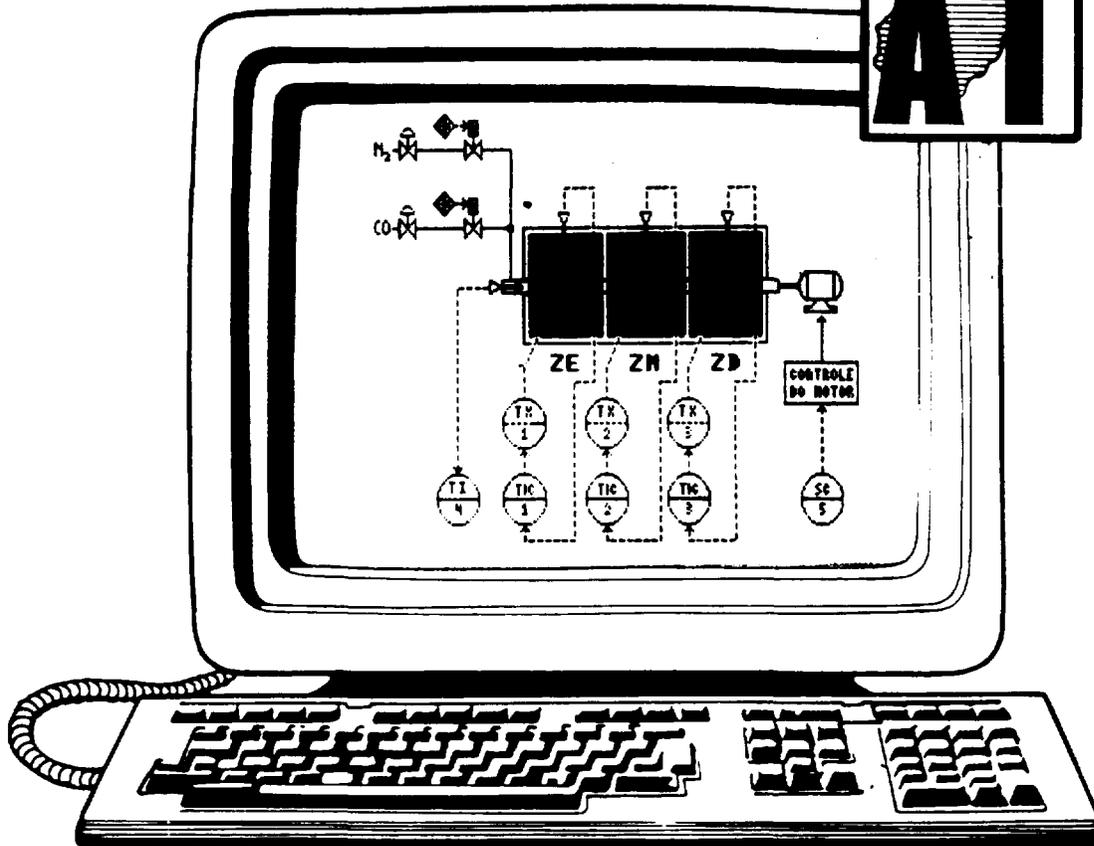


# 1º ENCONTRO REGIONAL DE AUTOMAÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO



BR99H0037

INIS - BR - - 3709



09 A 12 DE AGOSTO DE 1989

Universidade Federal do Espírito Santo

Centro Tecnológico

Vitória-ES.

## ANAIS Vol. II

30 - 13

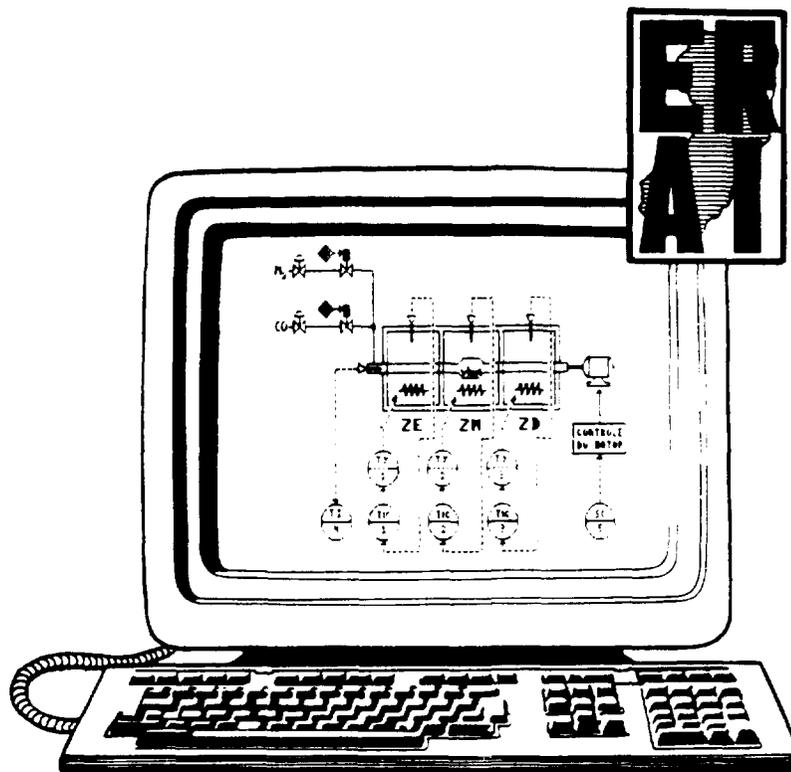


GRINST-ES



# 1º ENCONTRO REGIONAL DE AUTOMAÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO

VOLUME 1 e 2



COMITÉ EDITOR: Edson Baptista - Presidente  
Domingos Sávio L. Simonetti  
Edson de Paula Ferreira  
José Denti Filho  
Jussara Farias Fardin  
Wilson C. P. Araújo Filho

MEDIDOR DO POTENCIAL DE PICO APLICADO EM TUBOS  
DE RAIÓ-X DE SISTEMAS MAMOGRAFICOS

**Homero Schiabel**

**Annie F. Frère**

Escola de Engenharia de São Carlos - USP  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560 - São Carlos (SP)

**José P. Andreeta**

Instituto de Física e Química de São Carlos - USP  
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560 - São Carlos (SP)

**RESUMO:** É muito importante identificar com precisão o real valor do potencial de pico (ou, simplesmente, KVp) aplicado entre os eletrodos de um tubo de raio-X para finalidades de diagnóstico médico, pois é o parâmetro que determina a qualidade energética do feixe em termos do poder de penetração dos fótons. Sobreretudo em sistemas mamográficos, torna-se de fundamental relevância a aferição precisa da KVp em virtude do fato de que os tecidos moles envolvidos nesse tipo de exame proporcionam absorção diferenciada - e, conseqüentemente, bom contraste na chapa mamográfica - apenas dentro de uma faixa energética bastante restrita.

Assim, foi desenvolvido um equipamento para fazer a aferição da KVp em mamógrafos com a necessária precisão, utilizando os princípios básicos da detecção de cintilação. O sistema desenvolvido é, portanto, composto de um cristal de NaI(Tl) que funciona como sensor de raios-X - em substituição aos filmes radiográficos tradicionais que, normalmente, são sérios introdutores de erros em medidas desse tipo -, uma fotomultiplicadora e um circuito eletrônico de apoio. Na operação do dispositivo, o cristal transforma os fótons de raio-X em luz que é captada pela fotomultiplicadora e transformada, por sua vez, em pulsos elétricos amplificados. O circuito eletrônico, por fim, após adequado tratamento dos pulsos, possibilita a amostragem instantânea em "displays" do valor real da KVp utilizada no teste.

**ABSTRACT:** It's of a great importance to identify accurately the real peak potential (or simply, KVp) applied to a X-ray tube purposed to medical diagnosis, since it defines the beam energetic quality in terms of photons penetration power. Mainly in mammographic systems, it's of fundamental relevance the KVp accurate measurement because the soft tissues involved in this kind of examination provides different absorption - and, hence, clear contrast on mammographic film - just in a very restrict energetic range.

Thus a device to measure KVp with adequate accuracy in mammographic units, using the basic principles of scintillation detection, was developed. This system is therefore composed of a NaI(Tl) crystal which is a X-ray sensor - replacing radiographic films which usually are a source of errors in these measurements -, a photomultiplier tube and an electronic circuit. When it is operated, the crystal changes X-ray photons into light caught by the photomultiplier tube and changed into amplified electric pulses. Finally the electronic circuit, after adequate pulses treatment, shows instantaneously the actual KVp value in the test on displays.

**PALAVRAS-CHAVES:** Detecção de cintilação; controle de qualidade de imagem; sistemas mamográficos; potencial de pico(KVp); raios-X.

## 1-INTRODUÇÃO

É reconhecidamente importante a manutenção de programas de controle de qualidade para sistemas radiográficos no sentido de assegurar a elaboração de diagnósticos precisos por parte dos radiologistas. Dentre os parâmetros envolvidos nesses programas, um é particularmente relevante, sobretudo quando se trata de controle de qualidade de sistemas mamográficos: a energia do feixe de raios-X que, segundo L.A.M. Scaff (1979), é um fator diretamente determinante por estar relacionado ao poder de penetração dos fótons de raio-X. Todavia, existe um problema: no exame mamográfico, a faixa de operação do equipamento de raios-X (isto é, do mamógrafo) é bastante restrita. Isso se deve pelo fato de que os tecidos envolvidos nesse tipo de exame (músculos, gordura, nódulos, etc.) têm coeficientes de absorção de raios-X muito próximos entre si. Em outras palavras, só se obtém um bom contraste na chapa mamográfica dentro de uma pequena faixa energética de operação.

Por isso, torna-se de grande relevância a aferição do sistema mamográfico no que concerne ao fator que determina a energia do feixe de raios-X durante o exame. Esse fator é o potencial elétrico aplicado entre o cátodo e o anodo do tubo, conhecido usualmente por KVP (ou "kilovoltagem de pico"). A importância de se averiguar se o valor de KVP ajustado no painel do aparelho é realmente aquele que está sendo aplicado no tubo está no fato de que, em exames mamográficos, pequenos desvios no valor operacional da KVP podem afetar de modo crítico a imagem obtida na chapa mamográfica e, por conseguinte, o diagnóstico médico. Como, paralelamente, é também difícil aferir com precisão a KVP de qualquer sistema radiográfico, tornou-se particularmente importante o desenvolvimento de dispositivos com essa finalidade, através de investigações das características energéticas do feixe.

Com base nesses aspectos, foi desenvolvido um dispositivo prático e de simples operação para avaliar a KVP aplicada ao tubo de raios-X em sistemas mamográficos. Esse instrumento utiliza a detecção de cintilação como chave do procedimento operacional, amostrando um sinal analógico que é convertido, depois, em digital para exibir o valor da KVP aferida em "displays".

## 2. CONSTITUIÇÃO BÁSICA E OPERAÇÃO DO DISPOSITIVO

O dispositivo é composto basicamente por três estágios. No primeiro,

ocorre o processo da detecção de cintilação (G.G. Eichholz e J.W. Poston, 1979): os fótons de raio-X incidem num cristal cintilador que transforma a intensidade da radiação em intensidade luminosa; essa luminosidade é convenientemente dirigida ao fotocátodo de uma fotomultiplicadora, onde é convertida em corrente elétrica que vai sendo amplificada. O segundo estágio do sistema, aonde se conecta a saída da fotomultiplicadora, é um circuito eletrônico baseado em determinadas e específicas configurações com amplificadores operacionais, cuja finalidade é converter os pulsos que chegam à sua entrada (provenientes da fotomultiplicadora) em um nível DC de tensão a ser aplicado ao estágio seguinte. Essa terceira seção é a parte digital do conjunto, formada por um conversor A/D e por mostradores digitais ligados à sua saída.

No estágio detector de cintilação, o sensor de raios-X é o cristal de iodeto de sódio dopado com tálio (NaI(Tl)), que substitui com muitas vantagens o filme radiográfico, utilizado na maioria dos sistemas disponíveis para aferição da KVP de aparelhos de raio-X. A utilização do cristal em lugar do filme é um importante avanço por eliminar as imprecisões normalmente causadas pelos filmes (problemas que vão desde a sua sensibilidade variada, dependendo do tipo, até os problemas decorrentes da revelação). A cintilação do cristal é dirigida à janela da fotomultiplicadora que a converte, através de um processo de emissão secundária de elétrons, em corrente elétrica. A fotomultiplicadora é composta de vários estágios denominados dinodos, que são submetidos a uma diferença de potencial sucessivamente maior em relação ao ponto "terra" (esteja ele ligado ao fotocátodo ou ao anodo). Assim, conforme o feixe de elétrons "caminha" no interior da fotomultiplicadora até atingir o anodo, ele vai sendo amplificado pela diferença de potencial interdinodos, mantida por uma rede de divisores de tensão externos e alimentada por uma fonte DC de alta tensão. Portanto, no anodo são coletados pulsos cuja amplitude é proporcional à energia luminosa captada do cristal. Porém, a luminosidade do cristal de NaI(Tl) é proporcional, ainda, à energia do feixe de raio-X incidente; logo, a amplitude dos pulsos de saída da fotomultiplicadora é também proporcional à energia dos fótons de raios-X e, por conseguinte, à KVP que os gerou.

Desse modo, o circuito eletrônico foi projetado para transformar os pulsos de saída do estágio detector

de cintilação em um nível DC a ser enviado ao conversor A/D. Na elaboração desse circuito, houve a preocupação básica com relação a dois aspectos: (1) transformar a série de pulsos de entrada num nível contínuo de tensão com amplitude proporcional à desses pulsos; (2) obter uma amplitude de tensão contínua de saída numericamente igual à Kvp que gerou aquele sinal.

Essa segunda finalidade foi alcançada através do levantamento prévio de curvas de calibração: São os dados correspondentes à amplitude dos pulsos de saída da fotomultiplicadora observados como valores em volts e tomados sobre uma carga de  $1\text{ M}\Omega$  na saída do primeiro estágio. Relacionando num gráfico a amplitude  $V_0$  desses pulsos como função da Kvp aplicada, pôde-se verificar qual deveria ser o valor da tensão  $V_S$  de saída do circuito eletrônico. Esse nível  $V_S$  deveria corresponder a um valor (em mV) numericamente igual à Kvp durante aquele teste, logo, deveria satisfazer a relação do tipo:

$$V_S = \frac{1}{A} (V_0 - B) \quad (1)$$

que descreve a equação típica das retas de um gráfico "Kvp X  $V_0$ " (obviamente, com o valor da Kvp substituído por  $V_S$  nesse caso). A e B na equação (1) são constantes que indicam a inclinação das retas e os pontos de intersecção com os eixos.

Montado o circuito eletrônico, o sinal - ainda sob forma de pulsos - foi conectado a um circuito detector de pico para satisfazer a primeira finalidade mencionada acima, ou seja, enviar um nível contínuo de tensão ao conversor A/D do estágio seguinte.

O conversor A/D empregado é um CI 7107 montado na configuração de voltímetro. Ele tem como entrada o nível DC, proveniente do circuito eletrônico de tratamento com amplitude  $V_S$  - variável de acordo com a variação da Kvp do mamógrafo - e sua saída alimenta um grupo de mostradores digitais. Nesses mostradores, o operador do equipamento pode ler um número que deve ser o valor da Kvp aplicada.

O sistema inteiro é montado em dois blocos. Um abriga o conjunto cristal + fotomultiplicadora, que é encostada à janela do tubo de raios-X - a face do cristal cilíndrico recoberta com "myler" aluminizado virada para o tubo e a outra face, por onde é emitida a luminescência, virada para a janela da fotomultiplicadora. O outro bloco, que se liga ao primeiro através de cabos suficientemente grandes, contém o circuito eletrônico, o conversor A/D, os "displays" e as fontes de alimentação de todo o conjunto.

Durante a operação, o primeiro bloco (cristal + fotomultiplicadora) é acoplado externamente ao tubo de raios-X, enquanto o outro, que serve como controle, pode ser posicionado onde o operador julgar conveniente (junto do painel do mamógrafo, por exemplo). Ligado o equipamento, será lido nos "displays" o valor real da Kvp aplicada num teste com o mamógrafo para comparar com o valor ajustado no painel do aparelho.

### 3. DISCUSSÃO

Cabe discutir agora alguns aspectos que envolvem a montagem e a operacionalidade do equipamento desenvolvido.

Quanto ao primeiro estágio, convém destacar que a substituição do filme radiográfico pelo cristal de NaI(Tl) como sensor de raios-X pode ser considerado um avanço significativo na melhoria da precisão de sistemas medidores de radiação, pois o filme tende sempre a se constituir num introdutor de erros nas medidas, conforme já comentado no início do item 2. Além disso, compete expor que, até alguns anos atrás, esse tipo de cristal só era obtido através de importação, o que eleva sobremaneira o custo do equipamento. Contudo, nesse dispositivo já se empregou um cristal de NaI(Tl) desenvolvido pelo Grupo de Crescimento de Cristais do Instituto de Física e Química de São Carlos-USP (IFQSC-USP), cuja diferença mais significativa em relação ao cristal importado está no seu encapsulamento: enquanto o cristal do IFQSC tem cobertura de "myler" aluminizado numa de suas superfícies, o importado é recoberto por uma capa de Berílio, que absorve menos radiação). No entanto, foi verificado experimentalmente que, para a finalidade proposta, as diferenças de resposta luminosa entre eles não afetam o desenvolvimento do dispositivo, isto é, as respostas obtidas com o emprego do cristal aqui desenvolvido são suficientemente boas, possibilitando sua utilização com segurança, eficiência e, o que é mais positivo, a um custo bem mais baixo.

Em função disso, também foi experimentalmente verificada a manutenção de uma eficiente resposta de saída da fotomultiplicadora tanto em termos de amplitude dos pulsos como de linearidade com variações lineares da entrada, a ponto de possibilitar o emprego de uma fonte de alimentação de cerca de 500 V apenas para sua operação. Esse fato se configura como uma grande vantagem em relação à necessidade comum de emprego de fontes de alta tensão (da ordem de 1500 a 2000 V) na alimentação de outros tipos de foto-

multiplicadoras, pois uma fonte de 500 V é, obviamente, bem mais fácil de montar, ocupa menor espaço físico, além de ter um custo várias vezes menor. É importante frisar que, dentro da faixa de interesse na operação do aparelho de raios-X testado na calibração do instrumento (ou seja, de 20 a 45 KVp, que é a faixa usual de operação dos mamógrafos), não foi observada ocorrência de saturação na saída da fotomultiplicadora.

As curvas de calibração (" $V_0$  X KVp") que permitiram o equacionamento e consequente montagem do circuito eletrônico, foram levantadas para quatro valores distintos de corrente de tubo - uma vez que o aparelho radiográfico testado possuía controles independentes de tensão e corrente. Dessa forma, o projeto do circuito eletrônico levou em consideração cada uma dessas situações para efetuar o tratamento do sinal. Através de chaves externas, portanto, o operador do equipamento deve selecionar um entre quatro valores de corrente (5, 10, 15 ou 20 mA), compatível com o mesmo valor ajustado na unidade mamográfica a ser avaliada, e efetuar o teste de aferição.

A calibração do dispositivo medidor foi feita numa unidade de raios-X previamente calibrada por métodos diretos, do tipo divisor de tensão. Este aparelho está instalado no Laboratório de Difração e Raio-X do mesmo IFQSC-USP e apresenta características semelhantes aos mamógrafos, notadamente quanto à faixa de KVp para operação.

Avaliou-se a margem de erros do dispositivo através da verificação da relação entre entrada e saída para cada um dos estágios comentados no item 2, comparando-se os desvios observados com os resultados esperados pelo projeto. Assim, foram levantados os erros relativos do circuito eletrônico de tratamento, da seção digital e do sistema como um todo (nesse último caso, por exemplo, verificando-se a diferença entre o valor lido nos "displays" e o valor real da KVp calibrada no aparelho de raios-X). Desses procedimentos, observou-se que a margem de erro do sistema medidor completo é perfeitamente aceitável, situando-se em torno de 1,5% para cada valor entre 20 e 45. Convém, dessa forma, ressaltar que, como uma grande quantidade de mamógrafos possuem apenas controles com alguns valores fixos de KVp (25, 28, 31 e 40, por exemplo) e como o dispositivo medidor foi calibrado ponto a ponto na faixa de operação dos sistemas mamográficos, a mesma precisão fica garantida qualquer que seja o valor fixo de KVp pa-

ra o qual o mamógrafo sob teste esteja ajustado

Também foi observado que pequenas flutuações da corrente de tubo pré-determinada para um dado teste não afetam substancialmente a operacionalidade do equipamento (2,3% de erro, em média, para flutuações de corrente de  $\pm 10\%$ ).

#### 4. CONCLUSÃO

A partir dos testes efetuados com o instrumento medidor desenvolvido, conclui-se pela sua praticidade, facilidade de manejo e operação e, sobretudo, pelo seu alto grau de precisão, principalmente em relação a outros dispositivos com a mesma finalidade (por exemplo, os sistemas penetrômetros). É importante ressaltar que a precisão superior se deve fundamentalmente à eficiência de resposta do conjunto cristal-fotomultiplicadora que, em síntese, faz o papel de sensor de raios-X do sistema. Deve-se frisar, assim, que os dispositivos que se baseiam em filmes radiográficos para fazer a aferição da KVp, ou mesmo corrente de tubo e tempo de exposição, são medidores que tendem a apresentar alta margem de erro. Para se ter uma idéia mais concreta: foi testado, na mesma unidade de raios-X utilizada na calibração do detector de cintilação, um sistema penetrômetro - que avalia a KVp através da investigação num filme radiográfico da absorção variada de raios-X por um metal, em comparação com uma imagem correspondente a um material de referência. Nesse teste, verificou-se a existência de um erro médio de 6,0% com variações de 5 em 5 KVp (as menores variações possíveis para se obter contraste relativamente nítido). Contudo, esse erro, dependendo das condições de operação, do tipo de filme e consequente revelação, e mesmo das condições de observação por parte do investigador, pode chegar a até 25% na prática, quando o alvo da aferição é um mamógrafo.

Por isso, e pelas dificuldades práticas dos sistemas penetrômetros durante os testes, o detector de cintilação desenvolvido é, comparativamente, muito mais adequado para testes de rotina no controle de qualidade de sistemas mamográficos com o intuito de aferir o correspondente potencial aplicado aos eletrodos do tubo em operação. Além disso, outros fatores que levam a essa conclusão referem-se, principalmente, à facilidade de operação, sem necessidade de uma pessoa treinada ou com conhecimentos especiais para utilizar o instrumento, à resposta imediata que ele fornece, visualizada nos "displays", e à precisão

maior por , inclusive, descartar o filme radiográfico para a efetivação dos testes.

AGRADECIMENTOS

A FAPESP pelo apoio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Eichholz, G.G.; Poston, J.W. (1979)  
Principles of Nuclear Radiation  
Detection, Michigan, Ann Arbor  
Science Publishers Inc.

Scaff, L.A.M. (1979) Bases físicas da  
Radiologia - Diagnóstico e Tera-  
pia, S.Paulo, Sarvier