

DETECTOR DE CINTILAÇÃO COMO MEDIDOR DA KVp
PARA O CONTROLE DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

por

H. SCHIABEL¹, A.F. FRÈRE¹, L.A. CHRISTOFOLETTI¹, J.P. ANDREETA²

RESUMO - O presente trabalho trata do desenvolvimento de um sistema medidor do potencial de pico (KVp) aplicado num tubo de raios-X para ser utilizado como equipamento de apoio ao Controle de Qualidade em Unidades Mamográficas. O dispositivo se utiliza da detecção de cintilação para determinar a KVp, constituindo-se de um cristal de iodeto de sódio dopado com tálio (NaI(Tl)), acoplado a uma fotomultiplicadora, e de um circuito eletrônico que faz o adequado tratamento do sinal, mostrando o valor da KVp aferida e exibindo-a em "displays". Com base nos testes efetuados, verifica-se que o equipamento desenvolvido satisfaz muito bem os requisitos ao controle de qualidade em mamografia, pois possui grande precisão, descartando o emprego do filme radiográfico na análise dos resultados.

INTRODUÇÃO

É plenamente reconhecida a importância da identificação precisa do potencial de pico aplicado entre os eletrodos de um tubo de raios-X no sentido de garantir a qualidade de um sistema radiográfico de imagem. Tanto mais se esse sistema destina-se a exames mamográficos, uma vez que, nesse caso, a faixa energética de operação dos aparelhos utilizados para tal finalidade é muito restrita em função dos tecidos envolvidos no exame apresentarem coeficientes de absorção de raios-X muito próximos, dificultando a obtenção de bom contraste. Com efeito, em qualquer programa envolvendo controle de qualidade de sistemas mamográficos, é de importância fundamental verificar se o equipamento está realmente operando com o potencial de pico (ou, simplesmente, KVp) amostrado em seu painel, pois pequenos desvios podem modificar apreciavelmente as condições energéticas do feixe de raios-X e prejudicar a elaboração de um correto diagnóstico a partir da avaliação da chapa mamográfica. Assim, conforme é colocado por L.A.M. Scaff (1979), como a qualidade de um feixe é analisada em termos de sua energia efetiva, e como a KVp é que determina essa energia, tem-se a razão para considerar esse parâmetro como um dos mais importantes a se avaliar, notadamente em se tratando de sistemas mamográficos.

Em vista disso, procurou-se desenvolver um equipamento medidor da KVp, proporcionando boa precisão e, sobretudo, descartando o uso, nos testes, de filmes radiográficos, visto que eles são sempre introdutórios de erros (devido às condições de armazenamento, sensibilidade, revelação, etc). Além disso, procuraram-se satisfazer, no desenvolvimento, outros requisitos básicos para esse tipo de instrumento, ou seja, utilização de materiais que fossem acessíveis a nível nacional - para facilitar a aquisição do dispositivo por qualquer Unidade Mamográfica -, portabilidade e resposta imediata, sem necessidade de treinamento extra para o operador.

Um problema a ser solucionado, antes de tudo, situou-se na necessidade de utilização de um sensor de raios-X - diferente, portanto, dos filmes radiográficos - com resposta linear e alta sensibilidade. A solução para essa primeira questão foi o emprego de um cristal cintilador, que tem a propriedade de emitir luminescência quando da incidência de um feixe radioativo numa de suas superfícies. O uso desse sensor, por outro lado, levou à necessidade de utilização de um foto-sensor capaz de transformar a cintilação do cristal em um sinal elétrico mensurável. Dentro dessa consideração, deve-se ressaltar o seguinte: (1) o foto-sensor a ser utilizado deveria satisfazer a condição previamente apresentada, não

1 Escola de Engenharia de São Carlos, USP, Departamento de Eletricidade. Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - CEP 13560 São Carlos - SP

2 Instituto de Física e Química de São Carlos, USP, DFCM. Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - CEP 13560 São Carlos - SP

sendo necessário, contudo, que possuísse alta sensibilidade, já que esse fator tornaria muito difícil sua aquisição a nível nacional; (2) a fonte de alimentação a ser empregada para esse foto-sensor não deveria ser de grande porte em vista do requisito portabilidade do equipamento.

Assim, como os cristais de iodeto de Sódio, dopados com tálio, são sensores eficientes, satisfazem os requisitos básicos e produzem luminosidade proporcional à energia dos fótons de raios-X incidentes, foi esse o tipo de sensor empregado no sistema desenvolvido. Do mesmo modo, o emprego de uma fotomultiplicadora - componente eletrônico de configuração semelhante a uma válvula e que, por um processo de emissão secundária de elétrons, transforma luz em pulsos elétricos - assegurou a resolução do segundo problema acima mencionado.

O DETECTOR DE CINTILAÇÃO E O FUNCIONAMENTO DO SISTEMA

O equipamento desenvolvido para aferir a KVp de aparelhos mamográficos em testes de avaliação de qualidade tomou, por base, o princípio dos detectores de cintilação, empregados em instrumentação destinada à fotocontagem. Utiliza a metodologia comentada por W.J. Price (1964) e por G.G. Eichholz e J.W. Poston (1979), entre outros: à incidência de raios-X, o cristal de NaI(Tl) emite luz violeta que é dirigida à janela da fotomultiplicadora, responsável por transformar o nível de energia luminosa em pulsos elétricos. Como a amplitude desses pulsos de saída é proporcional à energia luminosa que chega à fotomultiplicadora e, ainda mais, proporcional ao nível de energia dos raios-X que incidem no cristal, um conveniente circuito eletrônico pode fazer o tratamento do sinal, amostrando o nível energético da entrada do sistema.

Em outras palavras, o circuito eletrônico conforma os pulsos provenientes da fotomultiplicadora de tal maneira que o nível de suas amplitudes seja convertido num valor correspondente ao nível energético da radiação que atinge o cristal. Desse modo, o sistema detector pode fornecer instantaneamente o valor da KVp responsável por produzir um dado feixe com particulares características energéticas. Satisfaz, assim, as condições de precisão, fornecendo o resultado da avaliação de modo imediato e eliminando os gastos e problemas decorrentes do uso dos filmes nos testes de aferição de equipamentos mamográficos.

O sistema é operado da seguinte maneira: o estágio composto pelo cristal de NaI(Tl) - em formato cilíndrico - acoplado a uma fotomultiplicadora - modelo RCA 931-A - é colocado junto à janela do tubo de raios-X. A superfície do cristal encostada à janela do tubo é recoberta por "myler" aluminizado (em substituição à "capa" de Berílio dos cristais importados), enquanto a outra superfície se acopla à fotomultiplicadora, num invólucro óticamente isolado. Quando o aparelho de raios-X é acionado, o feixe atinge o cristal que, então, cintila; essa luminosidade é captada pela fotomultiplicadora que produz um sinal de saída formado por uma série de pulsos de amplitude proporcional à energia do feixe de raios-X e, por conseguinte, à KVp que produziu tal feixe.

Entre os pinos da fotomultiplicadora, existe uma diferença de potencial mantida por uma fonte de alimentação de $500V_{DC}$ - uma vantagem sobre outros tipos de sistemas detectores de cintilação, que necessitam de fontes de até 1500 a $2000V_{DC}$.

Captando os pulsos elétricos a partir do anodo da fotomultiplicadora, um circuito eletrônico trata adequadamente o sinal para que seja estabelecida uma conveniente relação entre a KVp e a máxima amplitude dos pulsos que chegam a esse circuito. O sinal de entrada é, assim, convertido num nível DC de tensão e enviado a um conversor A/D. A saída do conversor conecta-se a "displays" que mostram o valor numérico do potencial de pico aplicado entre os eletrodos do tubo de raios-X sob investigação. Na figura 1, o processo é esquematizado em diagrama de blocos.

Os cuidados maiores tomados em relação ao sistema detector situaram-se fundamentalmente: (a) no isolamento ótico do conjunto cristal + fotomultiplicadora,

pois esta, se submetida a um razoável nível luminoso, quando em operação, pode ser danificada irreversivelmente; e (b) na alimentação da fotomultiplicadora.

O equipamento foi devidamente calibrado a partir da utilização de uma máquina de raios-X previamente calibrada por métodos diretos do tipo divisor de tensão, conectando-se uma ponta de prova atenuadora à saída de alta tensão do aparelho e empregando-se um multímetro digital calibrado.

DISCUSSÃO

Alguns aspectos importantes devem ser ressaltados a partir do comportamento e do desempenho do sistema detector de cintilação para aferição da KVp de mamógrafos. Um deles é a resposta do cristal de NaI(Tl). Crescido e encapsulado no Instituto de Física e Química de São Carlos - USP, pelo Grupo de Crescimento de Cristais, representa uma solução importante para os problemas previamente comentados, visto que apresentou uma tal resposta luminosa que propiciou a obtenção de pulsos de saída de amplitude bem satisfatória a partir da fotomultiplicadora. Convém expor que esse tipo de cristal é utilizado há vários anos como sensor de raios-X, apresentando de modo geral, resolução de energia da ordem de 17% e eficiência quântica máxima em torno de 12%, com $3,67 \text{ g/cm}^3$ de densidade. Essas características mostram que, em linhas gerais, a intensidade luminosa emitida pelo NaI(Tl), mesmo nas condições operacionais desse dispositivo, não é suficiente para provocar, por si só, saturação - notadamente a partir da avaliação da eficiência quântica máxima desse cristal. Ocorre que a resposta de saída da fotomultiplicadora está também condicionada ao modo como é projetado e utilizado o sistema de apoio para seu funcionamento, isto é, fonte de alimentação e divisores de tensão interdinodos; assim, considerando todos esses elementos, foi projetado o sistema detector de cintilação de forma a se manter uma resposta de saída linear da fotomultiplicadora na faixa de interesse de operação do tubo, o que foi verificado experimentalmente, fazendo a medição através de três varreduras da faixa de operação do equipamento de raios-X.

Merece destaque, ainda, o fato de o sistema necessitar de uma fonte de alimentação de apenas 500V, comprovando-se experimentalmente a manutenção de linearidade e demais características de resposta da fotomultiplicadora. Isto é muito importante, porque vem de encontro aos requisitos de portabilidade do equipamento, além de reduzir o custo operacional e de montagem.

Entre os problemas analisados, convém mencionar o encapsulamento do cristal que precisa ser muito cuidadoso, uma vez que o NaI(Tl) é altamente higroscópico e, assim, é necessário garantir que ele não entre em contato direto com a umidade ambiente, notadamente quando em operação. Daí o seu encapsulamento num invólucro anular de Alumínio, com uma superfície recoberta por "myler" aluminizado e a outra correspondendo a uma "janela" de quartzo.

Nos testes com o equipamento, foram levantadas curvas de calibração - para o projeto do circuito eletrônico - relacionado a KVp aplicada em função da saída V_o , correspondente aos pulsos coletados no anodo da fotomultiplicadora RCA 931-A. V_o indica a máxima amplitude desses pulsos (em Volts) medida numa carga de $1 \text{ M}\Omega$ conectada à saída da fotomultiplicadora. Assim, conforme se observa na figura 2, há 4 retas, cada qual obtida para um valor particular de corrente aplicada ao tubo de raios-X. Elas foram levantadas a partir dos dados obtidos na saída da fotomultiplicadora quando da variação entre 20 e 45 dos valores de KVp do tubo. O aspecto da figura 2 se explica pelo fato de o aparelho de raios-X em que foram efetuados os testes apresentar controles independentes de tensão e corrente para o tubo.

A partir das equações das retas na figura 2, pôde-se determinar o valor dos componentes do circuito eletrônico de tratamento. Como a finalidade desse circuito era apresentar em sua saída um número que correspondesse ao valor da KVp aplicado no teste respectivo, o procedimento de cálculo levou em conta o projeto de um sistema simples que propiciasse uma saída V_s numericamente igual à KVp res

ponsável pela obtenção da saída V_o da fotomultiplicadora. Em síntese, as equações das retas na figura 2 são da forma:

$$V_o = A (KVp) + B \quad (1)$$

onde A e B são constantes (que dependem da reta considerada). Portanto, assumindo um valor V_s (em mV, por exemplo) numericamente igual ao valor da KVp, o circuito eletrônico deveria ser tal que satisfizesse a relação:

$$V_s = \frac{V_o - B}{A} = \frac{1}{A} (V_o - B) \quad (2)$$

Pela configuração da equação (2), fica claro que, a menos das atenuações convenientes, o circuito eletrônico seria composto por um estágio somador e por outro de ganho igual a $1/A$. Assim, o circuito foi montado com sistemas de amplificadores operacionais nas configurações requeridas, acrescentando-se ainda um estágio detector de pico, para fornecer ao conversor A/D um sinal contínuo de amplitude V_s ($\frac{1}{A}$ KVp). O sistema analógico acima comentado compõe o bloco denominado "circuito eletrônico de tratamento" na figura 1. Como a saída desse bloco alimenta um outro, formado pelo conversor 7107 e o grupo de "displays", projetado para exibir o valor correspondente ao nível de tensão na sua entrada, o projeto eletrônico do dispositivo considera níveis de tensão, inclusive na saída da fotomultiplicadora (através da carga de $1 M\Omega$).

A margem de erro do equipamento foi avaliada da seguinte forma: primeiramente, levantando-se os valores de saída V_s para uma avaliação em toda a faixa do sinal de entrada V_o (correspondente, por consequência, à variação entre 20 e 45 KVp no tubo) no circuito eletrônico de tratamento; depois, verificando-se os valores lidos nos "displays" para variações da entrada V_s do conversor A/D; e, finalmente, observando-se a leitura nos mostradores digitais em função da varredura na faixa de KVp considerada no aparelho de raios-X. Através desses estudos, pôde-se concluir que a seção analógica é a maior responsável pelo erro global na operação do dispositivo. Os dados obtidos nos testes mostraram, porém, que a margem de erro do sistema medidor como um todo é perfeitamente aceitável, situando-se em torno de 1,5% para cada valor de KVp entre 20 e 45. Por outro lado, muitos mamógrafos possuem apenas botões com alguns valores fixos de KVp na sua operação (por exemplo, 25,28,31,40 KVp, como é o caso do Mammomat Siemens). Assim, como o dispositivo foi calibrado ponto a ponto na faixa de operação dos sistemas mamográficos, ele garante a mesma precisão, qualquer que seja o valor fixo - conforme mencionado acima - para o qual esteja ajustado o equipamento sob teste.

Verificou-se também que pequenas flutuações na corrente de tubo pré-determinada para um dado teste não afetam substancialmente a operacionalidade do equipamento (2,3%, em média, de erro para flutuações de $\pm 10\%$ em torno da corrente para a qual o dispositivo estaria ajustado). Isso, contudo, não elimina a necessidade de que o operador do equipamento conheça previamente a corrente de operação do tubo para aferir a KVp do aparelho.

CONCLUSÕES FINAIS

A utilização desse equipamento parece ser muito recomendável para testes de rotina de mamógrafos, em vista de sua praticidade e do alto grau de precisão, principalmente em relação a outros dispositivos com a mesma finalidade (como, por exemplo, os sistemas penetrômetros). Aliás, convém mencionar que qualquer outro sistema medidor que se utilize de filmes radiográficos, além de apresentar alta margem de erro - principalmente em se tratando de aferições de equipamentos mamográficos - representa também um aumento adicional de custos, correspondendo aos gastos periódicos com aquisição dos filmes para os testes.

O sistema detector de cintilação, dessa forma, mostrou-se muito mais adequado às necessidades básicas dos programas de controle de qualidade em sistemas mamográficos, pois, sendo composto por elementos de fácil aquisição e operacionalidade, possui precisão muito maior que os sistemas penetrômetros usuais.

Em testes realizados no mesmo aparelho de raios-X utilizado para avaliação do detector de cintilação, verificou-se que a margem de erro dos sistemas penetrômetros pode ser da ordem de 6,0% em média. Além disso, deve-se levar em conta que o penetrômetro oferece uma série de dificuldades práticas, pois, normalmente, necessita de uma pessoa treinada para sua operação e para identificação da KVP através de análise do filme radiográfico e da curva de calibração. Já o sistema detector de cintilação, aqui analisado, é portátil, de manejo simples, e fornece resposta imediata, sem necessitar de conhecimentos especiais do operador. Por isso e pelas demais características comentadas nesse estudo, parece tratar-se do equipamento mais recomendável à efetivação de testes rotineiros para avaliação das condições energéticas, via-aferição da KVP, de sistemas mamográficos.

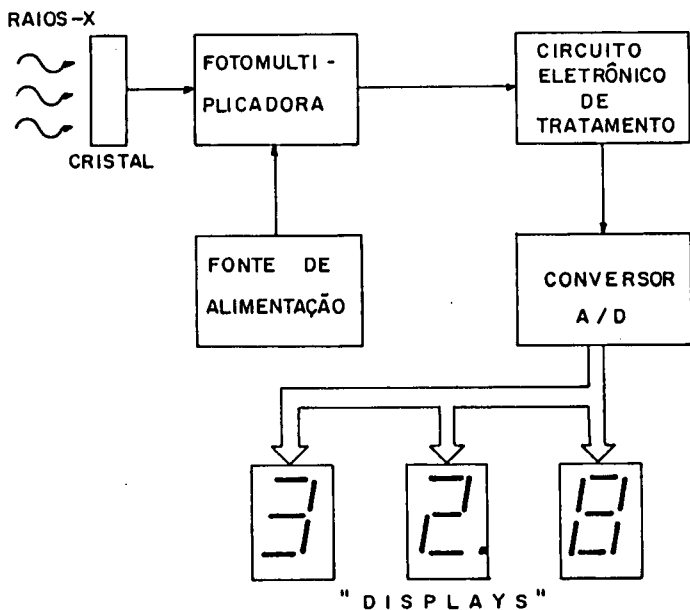


FIGURA 1 - SISTEMA DETECTOR DE CINTILAÇÃO PARA AFERIÇÕES DE KVP.

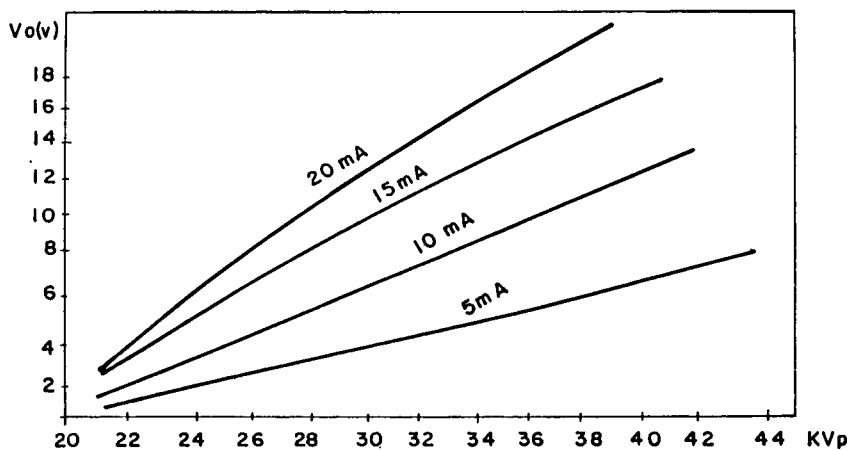


FIGURA 2 - TÍPICA CURVA DE CALIBRAÇÃO. Vo / MÁXIMA AMPLITUDE

AGRADECIMENTOS

À FAPESP pelo apoio dado ao trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- EICHHOLZ, G.G.; POSTON, J.W. (1979), Principles of Nuclear Radiation Detection, Ann Arbor Science Publishers Inc., Michigan, USA.
- PRICE, W.J. (1964), Nuclear Radiation Detection (Nuclear Engineering Ser.), McGraw-Hill Book Company Inc., New York, USA.
- SCAFF, L.A.M. (1979), Bases Físicas da Radiologia - Diagnóstico e Terapia, Sarvier, São Paulo.

SCINTILLATION DETECTOR AS KVP MEASURER FOR MAMMOGRAPHY QUALITY CONTROL

ABSTRACT - This work reports the development of a measuring system of the peak potencial (KVp) applied to the X-ray tubes to use as a basic equipment to the Mammographic Units Quality Control. The device uses the scintillation detection process to determine KVp, and it's composed of a Na(Tl) crystal coupled to a photomultiplier tube, and of an eletronic circuit which does a proper signal treatment, showing the measured KVp value on displays. Based on the tests, it's clear that the developed equipment is in good agreement with the requirements to the mammography quality control due its adequate accuracy, and making the radiographic films useless for the evaluation of the results.