

### **Artigo Original**

Recebido em 01/04/2008, aceito em 27/08/2008

## **Otimização dos parâmetros de exposição radiográfica através de método computacional para aquisição de imagens de boa qualidade para diagnóstico**

*A computer-aided method to optimize radiographic exposure parameters to acquire better quality images for diagnosis*

**Rosane Tondo**  
**William Tsumotu Watanabe**  
**Marcia Aparecida Silva Bissaco\***

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas  
Universidade de Mogi das Cruzes / UMC  
Av. Dr. Candido Xavier de Almeida e Souza, 200  
Centro Cívico  
08780-911 Mogi das Cruzes, SP  
E-mail: [marciab@umc.br](mailto:marciab@umc.br)

\*Autor para correspondência

### **Resumo**

Falhas na execução de uma imagem radiográfica ou durante o processamento dos filmes geram interpretações errôneas, repetição do exame, maior exposição dos pacientes à radiação, além de aumentar o tempo clínico e os custos. A seleção correta dos parâmetros de exposição radiográfica proporciona a aquisição de imagens radiográficas com contraste, nitidez, detalhes, densidade óptica e definição das estruturas anatômicas para a realização de laudos radiográficos confiáveis. Assim sendo, neste artigo é apresentado um método computacional que pode auxiliar na seleção dos parâmetros de exposição mais apropriados para um dado exame radiográfico. As densidades ópticas foram simuladas considerando a composição e a espessura dos tecidos da estrutura anatômica, as características do aparelho de raios X e do sistema écran-filme e os parâmetros de exposição otimizados conforme regras encontradas na literatura. Cinco radiologistas experientes avaliaram imagens radiográficas adquiridas de simuladores antropomórficos com parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional desenvolvido e também parâmetros encontrados na literatura. Após analisarem o contraste (diferença de densidade óptica em áreas adjacentes) e a nitidez (presença de detalhes visíveis tais como linhas estruturais finas, bordas de tecidos ou estruturas de interesse diagnóstico), os radiologistas opinaram que as imagens adquiridas com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional proposto proporcionaram um bom diagnóstico. Além disso, os valores de densidade óptica medidos nas imagens radiográficas numa posição correspondente ao centro do campo de radiação também apresentaram uma boa correlação com aqueles calculados pelo método, em torno de 90%. Este método pode se tornar também um valioso recurso didático para treinamento de novos profissionais para o setor radiológico.

**Palavras-chave:** Simulação computacional, Parâmetros de exposição radiográfica, Raios X, Densidade óptica, Otimização.

### **Abstract**

*Radiographic images of good quality allow adequate diagnosis. However imperfections in the selection process of exposure parameters, or during the film processing, generate erroneous interpretations or exam repetition, resulting in major exposure of patients to the radiation, and increasing the clinical time and costs. This article presents a computer method that helps the choice of better exposure parameters. The optical densities had been simulated taking into account tissue composition and thickness of the anatomical structure, characteristics of the X-ray equipment and screen-film system, and radiographic exposure parameters optimized according to rules found in literature. Five experienced radiologists evaluated the radiographic images obtained from anthropomorphic phantoms with the exposure parameters suggested by proposed method (named MD), and also with others parameters found in literature. After analyzing the image contrast and sharpness, they declared that the MD images provide a good diagnosis. Besides, the optical density values measured in these radiographic images on the position corresponding to the centre of radiation field presented a good agreement (correlation of 90%) with those values calculated by the proposed method. This method can also become a valuable didactic resource for training of new professionals for the radiological sector.*

**Keywords:** Computer simulation, Radiographic exposure parameters, X-rays, Optical density, Optimization.

## Extended Abstract

### Introduction

Radiographic images of good quality allow adequate diagnosis. However imperfections in the selection process of exposure parameters, or during the film processing, generate erroneous interpretations or exam repetition, resulting in extra exposure of patients to the radiation, beyond increasing the clinical time and costs.

One major difficulty in radiological sector is the adjustment of the radiographic exposure parameters (kVp, mA and time) to the patient's physical characteristics in order to obtain good quality images without exam repetitions, which expose the patient to the additional radiation. The relationship among these parameters is complex. Any change done in one of them implies an adjustment in the others to maintain the mean density necessary to a good diagnosis. In practice, the professional adjusts the kVp, mA and time values in the X-rays equipment according to his/her experience, always having in mind an optimal matching between good image quality and low patient dose.

A starting point can also be tabled values, which take into account the influence of pattern-recording systems and approximate patient thickness. However, it is still significant the number of radiographic images rejected due to inadequate selection of kVp, mA and time values. So, this work presents a computer method capable of predicting the more appropriate values to a given exam, considering low patient dosage and also high contrast level.

### Materials and Methods

The computer method implemented in Delphi 6.0 is constituted of user-friendly interface, database, virtual objects, and algorithms to optimize the exposure parameters and also simulate the radiographic image.

The data that should be informed in the interface are: name, sex, age, color, race and thickness of patient; body part, anatomical structure and radiographic positioning under analysis; screen-film system; focus-film distance (ffd); use of plaster, cylindrical collimator and anti-scattering grid; and X-ray equipment. The database contains: tabled radiographic techniques, linear attenuation coefficients of human tissues; tissues and its thickness on the centre of radiation field; and illustrations for radiographic positioning.

The virtual objects simulate the tissue layers and its thickness along the anatomical structure. The algorithm that management the interface: accesses the database by using SQL language and finds the tabled radiographic technique for the body part, anatomical structure and radiographic positioning requested in the user interface; adjusts kVp value as a function of the patient thickness; adjusts kVp, mA and time values as a function of the age, color, race and body part of patient, ffd, and use of plaster, anti-scattering grid and cylindrical collimator; adjusts kVp value using the "15% rule" to calculate optical density values which lie within the linear portion of the H&D curve; selects the radiographic exposure parameters that calculated the optical density equal to the mean optical density with lower patient dosage.

The optical density is calculated taking into account the X-ray spectrum obtained according to Boone (1997) corrected for additional filtration and inverse square law of distance, the characteristics of screen-film system, anti-scattering grid and patient's physical characteristics as well as the radiographic exposure parameters.

The method was validated comparing the image contrast (optical density difference in adjacent areas) and sharpness (a quantitative measure of the loss of edge detail which is due to the geometric properties of the object and imaging system) of radiographic images taken with the exposure parameters (voltage, current and time) calculated by the proposed method, those suggested by Bontrager (2003), and X-ray operators of three Health Institutions (I-1, I-2 and I-3).

The radiographic images were taken in AP and Lateral view utilizing anthropomorphic phantoms of forearm (Inovision 76-675), Transworld Dynamic X-ray equipment, Kodak MXG/PLUS film, Kodak Lanex Regular Screens, Kodak chemistry, Macrotec MX-2 automatic processor and focus-film distance equal to 100 cm. The skin entrance dosage (SED) was measured under the central X-ray with a dosimeter (Inovision 35050A). The human tissues thickness under the central X-ray was obtained through measurement carried out in tomography slice images in AP and Lateral views amplified according to the size of used anthropomorphic phantoms.

Five radiologists, two X-ray technologists and one X-ray operator, all of them with several years of experience, evaluated the radiographic image taken of anthropomorphic phantoms with the exposure parameters suggested by developed method (named MD), and also with another parameters suggested by other sources. They evaluated the contrast and sharpness levels of the images, classifying them as (B) bad, (R) reasonable, (G) good and (E) excellent. Afterward, the weights 0, 0.4, 0.7 and 1 were assigned to B, R, G and E respectively. Thus, it was possible to calculate the average responses as well as the standard deviation of specialists to the levels of contrast and sharpness for each radiographic image, that is, for each radiographic exposure parameter under analysis. It was also possible according to the scores calculated classify the exposure parameters as a function of the image quality.

### Results

After analyzing the contrast and sharpness of all images, the specialist in radiographic images declared that the MD images provide a good diagnosis.

The exposure parameters optimized by the developed method resulted in radiographic images with better contrast and sharpness than any other suggested by other sources. They provided radiographic images classified by radiologists as 10% reasonable, 70% good, and 20% excellent in terms of contrast, and 10% excellent and 80% good in terms of sharpness. On the other hand, the parameters suggested by Bontrager (2003) provided radiographic images which were classified as 20% bad and 80% good in terms of contrast, and 10% bad, 30% reasonable, and 60% good in terms of sharpness. The I-2 and I-3 sources allow the acquisition of radiographic images classified as approximately 70% good for diagnosis, while that I-1 source supplies from 30% to 40% of the images with good quality for diagnosis.

Therefore, according to evaluation of radiologists and the scores considered as bad, reasonable, good and excellent responses, it was possible to rank the developed method, I-2, I-3, Bontrager (2003) and I-1 sources in terms of image quality as 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, 3<sup>rd</sup>, 4<sup>th</sup> and 5<sup>th</sup>, respectively.

The developed computer method also provided the better relation between image quality and dose. The mean value of dose, contrast and sharpness calculated for all radiologist and all evaluated images were  $0.143 \pm 0.013$  mGy,  $0.67 \pm 0.18$  and  $0.61 \pm 0.22$ , respectively. Besides, the optical density values measured in these radiographic images on the position corresponding to the centre of radiation field presented a good agreement (correlation of 90%) with those values calculated by the proposed computer method.

### Conclusion

The developed computer method allows the user to predict the more appropriate radiographic exposure parameters for a given exam, becoming a valuable didactic resource for training of new professionals for the radiological sector. It can also reduce the number of rejected radiographic images and the patient exposure to the radiation, saving time and money.

## Introdução

O diagnóstico por imagem tornou-se um aliado importante para a medicina uma vez que permite a visualização do interior do corpo humano de uma forma menos invasiva. Os exames radiográficos realizados através da aplicação controlada da radiação ionizante consistem num precioso recurso para auxiliar no diagnóstico médico, sendo a radiografia convencional o caso mais comum.

Radiografia convencional é um método barato e eficiente. Entretanto, para uma interpretação correta e segura do exame, o radiologista necessita de imagens com padrão de qualidade aceitável (Dimenstein e Ghilardi Netto, 2002). Falhas no processo de aquisição da imagem radiográfica ou durante o processamento do filme podem, entretanto, resultar em interpretações errôneas, repetição do exame e em maior exposição do paciente à radiação ionizante, além de aumentar o tempo clínico e os custos dispensados (Caldas *et al.*, 2005; Kotsubo *et al.*, 2003; Medeiros e Alves, 1997).

A qualidade da imagem radiográfica é o resultado da combinação de características de densidade óptica, contraste, latitude, nitidez e poder de resolução (Ranallo, 1993). Contraste insuficiente limita a detecção de anormalidades discretas, e a falta de definição das estruturas de interesse é, em geral, o fator limitante na detecção de detalhes lineares e circulares de pequenas dimensões (Royal College of Radiologists, 1991).

A baixa qualidade das imagens radiográficas já foi apontada pela Organização Mundial da Saúde (OMS) como responsável pela redução na acurácia do diagnóstico, descredenciando a radiografia como instrumento de diagnóstico (Yavenco, 2001). Esta realidade é atenuada pelos programas de controle de qualidade, cujos testes visam garantir a qualidade das imagens radiográficas e manter baixa dose de radiação para os pacientes e os técnicos e/ou tecnólogos em radiologia.

Os testes de controle de qualidade avaliam vários parâmetros da cadeia de produção da imagem, dentre os quais estão a tensão de pico (kVp), a corrente (mA) e o tempo de exposição (s) aplicados ao tubo de raios X (Caldas *et al.*, 2005; Ranallo, 1993), que são também conhecidos como parâmetros de exposição radiográfica e que influenciam tanto a qualidade da imagem quanto a dose de radiação absorvida pelo paciente.

Uma pequena variação no valor de tensão causará maior variação na dose absorvida comparada com uma correspondente variação no produto corrente-

tempo de exposição (mAs). O aumento da tensão reduz o nível de contraste nas imagens dificultando a emissão de um diagnóstico confiável (Ranallo, 1993). Portanto, o correto emprego destes parâmetros contribuirá para a aquisição de uma imagem radiográfica de boa qualidade, que apresenta contraste, nitidez, densidade óptica e definição das estruturas anatômicas adequados com o menor nível de dose possível para a realização do laudo radiográfico.

Uma das maiores dificuldades no setor de radiologia, entretanto, é a adaptação dos parâmetros de exposição radiográfica às características físicas dos pacientes a fim de obter imagens de boa qualidade sem a repetição de exames. A relação entre estes parâmetros é complexa: alterações feitas em um destes parâmetros requerem um ajuste nos demais para manter a densidade óptica média necessária a um bom diagnóstico. Na prática, o profissional ajusta o valor de tensão, corrente e tempo de exposição no aparelho de raios X de acordo com a sua experiência, sempre tendo em mente um compromisso satisfatório entre a qualidade da imagem e a dose de radiação no paciente (Dimenstein e Ghilardi Netto, 2002). Como ponto de partida eles podem utilizar valores tabelados, que levam em conta a influência de sistemas de registro padrão e a espessura aproximada do paciente. Contudo, devido à seleção inadequada dos valores de tensão, corrente e tempo de exposição, o número de imagens radiográficas rejeitadas ainda é significativo: cerca de 15% segundo Azevedo *et al.* (2005). Assim sendo, este trabalho apresenta um método computacional desenvolvido para auxiliar na escolha dos parâmetros de exposição mais adequados a um dado exame, visando alto nível de contraste e a menor dose de radiação para o paciente, conforme o princípio de otimização (PRORAD, 2007).

## Materiais e Métodos

O método foi implementado utilizando a linguagem de programação Delphi 6.0. Ele é constituído de interfaces amigáveis de interação com o usuário, banco de dados e algoritmos para otimização dos parâmetros de exposição radiográfica.

Os dados solicitados nas interfaces são: nome, sexo, idade e raça do paciente; parte do corpo, estrutura anatômica e incidência sob análise; espessura da estrutura; sistema écran-filme; distância foco-filme (dff); se o paciente utiliza imobilização rígida; se vai ser utilizado colimador cilíndrico e/ou grade anti-espalhamento; e tipo de equipamento a ser utilizado.

A raça foi considerada porque interfere na exatidão das medidas. O valor de kVp deve ser reduzido em 5% para pacientes de raça asiática, enquanto que para a raça negra deve ser aumentado em 5%, porque os asiáticos possuem menos densidade óssea e os negros mais, em relação à população caucasóide.

O banco de dados contém informações sobre técnicas radiográficas tabeladas, coeficientes de atenuação dos tecidos, relação dos tecidos e das espessuras no caminho do feixe de raios X, e ilustrações de como posicionar a estrutura anatômica sob análise.

O algoritmo que gerencia a interface com o usuário executa os seguintes passos: acessa o banco de dados e encontra através da linguagem SQL a técnica radiográfica para a parte do corpo, estrutura anatômica e incidências solicitadas na interface; ajusta o valor da kVp em função da espessura do paciente; ajusta os valores de kVp, mA e tempo em função da idade, cor, raça e parte do corpo do paciente, imobilização rígida, dff, grade e colimador cilíndrico; ajusta o valor da kVp utilizando a “regra dos 15%” (Dimenstein e Ghilardi Netto, 2002) para a densidade óptica (DO) localizar-se na porção linear da curva característica do filme; seleciona a técnica radiográfica que gera DO igual à densidade óptica média com menor dose.

O algoritmo que calcula a DO leva em consideração as características do aparelho de raios X (o espectro corrigido considerando atenuação do alvo, filtração inerente e adicional, lei do inverso do quadrado da distância), do sistema écran-filme, da grade e do paciente (composição e espessura dos tecidos, idade, cor e raça), além dos parâmetros da técnica radiográfica (kVp, mA e tempo).

O padrão de raios X foi simulado de acordo com Boone e Seibert (1997), e a interação dos raios X com a matéria sob o raio central foi calculada através da equação:

$$I_t(E) = I(E) e^{-\sum_{j=1}^{T_n} \mu_j(E) x_j} \quad (1)$$

onde  $\mu_j(E)$  é o coeficiente de atenuação linear de cada tecido da estrutura anatômica e  $x_j$  é a espessura de cada tecido, em centímetros.

A densidade óptica do filme com emulsão única é calculada através da expressão:

$$DO_S = DO_{\max} \left[ 1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\omega L)^m e^{-\omega L}}{m!} \right] \quad (2)$$

onde  $\omega$  engloba todos os parâmetros desconhecidos do filme (deduzido por Silva e Frère (2002) a partir da curva H&D fornecida pelo fabricante),  $m$  é o centro da

imagem latente,  $n = 2$  para fótons de luz (pois é suficiente para formar um centro de imagem latente estável para dar início ao processo de revelação do grão de prata (Dixon e Ekstrand, 1976)) e  $L$  é o fluxo de fótons de luz absorvidos pela emulsão, expresso por:

$$L = \sum_{E=1}^{kVp} \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} 0,5 I_t(E) \eta \varepsilon \frac{E}{12,4/\lambda} \gamma \vartheta \quad (3)$$

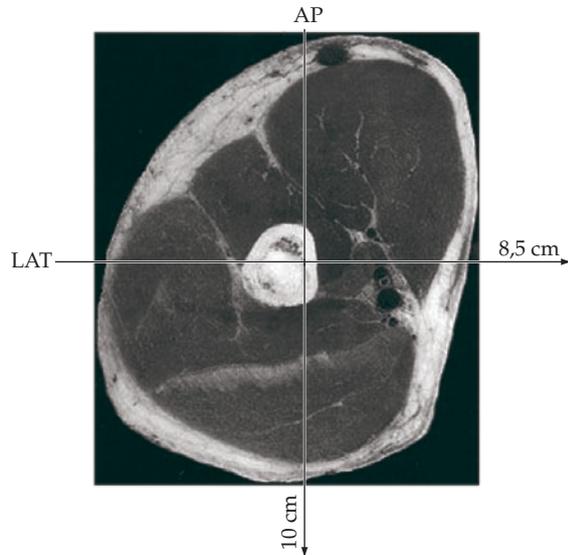
onde  $\eta$  é a capacidade de absorção do fósforo,  $\varepsilon$  é a eficiência de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz,  $\vartheta$  e  $\gamma$  são respectivamente a sensibilidade do filme e a eficiência de emissão do écran para o comprimento de onda  $\lambda$  da luz gerada,  $\lambda_{\min}$  e  $\lambda_{\max}$  são respectivamente os comprimentos de onda onde começa e termina o espectro de emissão do écran, e 0,5 o percentual de fótons de luz que escapam do écran indo em direção ao filme, sendo que a outra parte se perde dentro da camada de fósforo (Curry III *et al.*, 1990).

O parâmetro  $\omega$  engloba, por exemplo, a seção de cruzamento transversal do grão de prata onde os fótons de luz incidem, a quantidade de grãos haletos de prata por centímetro cúbico da emulsão e a espessura da emulsão.

Para determinar a abrangência dos tecidos no raio central devido às diferentes espessuras dos tecidos ao longo das várias camadas das estruturas anatômicas, foram obtidas imagens considerando livros de anatomia (Moore e Agur, 1998) e imagens das estruturas em cortes tomográficos (Radiographic Anatomy, 2004) de um dado tipo físico (massa corpórea). As imagens foram ampliadas e medidas com o auxílio de régua e de escalímetro nas incidências ântero-posterior (AP) e lateral (LAT), numa localização que corresponde à incidência do raio central sobre a estrutura anatômica, como ilustra a Figura 1.

Para a estrutura anatômica real sob análise, as espessuras do tecido adiposo e muscular são reajustadas. Se a espessura real é superior à somatória das espessuras medidas, a diferença é acrescida no tecido adiposo. Caso contrário, a diferença é subtraída do tecido adiposo. Contudo, se esta diferença for superior à espessura do tecido adiposo, esta é zerada e o restante é subtraído do tecido muscular.

A consistência do método foi avaliada comparando os parâmetros de exposição ajustados (kVp, tempo de exposição e mA) com aqueles sugeridos por Bontrager (2003) e outros utilizados nas Instituições I-1, I-2 e I-3. Para isso foram obtidas 200 imagens dos simuladores antropomórficos (Inovision, modelo 76-675) de fêmur, joelho, perna, úmero, cotovelo e antebraço, considerando tais parâmetros nas incidên-



**Figura 1.** Seção transversal de um úmero humano (Radiographic Anatomy, 2004). **Figure 1.** Transversal section of a human humerus (Radiographic Anatomy, 2004).

cias AP e LAT. Foram realizadas 4 exposições para cada um dos parâmetros de exposição avaliados, a fim de reduzir a influência do ruído ou de não reprodutibilidade da kVp ou mAs.

Foram utilizados o equipamento de raios X convencional (Transworld Dynamic), filme radiográfico Kodak MXG/PLUS (F1), écran reforçador Kodak Lanex Regular Screens (E1), químicos Kodak (fixador e revelador) e processadora automática Macrotec MX-2. Antes da utilização de tais equipamentos foram realizados testes de controle de qualidade conforme recomenda a portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2008).

A densidade óptica foi mensurada em todas as imagens na incidência do raio central utilizando o densitômetro Victoreen 07-443, e as doses na superfície do simulador antropomórfico (DEP) foram medidas utilizando o *kit* Triad Inovision 1100A (dosímetro modelo 35050A) em mR/s (miliRoentgen por segundo). Em seguida, a dose foi convertida para mGy/s (miliGray por segundo).

As imagens radiográficas realizadas com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método computacional desenvolvido, bem como por Bontrager (2003) e por técnicos de algumas instituições de saúde da região de Mogi das Cruzes, foram avaliadas por cinco radiologistas com 5, 10, 33, 37 e 40 anos de experiência na interpretação de imagens.

Os radiologistas não foram informados sobre quais os parâmetros de exposição utilizados para aquisição das imagens, nem os valores de dose medidos durante a aquisição delas. Eles receberam apenas 50 imagens (uma imagem para cada parâmetro de exposição avaliado) numeradas aleatoriamente e um formulário para preencher, com a análise dos níveis de contraste e de nitidez, classificando-os como: péssimo (**P**), razoável (**R**), bom (**B**) e excelente (**E**).

As respostas dos radiologistas foram digitadas numa planilha do Microsoft Excel® e em seguida foram atribuídos os pesos zero (0), 0,4, 0,7 e 1 para as respostas péssimo, razoável, bom e excelente, respectivamente. Estes pesos foram definidos a fim de converter valores qualitativos em quantitativos para mensurar a qualidade da imagem. São valores que diferenciam cada uma das respostas dentro de uma escala de valores baseada na escala de Likert modificada. Nossa escala leva em conta o fato de que uma imagem considerada de péssima qualidade em termos de nitidez e de contraste não terá nenhum valor diagnóstico, por isso, foi atribuído o valor zero à resposta **P**, enquanto que a resposta **E** encontra-se no extremo oposto da escala, que corresponde ao valor 1 (um). Para as respostas **R** e **B** foram considerados dois valores, um inferior e um superior àquele correspondente ao centro da escala, respectivamente. Em seguida foram calculados:

- Média e o desvio padrão das respostas de todos os especialistas para os níveis de contraste (CO) e de nitidez (NI) para cada imagem radiográfica;
- Média e o desvio padrão para todas as imagens para cada especialista e cada parâmetro de exposição;
- Somatório das respostas (péssimo, razoável, bom e excelente) dadas pelos especialistas para os níveis de contraste e de nitidez das imagens radiográficas obtidas com os parâmetros de exposição fornecidos por cada uma das fontes consideradas no estudo;
- Percentual global de contraste (COg) e de nitidez (NIg) referente às respostas dos especialistas utilizando a contagem realizada;
- Índice global de contraste (ICO) e de nitidez (INI) realizando o somatório dos valores de COg e NIg referentes às respostas péssimo, razoável, bom e excelente multiplicados pelos pesos zero (0), 0,4, 0,7 e 1 respectivamente;
- Índice global de qualidade de imagem (QI), proporcionado pelos parâmetros de exposição fornecidos por cada uma das fontes consideradas no estudo. Para isso, foi calculada a média entre os valores de ICO e INI.

Os níveis de dose foram medidos com a câmara de ionização sob o raio central para verificar se a relação

qualidade de imagem *versus* dose no paciente é adequada para os parâmetros de exposição testados.

## Resultados e Discussão

### Banco de dados

O banco de dados contém informações sobre: i) técnicas radiográficas recomendadas por Bontrager (2003) para um dado tipo físico; ii) corrente, tempo e produto da corrente pelo tempo; iii) ilustrações de estruturas anatômicas posicionadas sob o raio central para a realização de exame radiográfico como exemplifica a Figura 2; iv) coeficientes de atenuação linear das composições dos tecidos que formam as estruturas anatômicas habitualmente radiografadas em um serviço radiológico; e v) relação das espessuras dos tecidos no caminho do feixe central de raios X, que compõem algumas estruturas anatômicas nas incidências ântero-posterior (AP) e lateral (LAT) como exemplifica a Tabela 1.

As espessuras do tecido adiposo e muscular são reajustadas para contemplar a variação que ocorre na prática de paciente para paciente. Isto é realizado como descrito no item Materiais e Métodos.



**Figura 2.** Algumas ilustrações de posicionamentos radiográficos com indicação do raio central. **Figure 2.** Some illustrations of radiographic positioning showing the central x-ray beam.

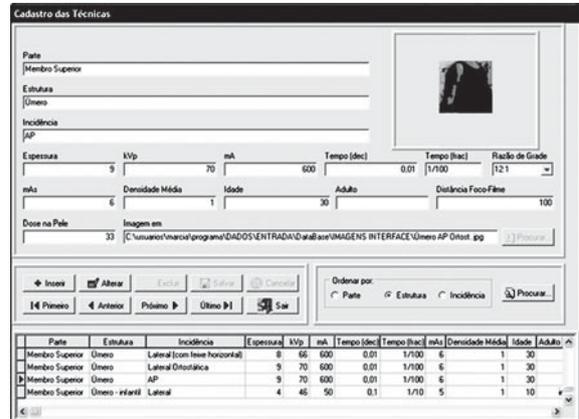
**Tabela 1.** Espessura (em cm) dos tecidos que compõem o úmero sob o raio central do feixe de raios X nas incidências AP e LAT. **Table 1.** The humerus thickness (in cm) under the central X-ray beam in AP e LAT incidence.

Tecidos	AP	LAT
Pele	0,4	0,4
Tecido Adiposo	1,1	0,6
Tecido Muscular	6,5	5,8
Cartilagem	0	0
Ossos Compacto	0,4	0,4
Ossos Cortical	0,4	0,4
Medula Óssea	1,2	0,9

AP: Antero-posterior; LAT: Lateral

### Interfaces desenvolvidas

As Figuras 3 a 5 mostram as interfaces de interação com usuário que foram implementadas para cadastro dos parâmetros de exposição radiográfica encontra-



**Figura 3.** Interface para digitação de parâmetros de exposição radiográfica mostrados na literatura. **Figure 3.** Interface for typing of radiographic exposure parameters found in literature.



**Figura 4.** Interface para digitação das espessuras dos tecidos sob o raio central do feixe de raios X. **Figure 4.** Interface for typing of tissues thickness under the central X-ray beam.



**Figura 5.** Interface para digitação de dados necessários à otimização dos parâmetros de exposição. **Figure 5.** Interface for typing of data necessary to radiographic exposure parameters optimization.

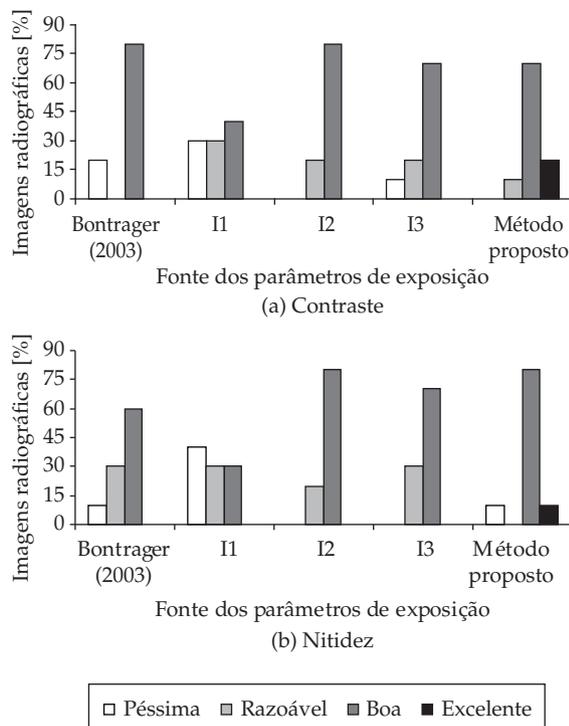
dos na literatura, cadastro das espessuras dos tecidos sob o raio central das estruturas anatômicas e otimização dos parâmetros de exposição, respectivamente.

### Parâmetros de exposição otimizados versus qualidade da imagem

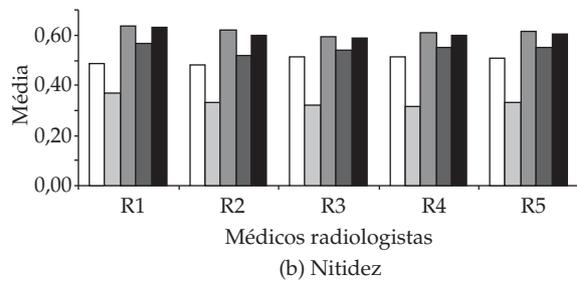
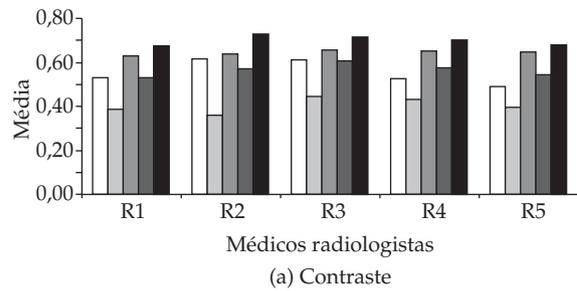
Foram realizadas 200 imagens radiográficas de simuladores antropomórficos existentes no Laboratório de Imagens Médicas da Universidade de Mogi das Cruzes (@LADIM/UMC) utilizando tanto os parâmetros sugeridos pelo método proposto, quanto aqueles sugeridos por três outras fontes. Foram realizadas 4 exposições para cada parâmetro a fim de eliminar a influência do ruído bem como da não reprodutibilidade dos valores de kVp e mAs.

A avaliação dos níveis de contraste e de nitidez destas imagens feita por radiologistas mostrou que em sua maioria, as imagens apresentavam contraste e nitidez considerados como adequados ao diagnóstico. Porém, os parâmetros de exposição sugeridos pelo método proposto foram os únicos que geraram imagens classificadas como excelentes (Figura 6) e melhor combinação de contraste e de nitidez (Figura 7).

Os parâmetros de exposição sugeridos pelo método proposto proporcionaram imagens com bom nível



**Figura 6.** Avaliação realizada pelos radiologistas: a) contraste e b) nitidez. **Figure 6.** Evaluation done by radiologists: a) contrast and b) sharpness.



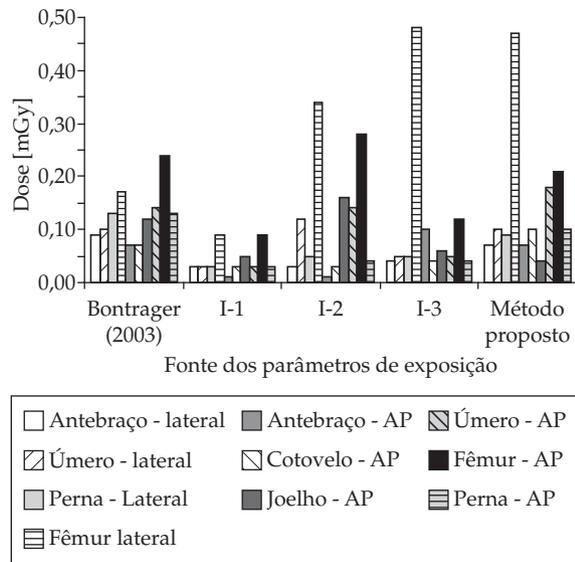
**Figura 7.** Quantificação das respostas dos radiologistas sobre a qualidade das imagens obtidas com cada um dos parâmetros de exposição sob análise: a) contraste e b) nitidez.

**Figure 7.** Quantification of radiologists' answers about the quality of images taken with the used radiographic exposure parameters: a) contrast and b) sharpness.

de contraste em 70% dos casos e com contraste excelente em 20% dos casos. Renderam também imagens radiográficas com bom nível de nitidez em 90% dos casos, sendo 10% das imagens excelentes e 80% boas. Os parâmetros sugeridos por Bontrager (2003) proporcionaram imagens radiográficas que foram classificadas como 20% péssimas e 80% boas em termos de contraste, bem como 10% péssimas, 30% razoáveis e 60% boas em termos de nitidez. Os parâmetros das instituições I-2 e I-3 permitiram a aquisição de imagens radiográficas classificadas como aproximadamente 70% boas para o diagnóstico, enquanto que os parâmetros da instituição I-1 forneceram de 30% a 40% das imagens com boa qualidade para diagnóstico.

Observa-se também que quanto mais enegrecidas as imagens, mais elevada é a densidade óptica e maior é kerma medido no ar, porém as imagens muito claras foram avaliadas pelos radiologistas de razoável a péssima para o diagnóstico. A Figura 8 mostra os valores de DEP medidos durante a aquisição das imagens radiográficas.

Na Figura 8 nota-se que os parâmetros de exposição que resultaram nos menores níveis de dose foram aqueles sugeridos pelo técnico da instituição de saúde



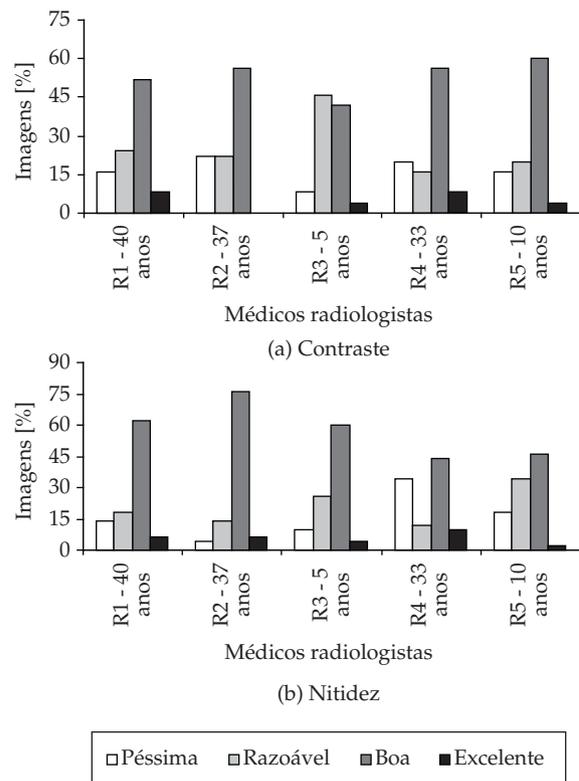
**Figura 8.** Níveis de dose medidos durante a aquisição das imagens radiográficas dos simuladores. **Figure 8.** Radiation dose levels measured during the acquisition of phantom radiographic images.

I-1 ( $0,042 \pm 0,0027$  mGy). Porém, segundo a avaliação dos radiologistas (Figura 7) resultaram em imagens de baixa qualidade com níveis de contraste e de nitidez iguais a  $0,33 \pm 0,25$  e  $0,39 \pm 0,27$ , respectivamente. As melhores relações de dose *versus* qualidade de imagem foram apresentadas pelos parâmetros sugeridos pelo método proposto e também pelo técnico da instituição de saúde I-2. O método proposto proporcionou níveis de contraste e de dose ( $0,67 \pm 0,18$ ;  $0,143 \pm 0,013$  mGy) maiores que I-2 ( $0,63 \pm 0,16$ ;  $0,12 \pm 0,011$  mGy) e nível de nitidez similar ( $0,61 \pm 0,22$ ;  $0,62 \pm 0,16$ ). Houve, contudo, algumas exceções, como é o caso das imagens de fêmur na incidência lateral, que são responsáveis pela maior dose do método proposto. Isto ocorreu provavelmente devido à mensuração incorreta da espessura dos tecidos do fêmur (valores genéricos) que de fato ficam posicionados sob o raio central durante realização da imagem radiográfica.

Os maiores valores de DEP medidos durante a aquisição da imagem radiográfica do simulador de fêmur na incidência lateral foram os referentes aos parâmetros de exposição sugeridos pelo técnico da instituição de saúde I-3, pelo método proposto e pelo técnico da instituição de saúde I-2, respectivamente. Porém, em média, os especialistas consideraram a imagem do fêmur produzida com o método proposto boa em contraste e péssima em nitidez, enquanto que as imagens produzidas com os parâmetros sugeridos por Bontrager (2003), I-2 e I-3 boas tanto em contraste

quanto nitidez, sendo que a melhor relação qualidade de imagem *versus* dose é proporcionada por Bontrager (2003) com os níveis de contraste e de nitidez iguais a 0,7 e a dose igual a 0,17 mGy.

Também foi verificado se os anos de experiência dos radiologistas influenciaram na classificação das imagens (Figura 9).



**Figura 9.** Avaliação da qualidade das imagens radiográficas realizada pelos radiologistas individualmente: a) contraste e b) nitidez. **Figure 9.** Image quality evaluated by radiologists individually: a) contrast and b) sharpness.

Em relação ao contraste, o radiologista R4, com 33 anos de experiência, classificou como péssimas imagens que os demais médicos consideraram boas ou razoáveis. R2, com 37 anos de experiência, preferiu classificar a maioria das imagens como boas. R1 e R3, com 40 anos e 5 anos de experiência respectivamente, também apresentaram similaridade na classificação. R3 classificou a maioria das imagens como razoável.

Os anos de experiência parecem não ter interferido na classificação das imagens. Os médicos radiologistas R2 e R4 com 37 e 32 anos de experiência respectivamente, representam os extremos na avaliação. R2 foi menos rigoroso rejeitando apenas 2 imagens,

enquanto R4 considerou 17 imagens como inadequadas para o diagnóstico.

R4 rejeitou mais imagens dos protocolos Bontrager (6 imagens) e do I1 (5 imagens), enquanto que R2 rejeitou imagens apenas de I1. O primeiro rejeitou as imagens mais enegrecidas e imagens com densidade ópticas menos elevadas e o último apenas imagens com densidade ópticas menos elevadas.

Todas as respostas dos radiologistas convergiram para a classificação dos parâmetros de exposição na seguinte ordem: 1° – método proposto (0,67), 2° – I2 (0,62), 3° – I3 (0,53), 4° – Bontrager (0,49) e 5° – I1 (0,39), como demonstram os valores médios calculados (Figura 7) para todas as imagens, cada radiologista e cada parâmetro de exposição.

Ao considerar a dose recebida pelo paciente, a melhor relação qualidade de imagem *versus* dose é dada pelos parâmetros de I2, pois a dose média é 0,12 mGy enquanto que para o método proposto foi de 0,14 mGy.

É bom lembrar que imagens consideradas péssimas em termos de nitidez, mas com bom nível de contraste, bem como imagens com péssimo contraste e nitidez razoável, dependendo do detalhe de interesse e da preferência do médico radiologista não implicariam em repetição do exame.

A Tabela 2 mostra um resumo da avaliação realizada sobre a qualidade de todas as imagens radiográficas obtidas com os vários parâmetros de exposição. ICO, INI e QI são os índices globais de contraste, de nitidez e de qualidade de imagem, respectivamente, enquanto P, R, B e E correspondem à classificação do contraste e da nitidez das imagens em péssima, razoável, boa e excelente, respectivamente.

Nesta tabela se observa que os cálculos baseados nas respostas dos radiologistas permitiram classificar os parâmetros de exposição. O método proposto ficou em primeiro lugar, seguido pelos parâmetros utilizados pelos técnicos da Instituição de saúde I-2.

É bom ressaltar que os parâmetros fornecidos pelos técnicos das instituições de saúde são apropriados para seus próprios equipamentos (Emic Limex, Shimadzu, Simens Polymat B e VMI III Compacto Plus) em combinação com filmes, écrans, químicos, tempo e temperatura de processamento disponíveis no momento. Por isso, o técnico quando utiliza sempre um mesmo modelo de equipamento com parâmetros coerentes a um dado exame e obtendo boas imagens, terá sempre uma necessidade de adaptação quando for utilizar um outro modelo de equipamento. Isto talvez explique os resultados obtidos com os parâmetros fornecidos pela instituição de saúde I1, quando testados em nosso laboratório de pesquisa.

Para exemplificar, a Tabela 3 mostra os parâmetros de exposição utilizados para aquisição das imagens radiográficas apenas do simulador antropomórfico de úmero (Figura 9), os valores de dose medidos sob o raio central durante a realização das radiografias e a média dos níveis de contraste (CO) e de nitidez (NI) destas imagens avaliados pelos radiologistas.

A Tabela 3 permite comparar a relação qualidade de imagem *versus* dose de radiação (DEP) quando são variados apenas os parâmetros de exposição e mantidos os demais parâmetros constantes, a saber: equipamento de raios X, filme radiográfico, écran reforçador, químicos, temperatura e tempo de processamento do filme.

Na portaria da ANVISA nº 453/98 não constam valores de referência de dose para exame radiográfico de membros inferiores e superiores. Porém, em comparação com o valor de referência do exame de tórax (0,4 mGy e 1,5 mGy para as incidências AP e LAT, respectivamente) para uma combinação écran-filme de média velocidade, por exemplo, o nível médio de dose mensurado foi  $0,12 \pm 0,07$  mGy e  $0,18 \pm 0,019$  mGy para as incidências AP e Lateral, respectivamente, que correspondem a 29% e 12% respectivamente do valor de referência.

**Tabela 2.** Resumo da qualidade das imagens para todos os parâmetros de exposição sob análise. **Table 2.** Summary of quality image for all used parameters.

Fonte dos parâmetros de exposição	Contraste (%)				Nitidez (%)				Pontuação/Classificação			
	P	R	B	E	P	R	B	E	ICO	INI	QI	Classificação
Bontrager (2003)	20	0	80	0	10	30	60	0	56	54	55	4°
I-1	30	40	30	0	40	30	30	0	37	33	35	5°
I-2	0	20	80	0	0	20	80	0	64	64	64	2°
I-3	10	20	70	0	0	30	70	0	57	61	59	3°
Método proposto	0	20	70	20	10	0	80	10	77	66	72	1°

P: Péssimo; R: Razoável; B: Bom; E: Excelente

ICO: Índice global de contraste; INI: Índice global de nitidez; QI: Qualidade da imagem

**Tabela 3.** Parâmetros de exposição usados para radiografar o simulador de úmero, valores de dose mensurados e níveis médios de contraste e de nitidez avaliados pelos radiologistas. **Table 3.** Exposure parameters used to acquire radiographic images of humerus, measured radiation dose levels and average value of image contrast and sharpness evaluated by radiologists.

kVp	mA	Tempo	mAs	Fonte	CO	NI	Dose (mGy)
70	100	1/15	6,4	Bontrager (2003)	B	B	0,14
56	150	1/10	15	I-1	B	B	0,14
48	200	1/24	8,2	I-2	R	R	0,05
60	300	1/20	15,9	Método proposto	E	E	0,21

### Conclusões

O método desenvolvido sugere os parâmetros de exposição radiográfica para um dado exame em função das características do paciente (idade, sexo, espessura e raça) e do sistema radiológico. Para isso, utiliza como ponto de partida os parâmetros de exposição sugeridos (Bontrager, 2003) para a estrutura anatômica sob análise, além de aplicar regras empíricas encontradas na literatura muito utilizadas por técnicos de raios X.

Possui também interface de fácil utilização desenvolvida para a plataforma Windows®, com janelas, botões, uso do *mouse*, etc., não sendo necessário muito conhecimento de informática ao operá-lo. O usuário necessita somente informar os dados solicitados na interface referentes ao paciente, ao exame e ao sistema radiológico.

Uma comparação de imagens radiográficas obtidas de simuladores antropomórficos com os parâmetros de exposição sugeridos pelo método, por Bontrager (2003) e por técnicos de raios X de 3 instituições de saúde da região de Mogi das Cruzes, permitiram validar o método. Os níveis de contraste e nitidez das imagens radiográficas foram avaliados por cinco médicos radiologistas, que classificaram as imagens obtidas com auxílio do método proposto como sendo de qualidade para um bom diagnóstico. Além disso, os níveis de dose medidos durante a aquisição das imagens demonstraram que os parâmetros sugeridos pelo método proporcionam uma boa relação qualidade de imagem *versus* dose de radiação.

O método possui bom potencial para uso no treinamento de estudantes e profissionais da área de imagens médicas. A aplicação como ferramenta de apoio clínico, porém é mais limitada devido às dificuldades

de inserção do método computacional no fluxo de trabalho de serviços de radiodiagnóstico. Entretanto, pode ser utilizado para a construção de tabelas para cada exame, que poderão ser fixadas no serviço radiológico. Neste caso, o método minimizará a carga do aparelho de raios X, pois não haverá a necessidade de efetuar várias exposições de simuladores ou repetição de exames para encontrar os parâmetros de exposição mais adequados a um dado exame. Conseqüentemente, o método proporcionará também redução nos custos com a compra de filmes e de produtos químicos e também no tempo despendido com a repetição de exames.

Outro fator que limita o interesse clínico do método proposto é a substituição crescente de sistemas écran-filme por sistemas de raios X digital (CR ou DR), os quais já possuem algoritmos de correção de imagens e de ajuste de exposição integrados. Ainda assim o método poderá ser utilizado como recurso didático na formação de novos profissionais para o setor radiológico. Como ferramenta para treinamento ele é de grande valia uma vez que permite variar os parâmetros de exposição assim como as características da estrutura anatômica sob análise, o que é difícil ou às vezes impossível de realizar na prática radiológica para aprendizado em função do custo, do tempo e de maior exposição do paciente à radiação ionizante.

### Agradecimentos

À FAPESP (Fundação e Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo), à FAEP/UMC (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa) e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo suporte financeiro.

### Referências

- ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Legislação em Vigilância Sanitária:** Portaria nº 453, de 01/06/1998. Disponível em: <<http://e-legis.anvisa.gov.br/leisref/public/showAct.php?id=1021>>. Acesso em: 14 jul. 2008.
- AZEVEDO, A. C. P.; KOUTHER, E. M. M.; OTOLORIN, A. O.; CUNHA, A. L. L.; PIRES FILHO, A. Estudo comparativo das técnicas radiográficas e doses entre o Brasil e a Austrália. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 5, p. 343-346, 2005.
- BONTRAGER, K. L. **Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- BOONE, J. M.; SEIBERT, J. A. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. **Medical Physics**, v. 24, n. 11, p. 1661-1670, 1997.

- CALDAS, F. A. A.; ISA, H. L. V. R.; TRIPPJA, A. C.; BÍSCARO, A. C. F. P. J.; Souza, E. C. C.; TAJARA, L. M. Controle de qualidade e artefatos em mamografia. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 4, p. 295-300, 2005.
- CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY Jr., R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T. **Bases Físicas e Tecnológicas Aplicadas aos Raios X**. São Paulo: Editora SENAC, 2002.
- DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. Heuristic model for understanding x-ray film characteristics. **Medical Physics**, v. 3, n. 5, p. 340-345, 1976.
- KOTSUBO, M. T. K.; MARCHIORI, E.; AZEVEDO, A. C. P. Estudo dosimétrico de radiografias de tórax com o emprego de técnicas de alta quilovoltagem. **Radiologia Brasileira**, v. 36, n. 3, p. 163-167, 2003.
- MEDEIROS, R. B; ALVES, F. F. R. Análise dos resultados do programa de gerenciamento da qualidade dos equipamentos radiológicos. **Imagem**, v. 19, n. 3, p. 97-99, 1997.
- MOORE, K. L.; AGUR, A. M. R. **Fundamentos de Anatomia Clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- PRORAD. **Princípios de formação de imagem**. Disponível em: <www.prorad.com.br>. Acesso em: 19 nov. 2007.
- RADIOGRAPHIC Anatomy. Disponível em: <www.netanatomy.com>. Acesso em: 18 nov. 2004.
- RANALLO, F. N. **The Noninvasive Measurement of X-Ray Tube Potential**. Madison, 1993. Thesis – (PhD), University of Wisconsin.
- Royal College of Radiologists. **Making the best use of a department of clinical radiology: Guidelines for doctors**. London: RCR, 1991.
- SILVA, M. A.; FRÈRE, A. F. Computer simulation to find the unknown parameters of the radiographic film emulsion. In: EUROPEAN MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING CONFERENCE, 2., 2002, Vienna. **Proceedings...** 4-8 dec., v. 3, part. 1, p. 1266-1267, 2002.
- YAVENCO, A. Análise dos problemas da radiografia na prática odontológica. **Revista da ABRO – Associação Brasileira de Radiologia Odontológica**, v. 2, n. 1, p. 29-39. 2001.

