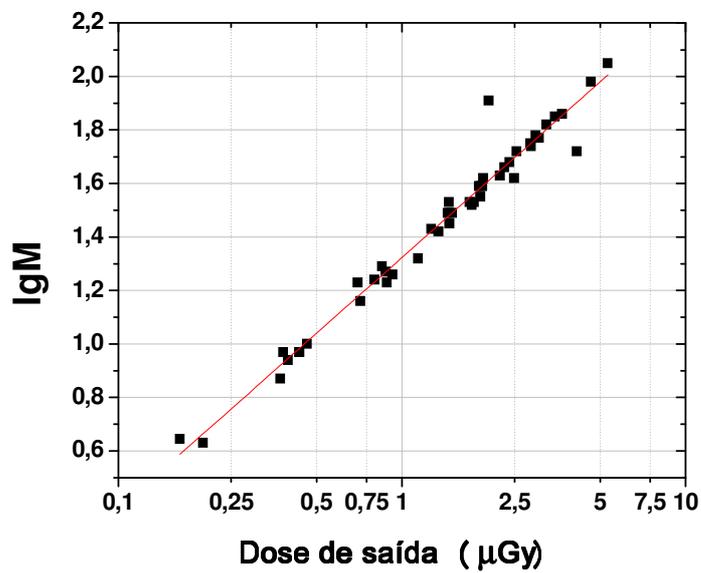


Figura 20: Relação entre IgM e dose de saída.

Tabela 9: Ajuste linear da Figura 20.

Ajuste do tipo $\lg M = a \log(\text{dose de saída}) + b$			
a	$\sigma_a$	b	$\sigma_b$
0,933	0,053	1,325	0,026

#### 4.1.2. Relação entre o SAL e o lgM

A Figura 21 mostra a relação experimental entre o SAL e o lgM para uma imagem de 15 bits.

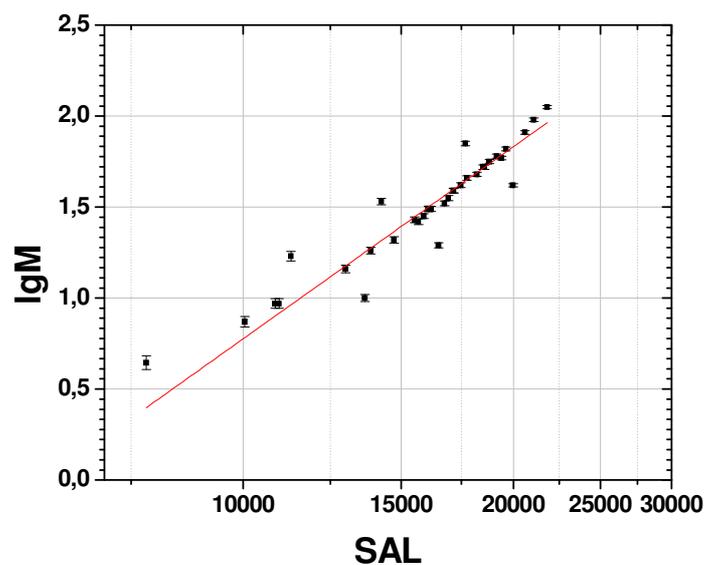


Figura 21: Relação entre o SAL 15 bits de toda a imagem e o lgM.

$$\text{Ajuste: } \lg M = (3,50 \pm 0,24) \cdot \log(\text{SAL}) - (13,2 \pm 1,0)$$

## 4.2. Dosimetria termoluminescente

### 4.2.1. Curva de emissão TL

A Figura 22 mostra uma curva de emissão termoluminescente de um dosímetro TLD-100 posicionado na entrada da pele do RP e no centro do campo do feixe de irradiação, com a seguinte técnica de irradiação utilizada: filtro de 6 mm de Al; incidência P; 120 kV de tensão; e 10 mA.s de carga.

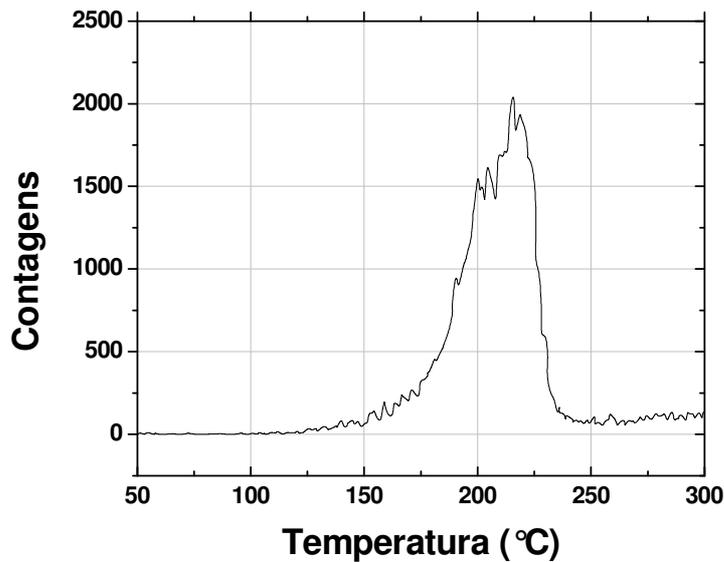


Figura 22: Exemplo de curva de emissão TL.

#### 4.2.2. Calibração dos dosímetros

Para cada dia de medições de dose utilizando os dosímetros TL foi feita uma curva de calibração. Uma das curvas de calibração é mostrada na Figura 23, a Tabela 10 mostra os coeficientes angulares e lineares obtidos em cada calibração, as técnicas utilizadas e as datas das calibrações. Todas as calibrações foram feitas utilizando como referência a dose obtida com a câmara de ionização de 6 cm<sup>3</sup> posicionada a 1,80 m do foco do feixe.

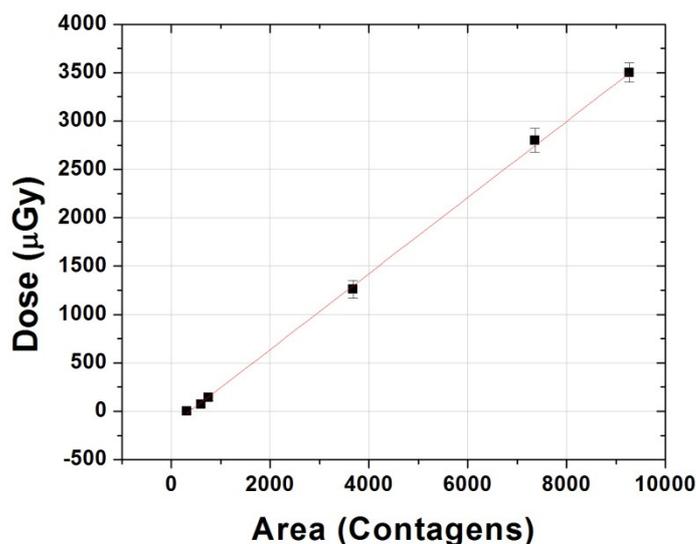


Figura 23: Curva de calibração obtida em 10/09/2011, dia em que foram medidas as doses internas nos órgãos usando o filtro de 6 mm de Al.

Tabela 10: Coeficientes angulares (a) e lineares (b) das curvas de calibração, suas respectivas incertezas (calculadas pelo programa OriginPro 8), e as técnicas utilizadas na calibração.

Dose = a.Área + b								
Data da calibração	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Espessura do filtro (mm de Al)	Taxa de dose (μGy/s)	a (μGy/contagens)	$\sigma_a$ (μGy/contagens)	b (μGy)	$\sigma_b$ (μGy)
10/09/2011	90	1,00	6,0	14,3	0,3928	0,0066	-147	11
11/05/2012	90	1,00	6,0	14,5	0,3811	0,0049	-48	2
18/06/2012	100	0,55	3,7	14,1	0,3436	0,0082	-45	2
21/06/2012	100	0,55	3,7	14,1	0,342	0,011	-55	2
02/07/2012	100	0,55	3,7	14,6	0,3704	0,0050	-73	6

#### 4.2.3. Doses externas

Externamente foram avaliadas as doses de entrada e de saída. Os valores de referência para a DEP utilizados como fatores de comparação são 0,4 mGy e 1,5 mGy para exames de tórax PA e P respectivamente [ANVISA, 2005].

As Tabelas 11 e 12 mostram as técnicas utilizadas na primeira e segunda etapa respectivamente, juntamente com os valores de doses obtidos, o IgM, SAL e sua incerteza. O SAL calculado pelo Nx foi obtido de uma ROI selecionada no centro da imagem (região da imagem equivalente à disposição dos dosímetros TL no RP).

**Tabela 11: Técnicas utilizadas na primeira etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.**

Incidência	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	DEP (mGy)	$\sigma_{DEP}$ (mGy)	Dose de saída (mGy)	$\sigma_{Dose\ de\ saída}$ (mGy)	IgM	SAL central	$\sigma_{sal}$
P	110	8	0,361	0,023	0,01564	0,00059	1,48	16002	681
P	120	8	0,430	0,013	0,0184	0,0053	1,61	17065	671
P	120	10	0,5662	0,0086	0,0234	0,0010	1,71	18157	761
PA	100	4	0,1325	0,0065	0,0118	0,0024	1,73	13418	328
PA	80	4	0,0729	0,0039	0,0044	0,0031	1,36	10003	399
PA	90	4	0,0995	0,0050	0,00845	0,00085	1,57	11776	385

**Tabela 12: Técnicas utilizadas na segunda etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.**

Incidência	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	DEP (mGy)	$\sigma_{DEP}$ (mGy)	Dose de saída (mGy)	$\sigma_{Dose\ de\ saída}$ (mGy)	IgM	SAL central	$\sigma_{sal}$
P	100	8	0,4379	0,0090	0,0082	0,0012	1,30	13181	328
P	120	14	1,024	0,040	0,0224	0,0018	1,83	19515	285
P	120	20	1,657	0,051	0,0317	0,0048	1,95	20713	279
P	120	8	0,582	0,015	0,0138	0,0010	1,58	16330	921
PA	100	5	0,231	0,013	0,0094	0,0019	1,80	14202	282
PA	120	4	0,237	0,019	0,0147	0,0011	1,92	16220	233
PA	90	4	0,159	0,010	0,0067	0,0020	1,56	11545	348

Ao relacionar a dose de saída com o IgM para as duas primeiras etapas, nas quais foi utilizado o CR da Agfa, foi observada uma tendência logarítmica diferente para cada tipo de exame (P ou PA), isso é mostrado na Figura 24 e nos parâmetros de ajuste da Tabela 13. A Tabela 14 mostra os valores de SNR de toda a imagem e de SNR

central para os IgMs obtidos. Foi observada uma curva de SNR da imagem toda por IgM diferente para cada exame, isso é mostrado na Figura 25, a SNR da região central em relação ao IgM é mostrada na Figura 26. A relação entre o SAL da região central e a dose de saída é mostrada na Figura 27, e os parâmetros do ajuste da Figura 27 são mostrados na Tabela 14. A Figura 28 mostra a relação entre o SAL da região central e a DEP, e a Tabela 15 mostra os parâmetros da curva ajustada vista na Figura 28.

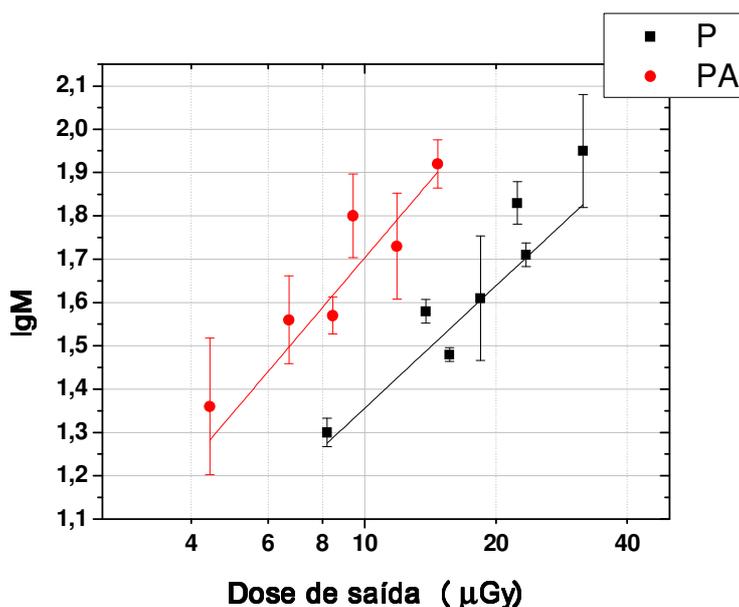


Figura 24: Relação entre o IgM e a dose de saída para cada tipo de exame.

Tabela 13: Parâmetros do ajuste mostrado na Figura 24, as incertezas foram calculadas pelo programa OriginPro.

Ajuste: $IgM = a * \log(Dose\ de\ saída) + b$				
Incidência	a	$\sigma_a$	b	$\sigma_b$
P	0,93	0,23	0,42	0,27
PA	1,18	0,22	0,52	0,22

Tabela 14: Valores da razão sinal ruído de toda a imagem e da razão sinal ruído no centro.

Incidência	IgM	SNR total	SNR central
P	1,30	2,03	40,18
P	1,83	3,38	68,47
P	1,95	3,82	74,24
P	1,58	2,71	17,73
P	1,48	2,52	23,49
P	1,61	2,79	25,43
P	1,71	3,01	23,85
PA	1,80	4,88	50,36
PA	1,92	5,81	69,61
PA	1,56	4,05	33,17
PA	1,73	4,72	40,90
PA	1,36	3,27	25,07
PA	1,57	3,83	30,58

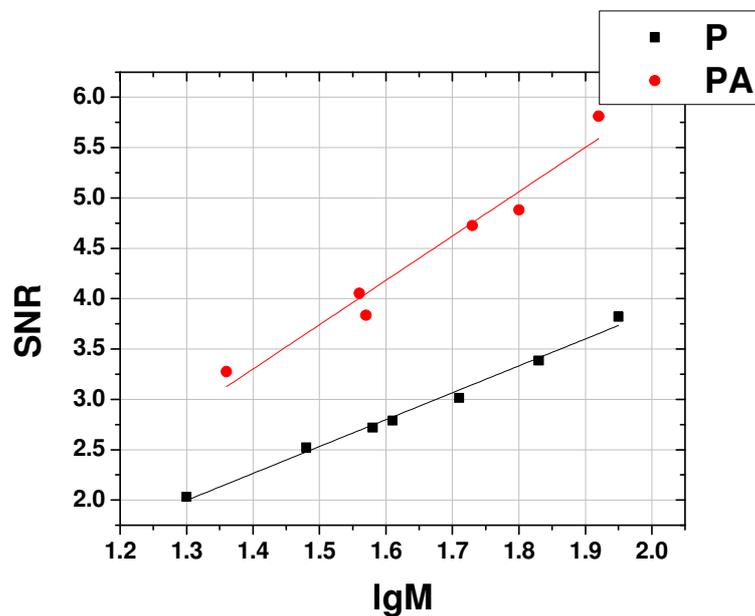


Figura 25: Razão Sinal Ruído da imagem inteira em relação ao IgM para cada exame.  
 Parâmetros dos ajustes: P:  $SNR = (2,67 \pm 0,11)IgM + (-1,47 \pm 0,20)$ ; PA:  $SNR = (4,40 \pm 0,43)IgM + (-2,86 \pm 0,72)$ .

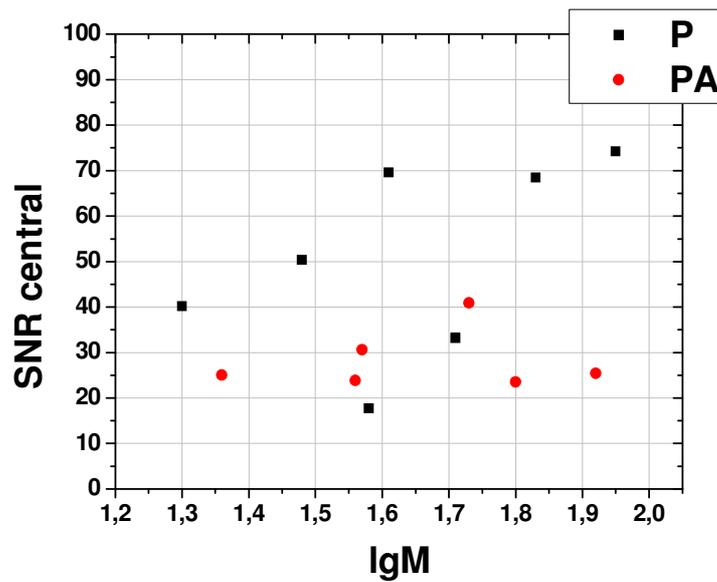


Figura 26: Razão Sinal Ruído de uma região central da imagem em relação ao IgM para cada exame.

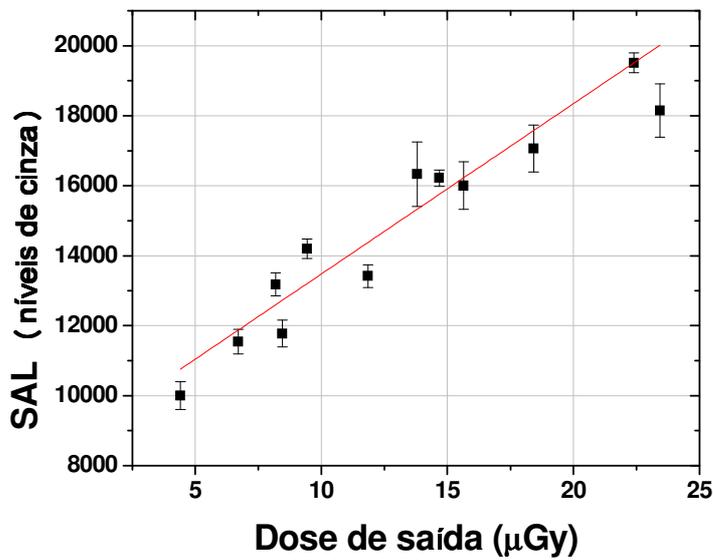


Figura 27: Relação entre o SAL de uma região central das imagens em 15 bits do programa NX com as doses de saída do simulador.

Tabela 15: Coeficientes do ajuste da Figura 27.

<b>SAL15 = a*DOSE DE SAÍDA + b</b>			
<b>a</b> (níveis de cinza/ $\mu$ Gy)	$\sigma_a$ (níveis de cinza/ $\mu$ Gy)	<b>b</b> (níveis de cinza)	$\sigma_b$ (níveis de cinza)
486	19	$8,61 \times 10^3$	$0,26 \times 10^3$

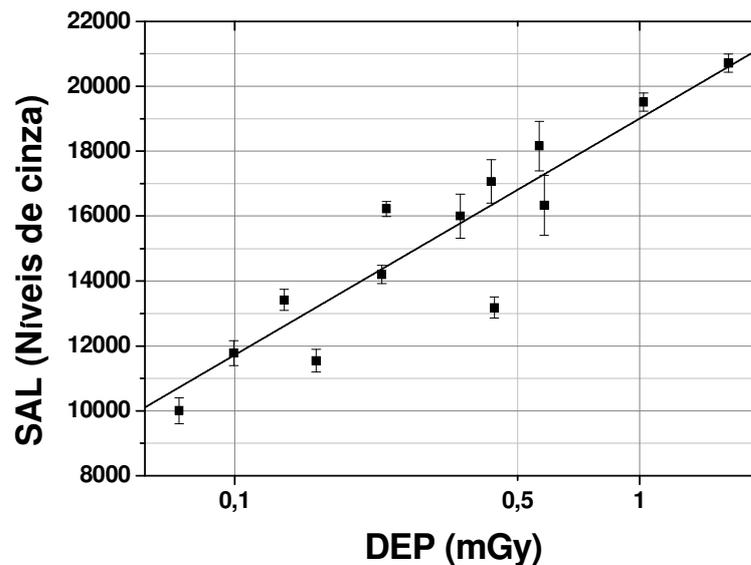


Figura 28: Relação entre o SAL de uma região central em 15 bits e a DEP do simulador.

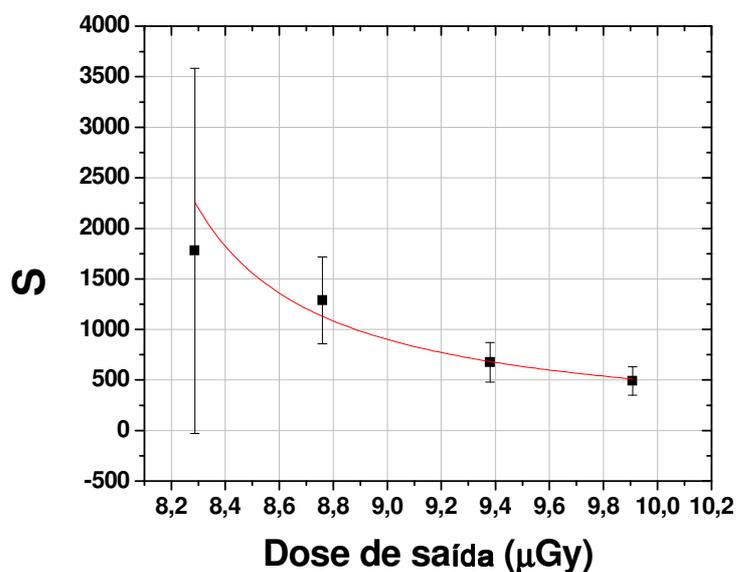
Tabela 16: Parâmetros do ajuste da Figura 28.

<b>SAL15 = a*log(DEP) + b</b>			
<b>a</b> (níveis de cinza/mGy)	$\sigma_a$ (níveis de cinza/mGy)	<b>b</b> (níveis de cinza)	$\sigma_b$ (níveis de cinza)
$7,28 \times 10^3$	$1,01 \times 10^3$	$19,00 \times 10^3$	$0,65 \times 10^3$

Os valores de dose de entrada e saída referentes à terceira etapa são mostrados na Tabela 17. A Figura 29 mostra a relação entre o indicador S e a dose de saída, e a Figura 30 mostra a relação entre o indicador EI e a dose de saída.

**Tabela 17: Técnicas utilizadas na terceira etapa, as medidas de DEP, dose de saída, IgM e SAL 15 bits.**

Incidência	Tensão (kV)	Carga (mA.s)	DEP (mGy)	$\sigma_{DEP}$ (mGy)	Dose de saída (mGy)	$\sigma_{Dose\ de\ saída}$ (mGy)	S	EI
P	100	5,0	0,3026	0,0054	0,0083	0,0015	1778	517
P	110	5,0	0,336	0,036	0,00876	0,00095	1288	722
PA	100	2,8	0,130	0,014	0,0094	0,0010	676	319
PA	110	2,8	0,1558	0,0041	0,0099	0,0011	490	424



**Figura 29: Relação entre o indicador S e a dose de saída.**

Embora tenhamos apenas quatro pontos para ajustar, o indicador S é definido pela equação 8 como inversamente proporcional à exposição, por isso foi feito um ajuste seguindo essa tendência, e a função ajustada no gráfico da Figura 29 é uma hipérbole dada pela Equação 12. Os parâmetros do ajuste obtidos pelo programa OriginPro, são mostrados na Tabela 18.

$$f(x) = \frac{a}{1 + bx} \quad (12)$$

Tabela 18: Parâmetros do ajuste da Figura 29.

Ajuste: $S = a/(1 + bDose)$			
a	$\sigma_a$	b (1/ $\mu$ Gy)	$\sigma_b$ (1/ $\mu$ Gy)
-136	19	-0,1279	0,0025

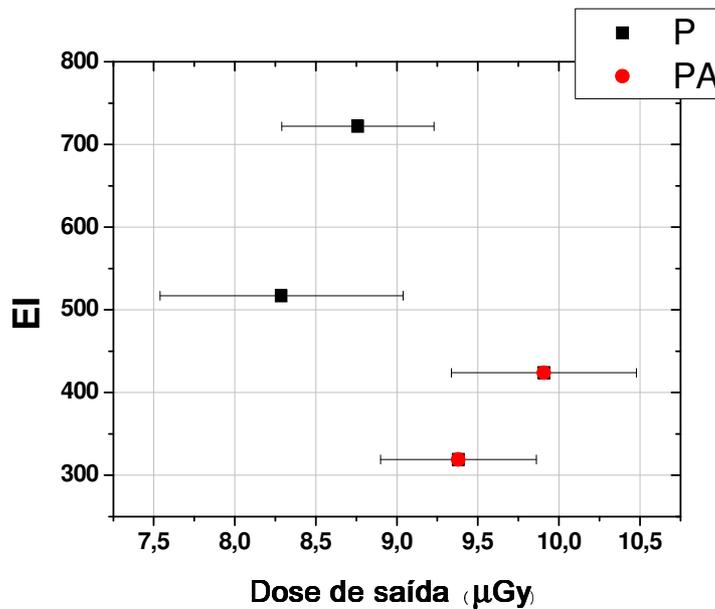


Figura 30: Relação entre o indicador EI e a dose de saída.

Nenhuma curva foi ajustada na Figura 30, pois devido ao pequeno número de pontos, não foi observada nenhuma tendência, apenas percebe-se aparentemente um comportamento diferente para cada incidência.

#### 4.2.4. Doses nos órgãos

As doses médias por fatia do RP obtidas na primeira, segunda e terceira etapa para os órgãos são mostradas nas Figuras 31 a 33. Nas Figuras 34 a 36 são mostrados os Histogramas de doses no pulmão e no coração. Na Tabela 19 são mostrados os valores médios das doses em todos os órgãos, juntamente com a porcentagem da DEP para cada incidência.

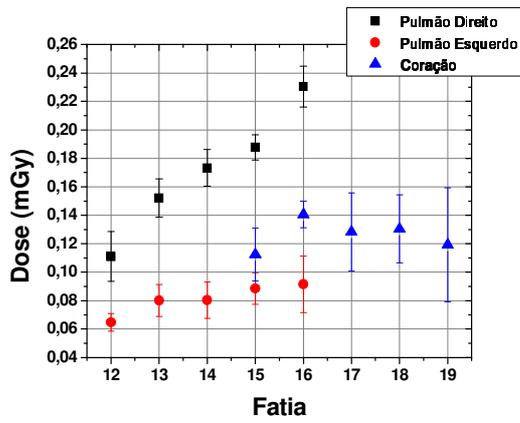


Figura 31: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na primeira etapa.

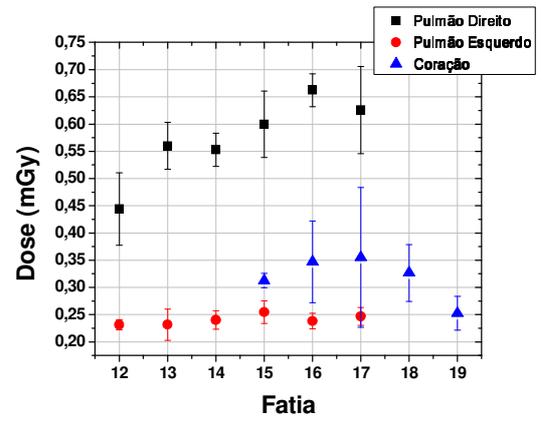


Figura 32: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na segunda etapa.

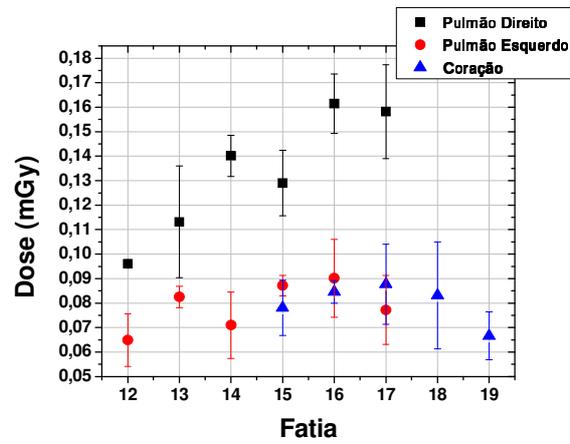


Figura 33: Dose média distribuída nos órgãos por fatia do RP na terceira etapa.

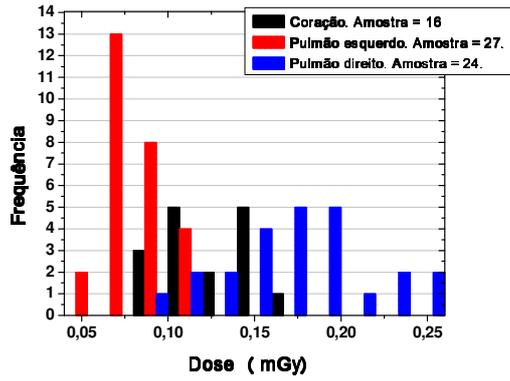


Figura 34: Distribuição de dose nos órgãos na primeira etapa.

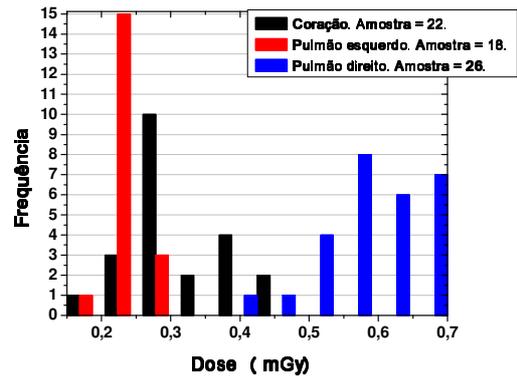


Figura 35: Distribuição de dose nos órgãos na segunda etapa.

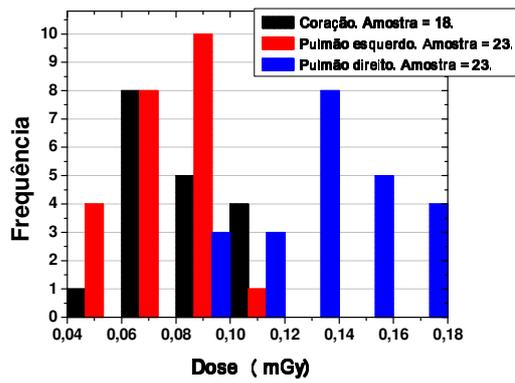


Figura 36: Distribuição de dose nos órgãos na terceira etapa.

**Tabela 19: Dose média nos órgãos, e o percentual da DEP PA e P em cada etapa.**

Técnicas utilizadas: Etapa 1: PA – 90 kV e 4 mA.s; P – 110 kV e 8 mA.s; Etapa 2: PA – 120 kV e 4 mA.s; P – 120 kV e 20 mA.s; Etapa 3: PA – 100 kV e 2,8 mA.s; P – 100 kV e 5 mA.s.

		Dose (mGy)	$\sigma_{Dose}$ (mGy)	% da DEP (PA)	% da DEP (P)
<b>Coração</b>	<b>Etapa 1</b>	0,126	0,026	127%	35%
	<b>Etapa 2</b>	0,314	0,075	133%	19%
	<b>Etapa 3</b>	0,081	0,015	62%	27%
<b>Pulmão esquerdo</b>	<b>Etapa 1</b>	0,082	0,015	83%	23%
	<b>Etapa 2</b>	0,240	0,019	101%	14%
	<b>Etapa 3</b>	0,077	0,014	59%	26%
<b>Pulmão direito</b>	<b>Etapa 1</b>	0,173	0,041	174%	48%
	<b>Etapa 2</b>	0,582	0,078	246%	35%
	<b>Etapa 3</b>	0,135	0,025	103%	44%
<b>Cristalino direito</b>	<b>Etapa 1</b>	0,0105	0,0013	11%	3%
	<b>Etapa 2</b>	0,0414	0,0047	17%	2%
	<b>Etapa 3</b>	*			
<b>Cristalino esquerdo</b>	<b>Etapa 1</b>	0,0074	0,0018	7%	2%
	<b>Etapa 2</b>	0,0303	0,0070	13%	2%
	<b>Etapa 3</b>	*			
<b>Tireoide</b>	<b>Etapa 1</b>	0,226	0,015	228%	63%
	<b>Etapa 2</b>	0,90	0,13	381%	54%
	<b>Etapa 3</b>	0,145	0,027	112%	48%
* Valor abaixo do limite de detecção.					

### 4.3. Relação entre a Speed Class e o IgM

A Figura 37 mostra o comportamento do IgM ao variar a SC, mantendo fixas as condições de irradiação (ver item 3.5.). A Figura 38 mostra a relação entre a SNR (calculada com o SAL de toda a imagem) e a SC para as mesmas imagens. Os parâmetros referentes à reta encontrada na Figura 37 são mostrados na Tabela 20.

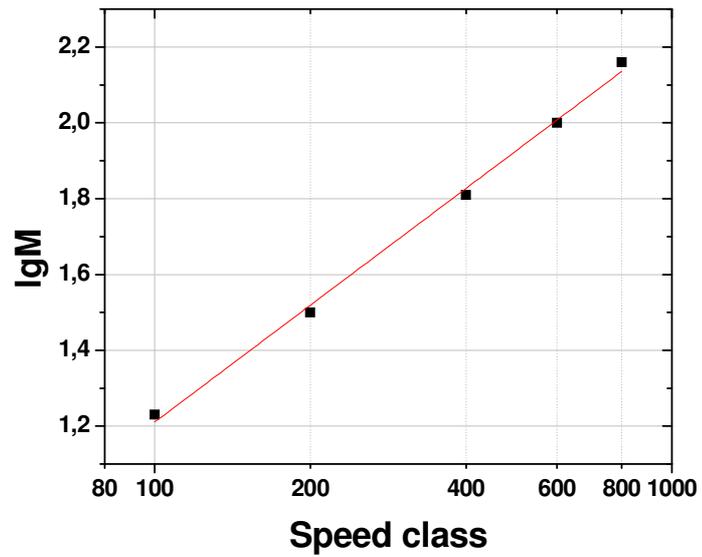


Figura 37: Relação que mostra a dependência do lgM com o logaritmo da SC, mantidas as condições de irradiação (90 kV, 4 mA.s, 6 mm de Al de filtração adicional).

Tabela 20: Parâmetros da equação da reta que relaciona o lgM com a SC

Equação $\lg M = a \cdot \log(SC) + b$			
a	$\sigma_a$	b	$\sigma_b$
1,024	0,032	-0,838	0,082

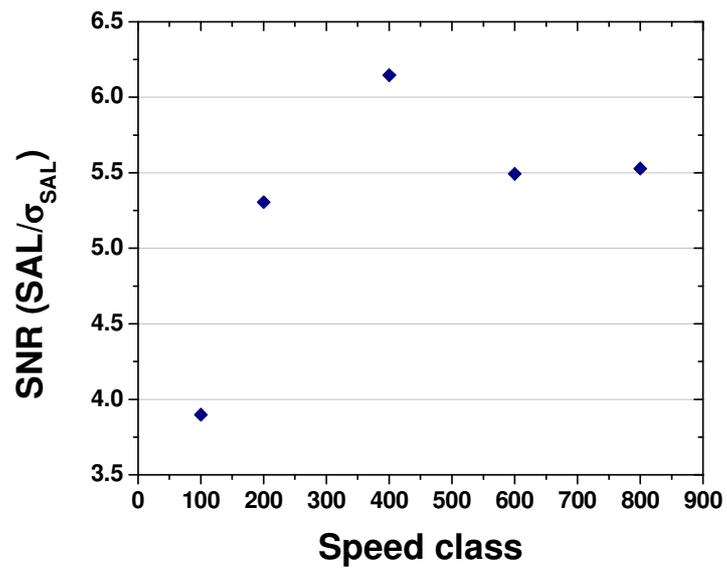


Figura 38: Relação que entre a SNR calculada com o SAL da imagem inteira e a SC, mantidas as condições de irradiação (90 kV, 4 mA.s, 6 mm de Al de filtração adicional).

## 5. Discussão

### 5.1. Os limites dos indicadores de exposição

Os indicadores de exposição possuem limites máximos de valores, isso quer dizer que, a partir de certo valor de dose absorvida no IP e independente do aumento da mesma, os valores de SAL e IgM permanecerão constantes. Os valores observados desses limites foram: 3,13 para o IgM; 32700 para o SAL. Esse valor máximo de SAL corresponde a cor preta (sendo 1 a cor branca), ou seja, uma região totalmente preta da imagem terá um SAL de 32700.

Utilizando os parâmetros da Tabela 9, calculamos a dose de saída necessária para obter o valor máximo do IgM, o valor obtido foi 86(13)  $\mu\text{Gy}$ .

### 5.2. Dosimetria com câmaras de ionização

Pode-se observar na Figura 17 que para cada feixe o comportamento do IgM com a DEP é diferente. O uso do filtro de cobre, por possuir um número atômico maior e gerar, por filtração, um feixe com energia média maior, resulta em uma deposição de dose na entrada da pele menor se comparado com os outros filtros de alumínio, para um mesmo valor de IgM.

Ao utilizarmos o filtro de cobre como se observa na Figura 18, a razão sinal ruído é sempre mais alta para uma mesma DEP se comparada com os filtros de alumínio, implicando em uma qualidade melhor da imagem. Na Figura 19 observa-se que, com o uso de materiais com número atômico relativamente alto (como é o caso do cobre ( $Z=29$ )) como modificadores de feixe, pode-se diminuir a DEP mantendo a mesma dose de saída obtida com o uso de filtros de número atômico mais baixo (alumínio ( $Z=13$ )). Além disso, a relação entre dose de entrada e dose de saída mostrou-se linear para cada filtro.

Na Figura 20 vemos uma relação linear entre o IgM e o logaritmo da dose de saída, e, diferentemente do que vemos na Figura 17, essa relação não depende do tipo

de filtro utilizado, pois todos os pontos pertencem a mesma reta. Isso ocorre porque o IgM depende somente da radiação que atravessa o corpo (dose de saída), e o uso do filtro em um feixe, por eliminar fótons de baixas energias, contribui para uma diminuição da DEP, mas não interfere significativamente na dose de saída. A Tabela 9 mostrou um coeficiente angular compatível dentro de duas incertezas com a Equação 6, e um coeficiente linear incompatível dentro da incerteza obtida, essa diferença pode ser devido a forma como foi medida a dose de saída neste experimento (com a câmara de 180 cm<sup>3</sup> posicionada no centro do IP), e a metodologia utilizada pela Agfa. Além disso, existe a possibilidade de essa diferença ser causada por uma dependência energética do IP, uma vez que, as técnicas utilizadas neste trabalho diferem da calibração realizada pela Agfa para obter a Equação 6 [AAPM, 2009].

Na Figura 21 foi obtida uma relação logarítmica entre o SAL e o IgM, porém, os coeficientes linear e angular não são compatíveis com o previsto pela Equação 3. Isso ocorreu, provavelmente, porque o SAL usado para a comparação representa a média dos níveis de cinza de toda a imagem, e não somente de uma parte segmentada do histograma como a usada no cálculo do IgM. É possível exportar as imagens em 12 bits, usar outro software para análise de imagens e tentar estimar uma segmentação manualmente, porém isso se mostrou inviável, uma vez que as imagens exportadas são antes pré-processadas pelo Nx e seus níveis de cinza ficam diferentes da imagem original (sem processamento). E mesmo essa relação logarítmica obtida não será necessariamente a mesma para outras imagens, pois isso dependerá do corpo de prova e da análise feita pelo algoritmo do cálculo do IgM.

### **5.3. Dosimetria Termoluminescente**

A Tabela 10 mostrou que os valores dos coeficientes angulares obtidos nas curvas de calibração são compatíveis, mesmo as calibrações sendo realizadas com técnicas e em datas diferentes, isso mostra que a linearidade dos dosímetros foi preservada, e na faixa de energia trabalhada não houve influência da dependência energética dos mesmos.

As medidas de DEP mostraram nas três etapas (Tabelas 11, 12 e 16) valores menores que os níveis de referência [IAEA, 2007], exceto o exame de perfil da segunda

etapa que apresentou o valor 1,657(51) mGy, 10 % maior que o nível de referência 1,5 mGy. Estudos publicados em 2004 e 2009, realizados em clínicas e hospitais, apresentaram valores médios de DEP para exames de tórax em torno de 0,30 mGy para incidências PA, e 0,80 mGy para incidências P [Freitas & Yoshimura, 2004, 2009], resultados um pouco maiores do que os obtidos nesse estudo (com exceção de alguns resultados da segunda etapa). No geral, a segunda etapa foi a que apresentou as maiores doses, isso ocorreu porque nessa etapa foram utilizadas técnicas visando obter altos valores de IgM, e para isso foram aplicados valores de tensão e carga maiores que nas demais etapas. Além disso, vemos nas Tabelas 11 e 12 que, para uma mesma técnica utilizada (tensão e carga) nas duas primeiras etapas, ainda temos uma DEP maior na segunda etapa, isso se deve aos filtros utilizados na segunda etapa, que são menos espessos do que o utilizado na primeira etapa. Vale salientar que a terceira etapa foi a que no geral apresentou as menores doses de saída, mas devido à falta de filtração adicional no equipamento, mesmo utilizando técnicas com cargas mais baixas, várias DEPs obtidas nessa etapa foram próximas as da primeira etapa como mostrado na Tabela 17. Em relação às doses de saída, a diferença do comportamento do IgM para cada incidência (Figura 24) ocorre provavelmente porque as doses são valores referentes ao centro do campo do feixe de saída do simulador (e centro do IP), já o IgM é obtido através do logaritmo da mediana dos níveis de cinza de cada pixel, portanto refere-se a toda a imagem do corpo do RP. Para que essa separação não ocorra, a Figura 27 mostrou que, deve se comparar os valores de dose com o SAL de uma ROI no centro da imagem (região equivalente à posição dos dosímetros TL), pois a relação entre o SAL e a dose de saída, nesse caso, mostrou-se linear e independente do tipo de exame. Na Figura 24 vemos que, para obter uma faixa de valores de IgM que varia de 1 até 2, foi necessário um aumento da dose de saída se compararmos com os resultados obtidos com o simulador homogêneo (Figura 20), isso ocorreu por causa do uso da grade antiespalhamento, que removeu uma quantidade de fótons espalhados que iriam contribuir para a dose no IP, e conseqüentemente para o aumento do IgM. O uso da grade antiespalhamento reduz o valor do IgM não interferindo na medida da dose de saída, isso resultou em um coeficiente linear abaixo do esperado pela Equação 6, como é mostrado na Tabela 13.

A Figura 25 mostrou uma relação linear entre a SNR da imagem inteira e o IgM, na faixa de IgM estudada, essa relação é crescente e diferente para cada tipo de incidência. Essa diferença ocorre porque, mesmo escolhendo em ambas as incidências a região total da imagem para a medida do SAL, trata-se de regiões de imagens diferentes, portanto regiões do corpo diferentes em cada incidência. A Figura 26 mostrou que a SNR calculada em uma região no centro da imagem se manteve em torno de um mesmo valor, indicando que não ocorreu uma melhora na qualidade da imagem no centro com o aumento do IgM.

A Figura 28 mostrou uma relação logarítmica do SAL central com a DEP e essa relação, embora possa depender da região escolhida para a ROI da imagem, pode ser usada para avaliar a dose no paciente, uma vez que a mesma é avaliada através da DEP.

A Figura 29 mostrou que mesmo com poucos pontos, uma hipérbole ajusta bem a relação entre o indicador S e a dose de saída, obtendo um  $R^2 = 0,93$ . Em relação ao indicador EI, foram percebidas na Figura 30, relações diferentes para cada tipo de exame, porém não é possível saber quais relações devido ao número limitado de pontos (dois pontos para cada tipo de exame), mas parecem ser funções crescentes. Vale observar que as funções obtidas nas Figuras 29 e 30 não se relacionam com as equações válidas para a imagem inteira.

As Figuras 31 a 33 mostraram que, nas três etapas, a fatia do RP número 16 foi a que apresentou as maiores doses médias nos órgãos internos, isso ocorreu porque essa fatia estava posicionada em correspondência com o centro do campo do feixe colimado.

Em uma radiografia de tórax, os órgãos internos mais expostos são o pulmão e o coração, porém, devido à posição lateral, é de se esperar que o pulmão direito receba uma maior dose, pois o lado direito do corpo, nesse caso, é irradiado pelo feixe direto. As medidas de doses internas nas três etapas mostraram que o pulmão direito recebeu uma maior dose quando comparado com o pulmão esquerdo e com o coração (como mostrado nas Figuras 34 a 36). A Tabela 19 mostrou que a dose absorvida pelo pulmão direito foi igual a 174 % da dose de entrada na posição PA ou 48 % da dose de entrada na posição P na primeira etapa, 246 % da DEP PA ou 35 % da DEP P na segunda etapa, e 103 % da DEP PA ou 44 % da DEP P na terceira etapa (observa-se que nas três

etapas a posição P é a que mais contribui para a dose nos órgãos), deve se observar que as medidas realizadas no Hospital das Clínicas foram as que apresentaram os menores valores de doses nos órgãos internos.

Da mesma forma, nas duas etapas em que foi possível avaliar a dose nos cristalinos, o cristalino direito apresentou valor de dose maior que o esquerdo, o que era esperado, pois o lado direito do corpo recebe diretamente o feixe de radiação quando na posição de perfil, na segunda etapa o cristalino direito recebeu uma dose relativamente mais alta em relação às demais etapas, sendo 4 vezes maior do que a dose na primeira etapa, isso se deve às técnicas utilizadas na segunda etapa, e à colimação do feixe que possibilitaram que maior quantidade de radiação espalhada atingisse a região dos olhos, já que o feixe direto não atingia, em nenhuma das etapas, essa região. Com a mudança de técnicas e a melhor colimação do feixe na etapa 3, não foi possível avaliar a dose nos cristalinos, que se mostrou abaixo do limite de detecção. A tireoide apresentou um valor de dose relativamente alto nas três etapas, sendo o maior valor na segunda etapa, equivalendo a 381 % da DEP na posição PA ou 54 % da DEP na posição P. Isso se deve (além da posição P) ao tipo de colimador utilizado na segunda etapa, que permite que o campo do feixe de radiação atinja quase que diretamente a região do pescoço, isso a princípio não é satisfatório, pois é um órgão do corpo que está recebendo uma dose desnecessária. Estudos mostraram que em um exame de tórax, a tireoide geralmente recebe uma dose inferior a do pulmão [Oliveira et al, 2010], evidenciando que a causa desses valores altos provêm da colimação do feixe. Uma solução seria utilizar um colimador de abertura um pouco menor, cujo campo atingiria toda a região do tórax, sem atingir diretamente a região da tireoide.

### 5.3.1. Pré-processamento

Foi observado que algumas imagens do RP com altos valores de IgM, embora apresentassem uma SNR maior, não se diferenciavam visualmente de outras imagens com IgMs menores (com o mesmo tipo de incidência mas com técnicas diferentes). Isso ocorre devido ao pré-processamento da imagem (“janelamento”, que é a alteração automática de fatores da imagem como brilho e contraste), que é realizado após a aquisição da imagem e mostrado aos usuários através dos dispositivos de saída

da estação de trabalho. Nas Figuras 39 e 40 são mostradas duas imagens com IgMs distintos que apresentam essa característica.



Figura 39: Imagem pré-processada. Incidência PA; Filtro 4,0 mm Al; Tensão = 120 kV; Carga = 4 mA.s; IgM = 1,92.



Figura 40: Imagem pré-processada. Incidência PA; Filtro 3,5 mm Al; Tensão = 90 kV; Carga = 4 mA.s; IgM = 1,56.

#### 5.4. Sobre a Speed Class

O IgM apresentou uma relação linear com o logaritmo da SC como mostrado na Figura 37, com um coeficiente linear compatível com 1 como esperado pela Equação 7, e os resultados mostraram o valor  $-0,838(82)$  para a constante  $k$  (coeficiente linear  $b$  na Tabela 20). A partir de  $k$  podemos calcular o valor da dose definida pela Agfa na Equação 5, quando utilizadas as técnicas descritas no item 3.5., o valor obtido foi  $1,584(56) \mu\text{Gy}$ .

A Figura 38 apresentou indícios de que a  $SC = 400$  é a que resulta em uma melhor SNR para o exame em questão, pois apresentou um valor de pico da SNR para essa SC, porém, como não temos barras de incerteza, isso não pode ser afirmado. Vale observar que a  $SC = 400$  ser o valor configurado de fábrica para exames de tórax no CR da Agfa, indica que esse seja o valor mais eficiente para esse tipo de exame. Para valores SC acima de 400, a SNR manteve-se aproximadamente constante, mostrando que, ao obter valores altos de IgM (maiores que 2) não temos uma melhora na qualidade da imagem.

## 6. Conclusões

Por meio dos resultados obtidos neste trabalho, foi possível entender melhor o comportamento dos indicadores de exposição, principalmente nos referentes ao CR da Agfa, e embora o conjunto de dados relacionado aos indicadores S e EI seja pequeno, acredito que seus resultados serviram para esclarecer melhor a funcionalidade e a relação dos mesmos com a dose de saída, e muita coisa ainda pode ser aprendida com esses indicadores.

No modo como é definido o IgM fica claro que o valor 1,96 é o esperado para uma imagem com boa qualidade, foi mostrado através da SNR da imagem inteira que a qualidade da imagem aumenta conforme aumentamos o IgM (no intervalo entre 0 e 2). Porém, do ponto de vista da qualidade de informação que a imagem (processada) transmite ao usuário do CR, aparentemente, não se percebe diferença alguma entre uma imagem com IgM = 1,56 e uma com IgM = 1,92, em termos de DEP temos uma diferença de aproximadamente 80  $\mu$ Gy de uma imagem para outra, isto indica que o IgM pode não ser uma bom avaliador da qualidade diagnóstica da imagem. O principal objetivo da segunda etapa foi principalmente verificar o impacto causado por um alto IgM nas doses (DEP, saída, e nos órgãos) no RP, e realmente esta etapa obteve valores de doses bem maiores que as demais, principalmente em comparação com os dados coletados no Hospital das Clínicas. Por isso, temos argumentos para otimizar as técnicas radiográficas visando obter valores mais baixos de IgM e por consequência valores mais baixos de doses nos pacientes, e trabalhar com faixas de IgM definidas para cada tipo de exame, ao invés de tentar buscar atingir o valor do IgM estabelecido como valor padrão pela Agfa. A qualidade diagnóstica da imagem não foi diretamente avaliada neste trabalho, mas sugerimos que seja em trabalhos futuros, para aprofundar estas conclusões.

O uso do CR como avaliador de dose mostrou-se viável tanto através do IgM quanto do SAL central, sendo que, para comparar o IgM com a dose de saída deve-se realizar uma calibração de dose por IgM para cada tipo de exame, pois foi observado uma relação logarítmica diferente para os exames com incidências P e PA, já a relação

entre o SAL central e a dose de saída mostrou-se linear e independente do tipo de incidência. Já a relação do SAL central com a DEP, logarítmica e independente da projeção, mostrou-se uma boa maneira de avaliar a dose no paciente utilizando apenas os parâmetros da imagem final. Deve se observar que esses resultados são válidos somente para a faixa de valores de dose obtidos nesse trabalho, pois os valores de IgM e SAL tendem a ficar constantes e se aproximarem de 3,13 e 32700 respectivamente para valores altos de dose. Além disso, se forem utilizados outros procedimentos em outros equipamentos, deve-se reavaliar as relações entre os indicadores e níveis de cinza da imagem e a dose absorvida (dose de saída e DEP).

De maneira geral, os objetivos iniciais pretendidos foram alcançados, e os resultados encontrados neste trabalho, além de permitirem relacionar os indicadores de exposição com as doses absorvidas, contribuem para o aperfeiçoamento e otimização de técnicas utilizadas atualmente e de futuras pesquisas que possam ser realizadas na área.

## 7. Referências bibliográficas

**AAPM - American Association of Physicists in Medicine.** Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems, Report nº 93, 2006.

**AAPM - American Association of Physicists in Medicine.** An Exposure Indicator for Digital Radiography, Report nº 116, pp 116, 2009.

**Agfa,** Chapas e cassetes CR30-X, Manual do utilizador. Mortselsel, 2007.

**Agfa,** CR 30-X Digitizer, Manual do utilizador. Mortselsel, 2010.

**Agfa,** CR 35-X Digitizer, Manual do utilizador. Mortselsel, 2009.

**Agfa,** CR 85-X Digitizer, Manual do utilizador. Mortselsel, 2009.

**ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária.- Ministério da Saúde.** Portaria/MS/SVS nº 453, 1 de Junho de 1998. acessado em 5 de Setembro de 2012, [http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453\\_98.htm](http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm).

**ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária.- Ministério da Saúde.** Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos. Brasília, DF, 2005.

**Ariga, E.,** Development of Dosimetry using detectors of diagnostic digital radiography systems. Medical Physics, Vol 34. Nagoya, 2007.

**Batista, B. J. B.,** Avaliação de dosímetros termoluminescentes para uso em radioterapia com fótons de alta energia . Dissertação de mestrado . Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2011.

**Burger, A., Costa, P. R.,** Implementação e validação de qualidades de feixes de raios X segundo o Código de prática da IAEA. Anais do Simpósio Internacional sobre Protección Radiológica. Cusco, Perú, 2012.

**Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M.,** The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, Segunda edição. Philadelphia, 2002.

**Freitas, M. B.,** Panorama das exposições médicas em radiologia convencional no estado de São Paulo. Tese de doutorado, Instituto de física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2005.

**Freitas, M. B.,** Doses Absorvidas Pelos Pacientes Submetidos a Radiografias Torácicas em Hospitais do Município de São Paulo. Dissertação de Mestrado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2000.

**Freitas, M. B., & Yoshimura, E. M.,** Dose Measurements in Chest Diagnostic X rays: Adult and Paediatric Patients. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 111, No. 1, pp. 73–76. São Paulo, SP, 2004.

**Freitas, M. B., & Yoshimura, E. M.,** Diagnostic reference levels for the most frequent radiological examinations carried out in Brazil. Panam Salud Publica, Vol. 25, No. 2, pp. 95 - 104. São Paulo, SP, 2009.

**FujiFilm,** FCR Capsula X Specifications: manual do utilizador. Tokio, 2006.

**Guimarães, C. C.,** Monitoração individual externa: experimentos e simulações com o método de monte carlo. Tese de doutorado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2005.

**IAEA - International Atomic Energy Agency**, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Report Series - 457. Vienna, 2007.

**ISO - International Organization for Standardization**, X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and doserate meter and for determining their response as a function of photon energy, part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function, ISO 4037-3. Geneva, 1999.

**Khan, F. M.**, The Physics of Radiation Theraphy. 2ª Edição, Lippincott Williams & Wilkins Publishers., 1994.

**Lança, L. S. A.**, Evaluation of exposure index (lgM) in orthopaedic radiography. Radiation protection dosimetry, pp. 112-118, 2008.

**Mello, L. B. & Costa, P. R.**, Evaluation of workload weighed transmission curves of commercial shielding materials used in diagnostic rooms. International Nuclear Atlantic Conference, Anais da International Nuclear Atlantic Conference, Santos, SP, 2007.

**Neitzel, U.**, Management of Pediatric Radiation Dose using Philips Digital Radiography. Pediatric Radiology. Suppl 3, Vol. 34, pp. S227-S233. Hamburg, 2004.

**Oliveira, P. M. C., Squair, P. L., Lacerda, M. A., & Silva, T. A.**, Assessment of organ absorbed doses in patients undergoing chest X-ray examinations by Monte Carlo based softwares and phantom dosimetry. Radiation Measurements. Vol 46, pp. 2073-2076. Belo Horizonte, MG, 2010.

**Okuno, E. & Yoshimura, E. M.**, Física das radiações. Oficina de textos, São Paulo, SP, 2010.

**Ribeiro, L. A.,** Avaliação de dose absorvida em exames radiológicos infantis. Dissertação de mestrado, Instituto de física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2007.

**Schaetzing, R.,** Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. *Pediatric Radiology*. Vol 34, pp. S207-S214. Verlag, 2004.

**Shrimpton P.C, Wall, B.F. & Fisher, E.S.** The Tissue-Equivalence of the Alderson Rando Anthropomorphic Phantom for X-ray of Diagnostic Qualities. *Phys. Med. Biol.* Vol. 1, pp. 133-139. 1981.

**Willis, C. E.,** Strategies for Dose Reduction in Ordinary Radiographic Examinations Using CR and DR. *Pediatric Radiology*. Vol. 34, pp. 196-200, Suppl 3, 2004.

**Yukihara, E. G.,** Desvendando a Cor e a Termoluminescência do Topázio: Um Estudo dos Defeitos e Processos Termicamente e Opticamente Estimulados no Cristal Natural. Tese de Doutorado. Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2001.