

Artigo Original

Recebido em 05/01/2007, aceito em 16/09/2007

Desenvolvimento de um sistema não invasivo para o controle de qualidade de equipamentos mamográficos

Development of a non-invasive system for quality control in mammography equipment

Eutrópio Vieira Batista*

Laboratório de Controle de Qualidade e Proteção

Radiológica / CEFET-PI

Praça da Liberdade, 1597

64000-040 Teresina, PI

E-mail: e_v_b@uol.com.br

Helen Jamil Khoury

Vinícius Saito Monteiro de Barros

Departamento de Energia Nuclear / UFPE

Francisco Almeida de Melo

Departamento de Física

Universidade Católica de Pernambuco

*Autor para correspondência

Resumo

A mamografia é atualmente o método de diagnóstico mais eficaz para detecção de patologias nas mamas. Contudo, o uso da radiação ionizante está associado a um risco de indução de câncer nos pacientes, o que torna imprescindível a implantação de programas de controle de qualidade para a otimização do procedimento e a obtenção de imagens de qualidade para o diagnóstico com a menor dose ao paciente. Este trabalho tem como objetivo a avaliação da resposta de um sistema dosimétrico desenvolvido para auxiliar nos programas de controle de qualidade em mamografia, através de medidas simultâneas da tensão do tubo de raios-X, do tempo de irradiação e do kerma ar na entrada da pele do paciente. Este sistema dosimétrico consiste de três sensores semicondutores (fotodiodos comerciais), acoplados a um sistema eletrônico e associados a um conjunto de filtros de Al e Cu. Um dos fotodiodos é usado para o controle do processo de leitura e medição do tempo de irradiação. A razão entre as leituras dos outros dois é utilizada para a determinação da tensão do tubo de raios-X através do método não invasivo baseado na diferença de atenuação com diferentes absorvedores. O sinal do semicondutor sem filtro também é usado para obter o valor do kerma no ar na entrada da pele do paciente. Todo o processo de medição é controlado por um dispositivo microcontrolador e os valores obtidos são visualizados em um *display*. O instrumento foi testado em um equipamento de raios-X mamográfico. Os resultados obtidos mostraram uma resposta linear e uma repetibilidade de 2% para as medidas do kerma ar na entrada da pele do paciente. A estabilidade na resposta da medida de tensão se mostrou reprodutível dentro de $\pm 1,5\%$. O teste das medidas do tempo de irradiação indicou uma variação inferior a 0,5%.

Palavras-chave: Mamografia, Sistemas dosimétricos, Controle de qualidade, Tensão do tubo, Tempo de irradiação.

Abstract

Mammography is today the most efficient way to detect early stage breast pathologies. However, since the use of ionizing radiation is associated with a risk of radio-induced carcinogenesis, it is important to make use of quality control and optimization of procedures in order to maintain an adequate image quality with the lowest achievable dose. The aim of this work is to study the response of a non-invasive dosimetric instrument, developed for quality control procedures in mammography, with simultaneous measurement of the kVp, exposure time and incident air kerma (INAK). This instrument consists of three semiconductor sensors (commercial photodiodes), connected to an electronic control system and associated with Al and Cu filters. One of the photodiodes is used to control the measurement process and activates a timer circuit. The ratio of the readings of the two other detectors is used for the measurement of the kVp, through a non invasive method based on the attenuation difference of detectors with different filtration. The signal of the unfiltered detector is also used for the evaluation of the incident air kerma. The control of the system is performed by a microcontroller and the values obtained are showed in a display. The instrument was tested for a mammography X-ray beam. Results for the incident air kerma showed a linear dose response with 2% stability (repeatability). Stability of the measured kVp indicated a variation smaller than 1.5%. Results of the exposure time repeatability showed a variation smaller than 0.5%.

Keywords: Mammography, Dosimetric systems, Quality control, Tube voltage, Exposure time.

Extended Abstract

Introduction

Mammography is the best way to detect breast cancer in its earliest and most treatable stage. In any radiographic procedure it is important that radiation dose is as low as reasonably achievable while maintaining, at the same time, an adequate image quality, consequently reducing the risk of radiation-induced carcinogenesis. One basic prerequisite on this trade-off is the quality control program of mammography equipment, which involves periodic tests on the X-ray units and film processor.

The aim of this work is to study the response of a non-invasive dosimeter, developed for quality control procedures, with simultaneous measurement of the kVp, exposure time and incident air kerma (INAK).

Materials and Methods

The electronic instrument developed in this work is composed of two electrometers, a starter circuit, ADC and a microcontroller circuit with a LCD display. Three semiconductor sensors (commercial photodiodes) were connected in photovoltaic mode to two separate specially built integrating electrometers. One of the detectors (XRA24) was fixed below an aluminum (0.4 mm) and copper (0.1 mm) filter, with its reading indicated on the display associated with "X". The other two detectors were not filtered, one of which activates a timer circuit, indicated on the display through parameter "T". The last detector (BPW34) was used for dose evaluation and is indicated on the display as "B". The kVp is obtained using the ratio B/X and a calibration curve.

Current generated by each photodiode is measured using built-in electrometers with three stages: current-to-voltage conversion, amplification and integration. These integrated signals are then retained by a sample-and-hold (S&H) circuit. The microcontroller then acquires the signal through the ADC and displays "X", "B" and "T" values on the LCD.

To calibrate the equipment, mean values of B/X were plotted against non-invasive readings from a calibrated RMI (Gammex, 242), mammography beam (Mo-anode, Mo-filter), from 25 to 30 kV, in 1 kV steps. Measurements repeatability was tested using 10 consecutive readings, with the most common clinical exposure technique (28 kV, 80 mAs, Mo-Mo anode-filter combination).

For INAK calibration, "B" values were compared to a previously calibrated ionization chamber (Keithley, 96035B) and an electrometer (Standard Imaging, CDX-2000A). Different calibration curves were used for each voltage within the 25-30 kV range, in 1 kV intervals, so knowledge of the kVp is necessary before making an air kerma measurement.

For the calibration of the exposure time, values of "T", in instrument units, were plotted against the time recorded by the RMI (Gamex, 242). Data points were obtained through irradiations of the two equipments using the same exposure parameters. The measurements repeatability was tested with 10 consecutive shots using 28 kV, 80 mAs, Mo-Mo anode-filter combination. Results were analyzed using the variability coefficient. Reproducibility was evaluated through seven different measurements (different days).

Results

Figure 5 shows the calibration curve of the ratio B/X versus RMI (Gamex, 242) reading for each mammographic quality beam (Mo-anode, Mo-filter combination), from 25 to 30 kV. Reproducibility of the measured kVp indicated a variation coefficient smaller than 1%.

Incident air kerma (INAK) calibrations for the range from 25 to 30 kV. The calibration curves are shown in Table 1. Repeatability of ten consecutive measurements (28 kV, 80 mAs, Mo-Mo anode-filter) resulted in a variation coefficient of less than 2%.

Figure 6 shows the calibration curve of the exposure time obtained by comparison of "B" values to RMI measured exposure times. Results of the repeatability showed variation coefficient smaller than 0.5%.

Discussion

The dosimeter presented in this work has proven to be viable for non-invasive quality control measurements of the kVp, air kerma and exposure time, when compared to commercially available systems.

Introdução

A mamografia é atualmente o método de diagnóstico mais eficaz na detecção de patologias nas mamas. O grande interesse nesse tipo de exame decorre da elevada taxa de incidência do câncer de mama e do alto padrão de qualidade das imagens necessários para o diagnóstico preciso. Dados mundiais apontam o câncer de mama como o segundo tipo de câncer mais freqüente no mundo, sendo a maior incidência de neoplasia maligna entre as mulheres (Brasil, 2005). Atualmente o Brasil ocupa o 28º lugar na mortalidade por câncer de mama. Em função disso, campanhas públicas em diversos países têm sido efetuadas para alertar a população sobre a importância do diagnóstico precoce. Esse fato tem contribuído para o aumento do número de exames realizados, bem como da quantidade de unidades de saúde com sistemas de radiodiagnóstico.

A detecção precoce do câncer de mama possibilita um tratamento mais eficaz com aumento da chance de cura. Nesse sentido, a mamografia pode contribuir para a detecção de patologias em estágio primário que, por suas pequenas dimensões e características físicas, dificilmente podem ser observadas por outras técnicas.

Entretanto, o uso da radiação ionizante está associado a um risco de indução de câncer no paciente (Law *et al.*, 1994; Zoetelief *et al.*, 1996), o que torna a otimização através dos programas de controle de qualidade condição imprescindível. Segundo a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 1987), ratificada por diversos protocolos de dosimetria (Zoetelief *et al.*, 1996), a grandeza recomendada para avaliar o risco ao paciente é a Dose Glandular Média (DGM), que é a dose média absorvida na glândula (excluindo a pele) em uma mama uniformemente comprimida e com composição do tecido 50% adiposo, 50% glandular. Como a DGM não pode ser medida diretamente, ela é obtida através do valor do kerma ar na entrada da pele do paciente (*Entrance Surface Air-Kerma* – ESAK) na superfície da mama, e aplicando-se os fatores de conversão apropriados, determinados através do Método Monte Carlo (Dance *et al.*, 2000; Wu *et al.*, 1991).

O valor do ESAK é obtido a partir da estimativa do kerma ar incidente na entrada da pele do paciente (*Incident Air-Kerma* – INAK) multiplicado pelo fator de retroespalhamento. Segundo a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde, o valor de referência do INAK para uma mama padrão (45 mm de espessura comprimida e de composição 50% glandular, 50% adiposa) e

na combinação anodo-filtro molibdênio-molibdênio, é de 10 mGy (Brasil, 1998).

O objetivo desse trabalho é o estudo e a caracterização de um instrumento dosimétrico desenvolvido para a avaliação da tensão aplicada ao tubo de raios-X, do tempo de irradiação e do kerma ar na entrada da pele do paciente (INAK). As vantagens deste equipamento em relação aos demais similares é que permite, com uma única exposição, a obtenção desses três parâmetros importantes para o controle de qualidade de equipamentos de mamografia (tensão de operação do tubo de raios-X, tempo de exposição e taxa de dose). Com estas características é um dispositivo de fácil uso, econômico e versátil.

Materiais e Métodos

O sistema eletrônico do instrumento desenvolvido neste trabalho compõe-se basicamente de dois eletrômetros, um circuito de acionamento, um circuito conversor analógico/digital e um microcontrolador acoplado a um *display*, conforme mostrado na Figura 1.

O conjunto de sensores é formado pelos fotodiodos comerciais BPW34 (Vishay Semiconductors, 2004), SFH206 (Siemens, 2004) e o fotodiodo XRA24 (Detection Technology, 2004), cujas características das respostas foram estudadas anteriormente por Batista *et al.* (2004). Os fotodiodos XRA24 e BPW34 são utilizados para a medição da tensão de operação do tubo de raios-X, com base no método da detecção diferencial (Ardran e Crooks, 1968; Gambaccini *et al.*, 1994; Melo, 2002; Menezes, 2000; Ranallo, 1993; Stanton *et al.*, 1966). Para isso, posicionou-se o fotodiodo XRA24 abaixo de lâminas atenuadoras de 0,4 mm de Al e 0,1 mm de Cu e colocou-se o BPW34 ao seu lado sem atenuação (Figura 1). A saída de cada um desses fotodiodos foi conectada à entrada de eletrômetros integradores. A razão das leituras dos dois sensores foi associada ao valor da tensão aplicada ao tubo de raios-X. A resposta do fotodiodo BPW34 também foi usada para estimar o valor do kerma ar na entrada da pele do paciente.

O fotodiodo SFH206 foi conectado ao circuito de “acionamento”, que fornece o sinal elétrico para acionar o circuito eletrônico e iniciar o processo de medição.

Circuito dos eletrômetros

Todos os fotodiodos foram ligados no modo corrente e conectados no modo fotovoltáico de forma que nenhuma tensão de polarização foi imposta a eles. Dessa maneira, quando a radiação ionizante incide sobre es-

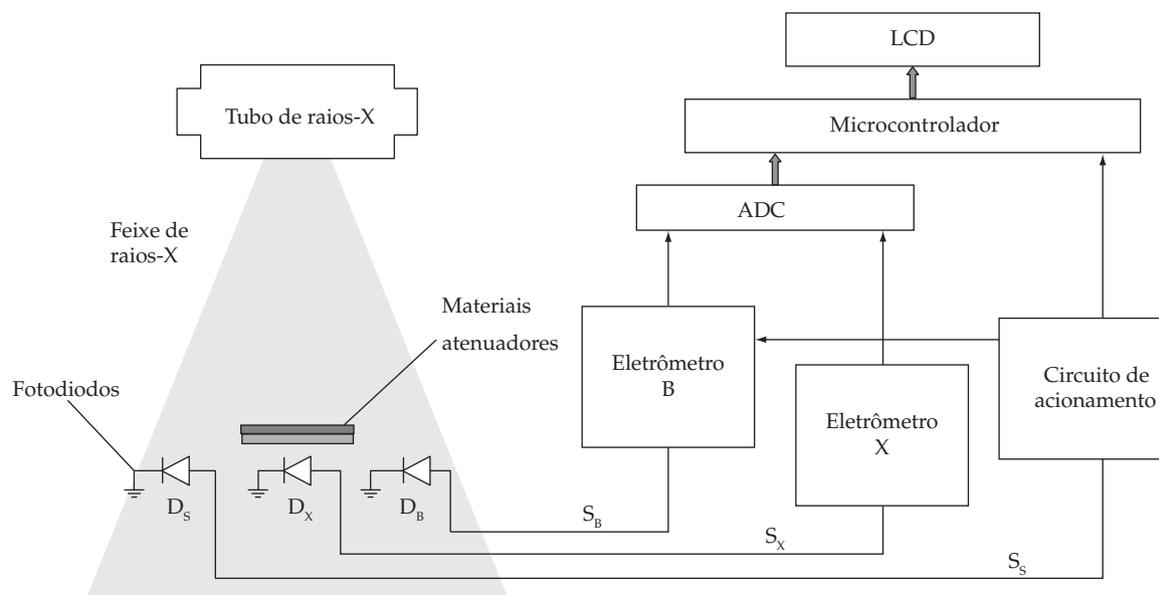


Figura 1. Diagrama de blocos do sistema dosimétrico desenvolvido. **Figure 1.** Blocks diagram of the dosimetric system developed.

ses sensores, eles irão produzir sinais de corrente proporcionais à intensidade de radiação incidente.

Os sinais gerados (correntes) pelos fotodiodos XRA24 e BPW34 na presença da radiação foram medidos através de eletrômetros especialmente projetados para cada um deles. Cada um desses eletrômetros é constituído por um estágio conversor de corrente/tensão, seguido de um amplificador e um integrador, conforme mostra o esquema da Figura 2. Em seguida, os sinais produzidos pelo integrador são retidos por um circuito tipo *sample-and-hold* (S&H). Este circuito, cujo esquema é mostrado na Figura 3, é formado por um capacitor colocado entre dois seguidores de tensão para a retenção da tensão, além de dois comparadores, um *flip-flop* tipo RS e um transistor tipo JFET de canal N, utilizado para o controle de chaveamento do capacitor para o terra (descarga).

O primeiro comparador tem a função de ativar o *flip-flop* assim que aparece o sinal de tensão proveniente do circuito acionador. Quando isso ocorre, a saída do comparador impõe à entrada S do *flip-flop* um nível alto fazendo com que a saída Q também fique com nível alto. Essa tensão segue para a entrada do outro comparador, que ficará com sua saída negativa, fazendo com que o transistor JFET entre na região de corte, possibilitando ao capacitor acumular a tensão produzida pela irradiação (sinal analógico). Quando não há mais o sinal de entrada, com a ausência da radiação ionizante, a saída do *flip-flop* fica mantida e a tensão acumulada no capacitor permanece para que seja rea-

lizada a sua leitura (transformação do sinal analógico em sinal digital). Após a conclusão da leitura, sob o comando do operador, o microcontrolador envia um outro sinal para a entrada R do *flip-flop* fazendo com que haja uma inversão da polarização do JFET, que entra na região de saturação, permitindo que a carga acumulada pelo capacitor escoe para o terra, preparando o sistema para uma nova aquisição (medição).

Circuito de acionamento

A medição do tempo de irradiação e a inicialização do processo de medição utiliza um circuito monoestável baseado em um CI 555. Esse circuito é acionado pelo sinal produzido pelo fotodiodo SFH206. Para isso, esse fotodiodo foi conectado a um conversor corrente/tensão e a um amplificador que, a seguir, foi ligado às bases de transistores que fazem o chaveamento para o acionamento do monoestável.

Circuito digital microcontrolado

Todo o processamento da medição é comandado por um microcontrolador (Atmel, AT89S8252O), cujo conjunto de instruções e pinagem são compatíveis com o padrão da família 8051.

Para o funcionamento adequado do sistema de medição, foi desenvolvido um *software* em linguagem Assembly e gravado na memória EEPROM do microcontrolador. Assim que o sistema é ligado, após as inicializações necessárias, o *software* faz com que o dispositivo permaneça em um *loop* eterno, onde é

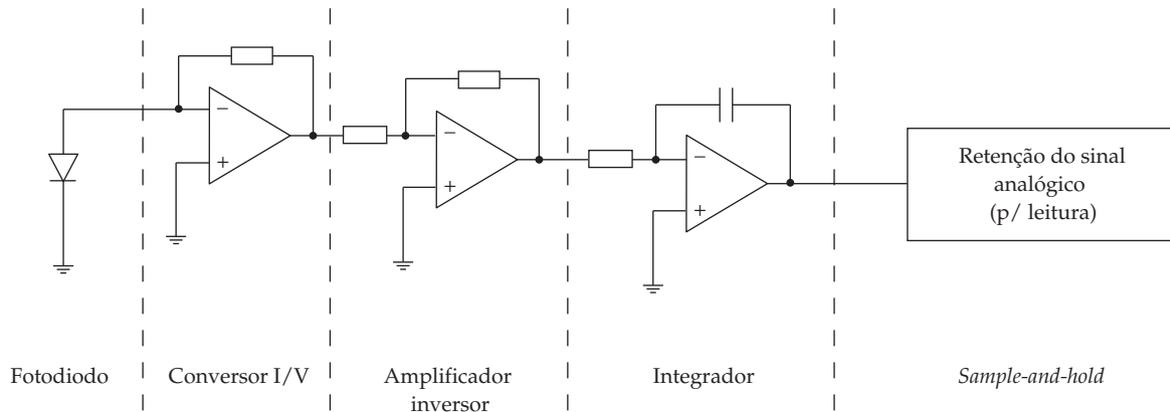


Figura 2. Esquema de blocos do circuito do eletrômetro. **Figure 2.** Blocks scheme of the electrometer circuit.

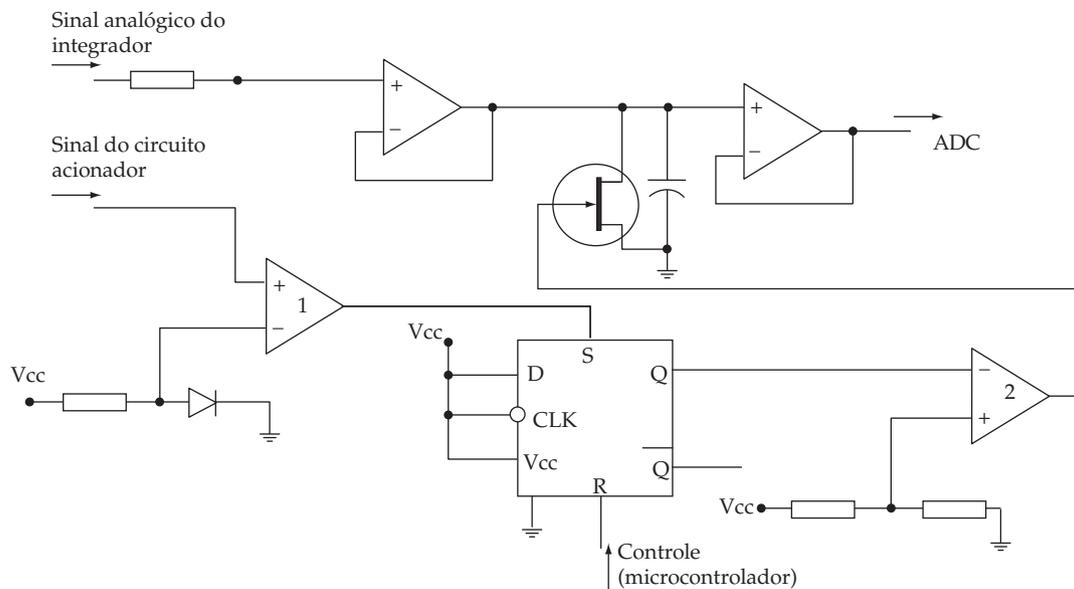


Figura 3. Circuito *sample-and-hold* (S&H) para controle de leitura das respostas dos fotodiodos. **Figure 3.** *Sample-and-hold* circuit (S&H) for control of the photodiode measurements.

continuamente testado o nível de uma determinada entrada (pino) do microcontrolador, até que essa entrada seja acionada através do circuito ligado ao fotodiodo SFH206 (circuito de acionamento). Quando isso ocorre, o microcontrolador segue com uma rotina de contagem do tempo de irradiação através do incremento de registradores correspondentes às unidades, dezenas, centenas e milhares, até que a radiação deixe de incidir sobre o sensor. Concomitantemente, tensões proporcionais à incidência de radiação são armazenadas nos capacitores dos circuitos integradores dos sensores. Quando a radiação cessa, os valores máximos das tensões acumuladas nos capacitores dos circuitos integradores serão retidos pelos circuitos de S&H ligados aos mesmos.

Ao final da irradiação o microcontrolador controlará a conversão analógico/digital através de um conversor de 8 bits (National Semiconductors, ADC0808) com capacidade para oito entradas analógicas. A saída de cada circuito de S&H é interligada a duas de suas entradas analógicas, e o sinal digital obtido é conectado a uma das portas do microcontrolador. Quando os dados digitais estão disponíveis, são processados para serem apresentados no *display* de cristal líquido (LCD). O diagrama de blocos do circuito digital é mostrado na Figura 4.

A visualização seqüenciada de cada valor é feita pelo operador através do acionamento de um botão externo (B2). No *display* são mostrados os valores em unidades arbitrárias (u.a.) correspondentes às tensões

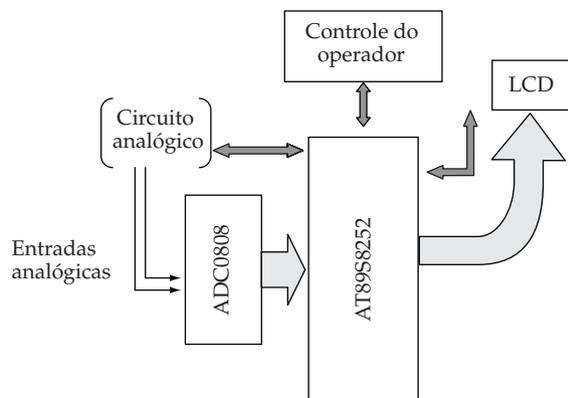


Figura 4. Esquema geral do circuito digital. **Figure 4.** General scheme of digital circuit.

acumuladas nos capacitores dos circuitos integrados dos fotodiodos BPW34 e XRA24, indicados como B e X, respectivamente, e o valor em u.a. correspondente ao tempo de irradiação, indicado como T. Um outro botão (B1) também é usado quando o operador deseja reinicializar o sistema para realizar uma nova medição.

O sistema foi montado e recebeu a denominação de MAMO-KVDT-01. A seguir foram realizadas as medições visando obter as curvas de calibração para a medida da tensão e do tempo de irradiação do equipamento de raios-X mamográfico, bem como para a obtenção do kerma ar na entrada da pele do paciente.

Para a calibração do potencial aplicado ao tubo de raios-X, os valores médios das razões das respostas B/X do sistema desenvolvido, para as várias qualidades de feixes mamográficos utilizadas, foram colocados em um gráfico em função do valor da tensão medida pelo medidor RMI (Gammex, 242) previamente calibrado. Foi então traçada a curva de calibração formada pelo ajuste linear (*fitting*) dos pontos obtidos. De posse da equação da curva formada, foi possível determinar a tensão aplicada através das medidas obtidas com o instrumento.

Na obtenção do gráfico das respostas (B) *versus* o kerma ar na entrada da pele do paciente (INAK), foram realizadas irradiações em diferentes valores de tensão do tubo utilizadas clinicamente no intervalo entre 25 e 30 kV. O INAK foi determinado com uma câmara de ionização (Keithley, 96035B) ligada ao eletrômetro (Standard Imaging, CDX-2000A), previamente calibrados. É importante lembrar que para a obtenção do INAK deve-se utilizar uma curva de calibração que depende da tensão do tubo.

A curva de calibração do tempo de irradiação foi determinada através da comparação das leituras rela-

cionadas ao tempo medido pelo instrumento (T), em unidades arbitrárias (u.a.), com o tempo registrado pelo equipamento RMI (Gamex, 242). Os pontos das curvas foram obtidos pela irradiação de ambos os medidores com os mesmos parâmetros.

Resultados e Discussão

A Figura 5 mostra os resultados dos valores da relação entre as leituras obtidas para os fotodiodos BPW34 e XRA24 (B/X) em função dos valores de tensão medidos com o equipamento RMI calibrado (Gamex, 242). Esses resultados mostram que existe uma dependência entre o valor da razão entre as leituras dos fotodiodos e a tensão aplicada ao tubo, o que permite utilizar a relação entre as respostas dos fotodiodos como um parâmetro para a medida não invasiva da tensão de operação do mamógrafo.

A calibração do kerma ar na entrada da pele do paciente (INAK) foi realizada para cada uma das tensões nominais indicadas no painel do equipamento mamográfico: de 25 a 30 kV. A Tabela 1 mostra as equações das retas obtidas entre a resposta do fotodiodo e o va-

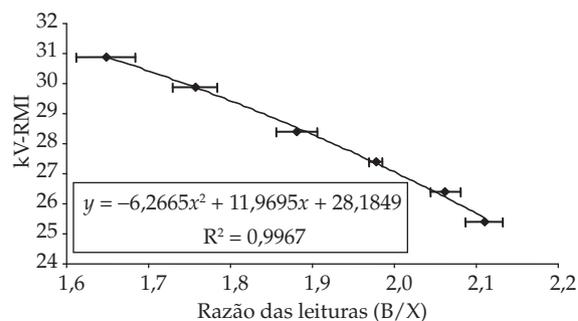


Figura 5. Curva de calibração da tensão aplicada ao tubo de raios-X mamográfico. **Figure 5.** Calibration curve of voltage mammographic X-ray tube.

Tabela 1. Equações das retas e os coeficientes R² obtidos das respostas em função do kerma no ar incidente para as tensões de 25 a 30 kV de um equipamento mamográfico.

Table 1. Equation of curves and coefficient R² obtained by incident air kerma for mammographic voltages between 25 a 30 kV of the mammographic equipment.

kV	B (BPW34)
25	$y = 0,3602x - 0,2360$ (R ² = 0,9968)
26	$y = 0,3265x + 0,0667$ (R ² = 0,9961)
27	$y = 0,3215x + 0,2222$ (R ² = 0,9977)
28	$y = 0,3523x + 0,0838$ (R ² = 0,9997)
29	$y = 0,3633x + 0,0862$ (R ² = 0,9994)
30	$y = 0,3533x + 0,2443$ (R ² = 0,9997)

lor do kerma, com os respectivos coeficientes de determinação. Observa-se a linearidade entre a resposta do sensor e o valor do kerma ar.

A Figura 6 apresenta os resultados das medidas do tempo de exposição obtidos com o equipamento desenvolvido e os valores medidos com o sistema RMI.

Após as calibrações, foram realizados testes para a verificação das características de resposta relativas à: repetibilidade e estabilidade da medida da tensão; influência do efeito anódico na resposta do detector; repetibilidade do kerma ar na entrada da pele do paciente e estabilidade da medida do tempo.

Para esses testes, o sistema dosimétrico foi colocado no local de posicionamento da mama: na mesa de suporte de um equipamento mamográfico (Siemens, Mammomat 1000). Foram utilizados os feixes correspondentes às tensões nominais de 25 a 30 kV e combinação anodo-filtro de Mo-Mo. Posicionou-se o instrumento no eixo anodo-catodo, sendo sua parte frontal direcionada para o anodo. Os sensores ficaram centralizados no campo do feixe, a uma distância de 50 mm da borda do suporte da mama (ou na direção do catodo), com o visor na direção do anodo. Na Figura 7 é mostrado o posicionamento do instrumento na mesa de suporte do equipamento mamográfico utilizado para as irradiações.

No estudo da repetibilidade da tensão de operação do tubo de raios-X, aplicando-se uma das técnicas mais usadas em mamografias (tensão nominal de 28 kV, 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo), as 10 medições consecutivas (Tabela 2) indicaram um coeficiente de variação menor que 1%. Na Figura 8 pode-se observar a variação das medidas com relação ao valor médio (linha cheia) e os intervalos de 1 e 2 desvios padrões (linhas pontilhadas). Pelos re-

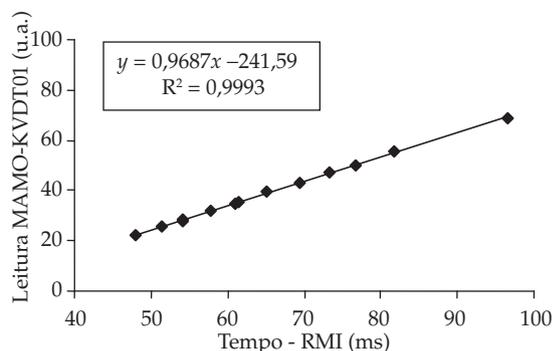


Figura 6. Curva de calibração do tempo em irradiações no equipamento mamográfico. **Figure 6.** Calibration curve of exposure time in the mammographic equipment.



Figura 7. Posicionamento do MAMO-KVDT-01 no equipamento mamográfico. **Figure 7.** MAMO-KVDT-01 positioning in the mammographic equipment.

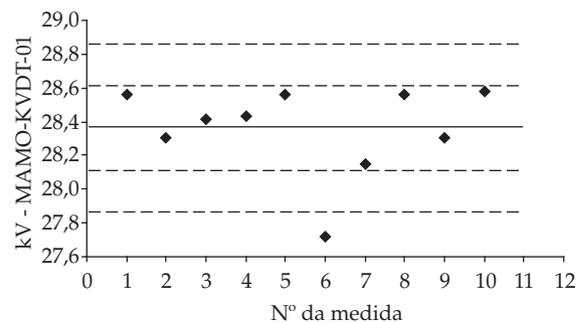


Figura 8. Repetibilidade da tensão no MAMO-KVDT-01. **Figure 8.** MAMO-KVDT-01 voltage repeatability.

Tabela 2. Repetibilidade da tensão. **Table 2.** Voltage repeatability.

MAMO-KVDT-01	kV
	28,56
	28,30
	28,41
	28,43
	28,56
	27,72
	28,15
	28,56
	28,30
	28,58
Média	28,36
Desvio padrão	0,27
cv (%)	0,94

sultados obtidos do estudo da estabilidade em função do tempo (reprodutibilidade), observa-se que o coeficiente de variação máximo entre as medidas ficou abaixo de 1,5% (Tabela 3).

Na verificação da alteração das respostas com posicionamentos do sistema dosimétrico na mesa de suporte para a mama de 90° e 180° não foi observada uma alteração significativa, ficando em torno de 1,5%, portanto dentro das variações determinadas pelo estudo da estabilidade das leituras (Tabelas 2 e 3). Isso ocorre porque o arranjo dos sensores é tal que, por estarem muito próximos, constituem-se em uma “sonda quase pontual”. Deve-se garantir, no entanto, que esses sensores estejam posicionados no eixo central da direção anodo-catodo e que se encontrem a uma distância de 50 mm da extremidade correspondente à parede torácica.

O estudo da repetibilidade do kerma ar na entrada da pele do paciente com 10 medições realizadas pelo sistema dosimétrico com a técnica de 28 kV (tensão nominal), 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo, indica um coeficiente de variação menor que 2% (Tabela 4). A variação das medidas com relação ao valor médio (linha cheia) pode ser vista na Figura 9 (os intervalos de 1 e 2 desvios padrões estão indicadas pelas linhas pontilhadas).

Tabela 3. Reprodutibilidade da tensão. **Table 3.** Voltage stability.

kV painel	kV-RMI	kV MAMO-KVDT-01			Erro (%)
		Média	dp	cv (%)	
25	25,40	25,54	0,326	1,28	-0,53
26	26,40	26,22	0,254	0,97	0,69
27	27,40	27,35	0,099	0,36	0,19
28	28,40	28,53	0,285	1,00	-0,44
29	29,90	29,87	0,268	0,90	0,11
30	30,90	30,88	0,315	1,02	0,05

Tabela 4. Repetibilidade do kerma ar na entrada da pele do paciente. **Table 4.** Incident air kerma repeatability.

MAMO-KVDT-01	INAK (mGy)
	8,93
	8,93
	9,10
	8,99
	8,93
	9,38
	9,10
	8,93
	8,93
	8,82
Média	9,00
Desvio padrão	0,16
cv (%)	1,76

No estudo da repetibilidade do tempo de irradiação, utilizando a técnica mamográfica de 28 kV, 80 mAs e combinação anodo-filtro de Mo-Mo, observou-se que em 10 medições consecutivas o coeficiente de variação foi menor que 0,5% (Tabela 5). Na Figura 10 pode-se verificar a variação das medidas com o valor médio (linha cheia) e seus desvios-padrão (linhas pontilhadas).

Conclusão

Um sistema dosimétrico foi especialmente construído para auxiliar no controle de qualidade de equipamentos mamográficos. Este sistema baseou-se na resposta de três sensores para a determinação de parâmetros como: tensão aplicada ao tubo de raios-X, tempo de irradiação e kerma ar na entrada da pele do paciente. Este trabalho mostrou uma análise das respostas deste sistema na faixa de energia usada em feixes de mamografia.

No estudo da estabilidade das medidas da tensão aplicada ao tubo do sistema dosimétrico, em função dos valores medidos pelo RMI (Gamex, 242), o coeficiente de variação ficou inferior a 1,5%.

O sistema dosimétrico apresentou uma resposta linear com o kerma ar na entrada da pele do pacien-

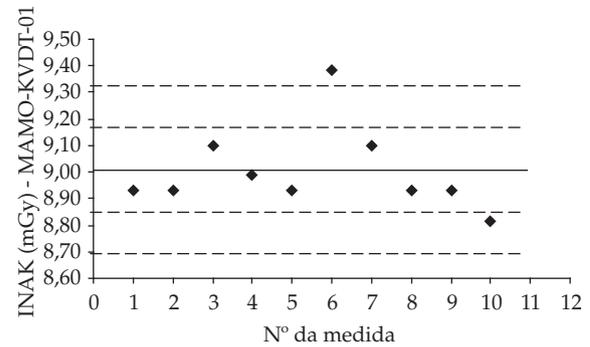


Figura 9. Repetibilidade do kerma na entrada da pele do paciente. **Figure 9.** Incident air kerma repeatability.

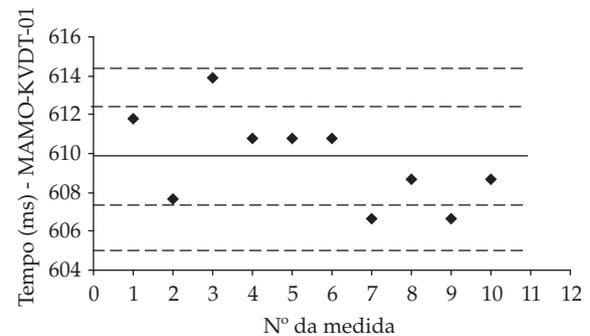


Figura 10. Repetibilidade do tempo de irradiação. **Figure 10.** Exposure time repeatability.

Tabela 5. Repetibilidade do tempo de irradiação. **Table 5.** Exposure time repeatability.

MAMO-KVDT-01	tempo (ms)
	611,80
	607,67
	613,86
	610,77
	610,77
	610,77
	606,64
	608,70
	606,64
	608,70
Média	609,63
Desvio padrão	2,36
cv (%)	0,39

te para os diferentes valores de tensões utilizadas em mamografia e a variação na repetibilidade dos valores das medidas do kerma com o instrumento ficou abaixo de 2%.

O sistema também apresentou boa estabilidade para a medição do tempo de irradiação, comparado com o tempo medido pelo RMI (Gamex, 242), com variação inferior a 0,5%.

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema dosimétrico de tecnologia nacional, de fácil manuseio (comunicação amigável, com instruções simples de operação) e com um custo relativamente baixo, quando comparado com sistemas adquiridos no mercado. Este instrumento mostrou-se viável para o controle de qualidade de equipamentos mamográficos, pois permite a medição simultânea da tensão aplicada ao tubo de raios-X, do tempo de irradiação e do kerma na entrada da pele do paciente.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo apoio financeiro para a realização deste trabalho.

Referências

- Ardran, G.M., Crooks, H.E. (1968), "Checking diagnostic X-ray beam quality", *The British Journal of Radiology*, v. 41, n. 483, p. 193-198.
- Batista, E.V., Khoury, H.J., Melo, F.A., Pereira, J.M., Barros Silva Jr, V.S.M. (2004), "Estudos da resposta de fotodiodos para calibração de feixes mamográficos", In: *Anais do*

- III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica [CLAEB'2004]*, João Pessoa, v. 5, p. 1003-1005, 22-25 set.
- Brasil, Ministério da Saúde (1998), Portaria nº 453, "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico", *Diário Oficial da União*, n. 103.
- Brasil, Ministério da Saúde (2005), "Estimativa 2006: Incidência de câncer no Brasil", INCA (Instituto Nacional de Câncer), Rio de Janeiro.
- Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., Beckett, J.R., Kotre, C.J. (2000), "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol", *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 11, p. 3225-3240.
- Detection Technology, In: www.deete.com, acessado em 02/02/2004.
- Gambaccini, M., Marziani, M., Rimondi, O. (1994), "A fast non-invasive beam check for mammography X-ray units", *Physics in Medicine and Biology*, v. 39, n. 9, p. 1423-1435.
- ICRP – International Commission on Radiological Protection (1987), "Statement from the 1987 COMO meeting of the ICRP", In: *Annals ICRP Publication 52*, v. 17, n. 4, Oxford.
- Law, J., Dance, D.R., Faulkner, K., Fitzgerald, M.C., Ramsdale, M.L., Robinson, A. (1994), "The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems", *Institute of Physical Sciences In Medicine (IPSM) Report 59*, 2nd ed., New York.
- Melo, F.A. (2002), "Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para controle de qualidade de equipamentos de raios-X odontológicos", Tese de Doutorado, Departamento de Energia Nuclear, UFPE, Recife, 62 p.
- Menezes, C.J.M. (2000), "Desenvolvimento de um dosímetro multicanal para radioterapia", Dissertação de Mestrado, Departamento de Energia Nuclear, UFPE, Recife, 75 p.
- Ranallo, F.N. (1993), "The noninvasive measurement of X-ray tube potential", PhD Thesis, The University of Wisconsin, Wisconsin, 174 p.
- Siemens, In: www.chipdocs.com/datasheets/datasheet-pdf/Siemens/SFH206.html, acessado em 02/02/2004.
- Stanton, L., Lightfoot, D.A., Mann, S. (1966), "A penetrameter method for field kV calibration of diagnostic X-rays machines", *Radiology*, v. 87, n. 1, p. 87-98.
- Vishay Semiconductors, In: www.vishay.com/docs/81521/bpw34.pdf, acessado em 02/02/2004.
- Wu, X., Barnes, G.T., Tucker, D.M. (1991), "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography", *Radiology*, v. 179, n. 1, p. 143-148.
- Zoetelief, J., Fitzgerald, M., Leitz, W., Säbel, M. (1996), "European Protocol on Dosimetry in Mammography", n. EUR 16263 EN, Luxembourg.

