



República Federativa do Brasil

Ministério do Desenvolvimento, Indústria,
Comércio e Serviços

Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 102023006528-7 A2

(22) Data do Depósito: 06/04/2023

(43) Data da Publicação Nacional:
15/10/2024

(54) **Título:** MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL DE PICO EM TUBO DE RAIOS-X BASEADO EM MOSFET

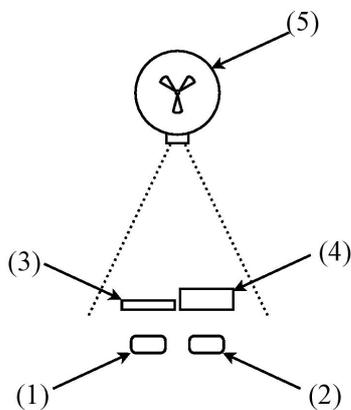
(51) **Int. Cl.:** G01T 1/161; G01T 1/16.

(52) **CPC:** G01T 1/1614; G01T 1/161; G01T 1/16.

(71) **Depositante(es):** COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR; UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO.

(72) **Inventor(es):** LUIZ ANTONIO PEREIRA DOS SANTOS; FRANCISCO ALVES CAVALCANTI.

(57) **Resumo:** MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL DE PICO EM TUBO DE RAIOS-X BASEADO EM MOSFET. A presente invenção refere-se a um medidor de potencial de pico em tubo de raios-X (kVp kilovoltagem de pico) de forma não-invasiva usando dois dispositivos MOSFETs (11) e (12) que são simultaneamente expostos aos feixes de raios-X, juntos um ao outro. O valor de kVp é determinado por meio da medição dos sinais elétricos gerados pelos MOSFETs os quais têm características elétricas semelhantes porém as suas características mecânicas são diferentes, proporcionando assim uma relação matemática entre os sinais para fornecer o valor de kVp em tubo de raios X.



“Medidor não-invasivo de potencial de pico em tubo de raios-X baseado em MOSFET”

[0001] A presente invenção refere-se a um medidor de potencial de pico em tubo de raios-X (kVp – kilovoltagem de pico) de forma não-invasiva, ou seja, a medição é feita com base na exposição simultânea aos feixes de raios-X de dois dispositivos MOSFETs, juntos um ao outro, sem a necessidade de conectar pontas de provas nos dois terminais elétricos do tubo de raios-X, o anodo e o catodo, onde normalmente se aplica a tensão kVp.

[0002] A geração de feixes de raios-X, como aqueles usados em equipamentos clínicos para o radiodiagnóstico médico, é feita por meio de uma ampola à vácuo com dois eletrodos, anodo e catodo, onde se aplica uma alta diferença de potencial (kVp), da ordem de 20kV até 200kV. Quando um paciente é submetido a um exame de radiografia o operador do equipamento de raios-X clínico escolhe o valor de kVp no painel do equipamento conforme o peso ou massa corpórea do paciente. Sabe-se que a dose de radiação a qual o paciente recebe está associada ao valor de kVp, e por isso as instituições de proteção radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*) e de saúde (WHO – *World Health Organization*) recomendam monitorar o valor de kVp em equipamentos clínicos de raios-X para poder minimizar os possíveis ditos acidentes radiológicos. De fato, se o valor nominal de kVp diferir do valor verdadeiro pode implicar que o paciente receba doses de radiação desnecessárias, e até mesmo as ditas *overdoses*.

[0003] Pode-se mensurar o valor de kVp em um tubo de raios-X por meio de pontas de prova de alta tensão, que basicamente consiste em um circuito divisor de tensão: dois resistores de altíssimos valores ligados em série dentro das pontas de prova, e tal técnica é dita ser invasiva, já que é preciso conectar as pontas de prova aos dois eletrodos da ampola de raios-X: o anodo e o catodo. No entanto esta técnica, embora simples, pode trazer uma condição perigosa para o técnico que realiza o procedimento de medição de kVp, e por isso deve ser feito por um operador capacitado para realizar tal procedimento com extremo cuidado para evitar acidentes devido ao elevado potencial elétrico (kVp).

[0004] Uma das técnicas mais conhecidas para mensurar o valor de kVp, de forma não-invasiva, consiste em utilizar dois sensores (ou detectores) de radiação idênticos (1) e (2), cada um com uma placa metálica posicionada em sua frente, denominada de filtro de raios-X (3) e (4), com espessuras diferentes. Basicamente, a técnica consiste medir em cada sensor o fator de atenuação

que cada filtro de radiação produz. Os sinais de corrente elétrica dos sensores (1) e (2) são denominados S_1 e S_2 , respectivamente, e x_1 e x_2 são as espessuras dos filtros de atenuação (3) e (4), respectivamente, conforme ilustrado na FIGURA 1. A relação S_1/S_2 varia com o mensurando kVp, e também com as espessuras de cada filtro de atenuação da radiação de cada sensor, como demonstrado em publicação científica (Cavalcanti, F. A. et alli, *A MOSFET-based method for measuring peak kilovoltage (kVp) in diagnostic X-ray beams*, 2022). A técnica de duplos sensores de raios-X (1) e (2) com filtros atenuadores de radiação com espessuras diferentes (3) e (4) é amplamente utilizada para mensurar o valor de kVp de forma não-invasiva em tubo de raios-X (5). Tal técnica é considerada um padrão internacional em laboratórios metrológicos, e o procedimento de medição é feito por meio de cálculos a partir das variáveis envolvidas. Esta técnica é baseada em pesquisas científicas, e basicamente deve-se medir os sinais S_1 e S_2 para se calcular o valor de kVp por meio da equação:

$$kVp = \frac{c_2 \sqrt{C_1(x_2 - x_1)}}{\sqrt{\ln(S_1/S_2)}}$$

onde C_1 e C_2 são duas constantes resultantes do ajuste da regressão entre as variáveis já descritas.

[0005] A presente invenção apresenta uma nova técnica de mensurar o valor de kVp de forma não-invasiva. Basicamente, ao invés de fazer uso da atenuação da radiação por filtros atenuadores em dois sensores de radiação idênticos, a técnica inovadora consiste em mensurar o sinal de dois MOSFETs, S_1 e S_2 , desde que eles tenham características mecânicas diferentes e ao mesmo tempo sejam eletricamente semelhantes. Isto significa que ambos MOSFETs teriam que ter as seguintes características semelhantes: área da pastilha semicondutora que constitui o dispositivo, espessura do óxido de silício, resistência elétrica do canal de condução, capacitância de junção, entre outros parâmetros elétricos. No entanto suas características mecânicas devem ser diferentes, mais precisamente as dimensões do encapsulamento de cada MOSFET, por exemplo a distância entre a face do encapsulamento do MOSFET e a face da pastilha semicondutora, conforme descrito em publicação científica (Cavalcanti F. A. et alli, *Efeito do encapsulamento em um VDMOSFET sob feixes de raios X usados em diagnóstico médico*, 2022).

[0006] Assim, a inovação tecnológica apresentada aqui não consiste apenas no tipo de dispositivo eletrônico: o MOSFET. Trata-se também da técnica de mensuração do sinal produzido pelo MOSFET durante a irradiação. Quando o MOSFET é exposto aos feixes de raios-X ocorre o que se denomina de danos no semicondutor (Si) e no óxido de silício (SiO_2). Tais danos, na realidade, consistem em alterações nas características elétricas do dispositivo como mostrado em publicação científica (Monte, D. S. et alli, *A method for measuring ionizing radiation dose by analyzing hybrid- π parameters of transistors*, 2020). A FIGURA 2 ilustra as polarizações de um MOSFET, onde a polarização de porta, V_{GS} , determina a abertura do canal, ou seja, determina a corrente de dreno e, conseqüentemente, qual é o valor da tensão de chaveamento, V_t , que corresponde à mudança do estado elétrico desligado para ligado, mais comumente denominado de nível lógico “0” para nível lógico “1”, na representação binária, como ilustrado na FIGURA 3, onde entre o joelho superior (6) e o joelho inferior (7) da curva é a região de transição (chaveamento). A principal maneira de observar o dano no dispositivo MOSFET é analisar o deslocamento da curva de chaveamento do MOSFET à medida que ele é exposto aos raios-X. Ao submeter o MOSFET ao feixe de radiação ocorre um deslocamento para esquerda na curva de chaveamento devido ao dano no SiO_2 , pois este dano aumenta o campo elétrico parasítico gerado na porta do dispositivo. A corrente de dreno de saturação, corresponde ao estado do nível lógico “1” (à direita de V_t) e depende do resistor de dreno, R_D , e da polarização aplicada entre dreno e fonte, V_{DS} , pois pela Lei de Ohm: $I_D = V_{DS}/R_D$ para $V_{GS} > V_t$.

[0007] Dessa forma, o ponto de polarização do MOSFET também se torna uma técnica inovadora neste processo de mensuração do valor de kVp em feixes de raios-X. Isto significa que não é qualquer valor de V_{GS} que permitirá o processo de mensuração da corrente de dreno durante a exposição do MOSFET aos feixes de raios-X, isto é, durante um pulso de radiação. Portanto, neste relatório será adotada a seguinte notação: I_D é a corrente de dreno gerada no MOSFET quando polarizado sem incidência de radiação. Ao passo que I_{DX} é a corrente de dreno durante o intervalo de tempo em que o feixe de radiação está ativado, isto é, o tubo de raios-X está emitindo os fótons que interagem com o MOSFET, em geral, um pulso da ordem de milisegundos. A FIGURA 4 serve para ilustrar a diferença entre o sinal de corrente de dreno no MOSFET com e sem irradiação, ou seja, I_{DX} (9) e I_D (8), respectivamente. Assim, pretende-se mensurar a diferença $I_{DIF} = I_{DX} - I_D$. A

irradiação sequencial do MOSFET, isto é, a dose acumulada devido às várias exposições de cada pulso, produz o deslocamento para a esquerda na curva de chaveamento. Assim, a técnica de mensuração do sinal I_{DX} no MOSFET irradiado pode depender da polarização V_{GS} . Para valores onde o estado do dispositivo é nível lógico “1” há uma saturação da corrente de dreno I_D e então deve-se evitar valores de V_{GS} acima do joelho superior (6) da curva de chaveamento. Na região da curva entre o joelho superior (6) e o joelho inferior (7) a sensibilidade do MOSFET é muito alta e por isso pode produzir variações significativas no sinal I_{DX} a ser mensurado, ou seja é uma região de polarização a ser também evitada por causa das fortes flutuações estatísticas e consequentemente altos valores de incerteza da medição. Logo abaixo do joelho inferior (7) também pode ser crítico, pois a cada exposição de radiação, isto é, depois de cada dose de radiação recebida pelo dispositivo, irá ocorrer um deslocamento na curva de chaveamento e assim poder-se-ia cair nos dois casos anteriores os quais devem ser evitados. Portanto, a polarização V_{GS} a ser aplicada ao MOSFET deve ser de um valor tal de forma que a dose de raios-X acumulada no dispositivo durante muitas exposições não permita que um deslocamento na curva de chaveamento bastante significativo alcance o valor de polarização escolhido para V_{GS} , ou seja, deve-se ter que $V_{GS} \ll V_t$. Isto também vai proporcionar prolongar a vida útil do MOSFET durante o seu uso como medidor não-invasivo de kVp em tubos de raios-X.

[0008] A principal inovação tecnológica no processo de mensuração de kVp em tubo de raios-X de forma não-invasiva, em equipamentos clínicos de radiologia ou radiodiagnóstico, consiste em utilizar dois MOSFETs como sensores de radiação. A inovação é conferida também por outro fator: o efeito de capa de *build-up*. Tal efeito ocorre devido à chuva de elétrons que é gerada na pastilha semicondutora durante o processo de interação dos fótons tanto com o encapsulamento como a própria pastilha de silício (o dispositivo eletrônico em si). Isto significa que ao invés de se utilizar dois filtros atenuadores da radiação como na técnica usual, os próprios encapsulamentos diferentes produzirão os sinais diferentes: S_1 e S_2 . Praticamente o efeito *build-up* consiste em um fator de amplificação dos elétrons gerados pelo processo de interação dos fótons de raios-X, e assim tem-se um aumento do sinal de corrente. Portanto, o sinal de corrente I_{DX} de cada MOSFET irá aumentar, ao passo que o uso de filtros metálicos atenuadores da radiação, os quais não estão próximos da pastilha semicondutora, levam a uma diminuição no valor de I_{DX} .

[0009] A FIGURA 4 mostra o sinal produzido por um MOSFET, I_{DX} , com e sem filtros atenuadores da radiação, (10) e (9), respectivamente. Verifica-se que o sinal I_{DX} é maior quando o MOSFET está sem filtro de radiação durante o pulso de raios-X. Isto é, há um ganho de sinal e isso produz naturalmente uma diminuição da incerteza relativa no resultado da medição dos sinais originados por um dispositivo MOSFET, conferindo uma inovação e melhora ao estado da técnica.

[0010] A FIGURA 5 apresenta um diagrama de blocos da técnica inovadora com MOSFETs para a medição não-invasiva do potencial de pico em tubos de raios-X em equipamentos clínicos normalmente usados no radiodiagnóstico médico. Comparando com a técnica usual de dois sensores (1) e (2), a técnica descrita aqui com os dois MOSFETs (11) e (12) simplifica o método de medição não-invasiva do valor de kVp em tubos de raios-X, pois elimina os filtros atenuadores (3) e (4) e suas partes associadas (peças suportes dos filtros, parafusos, etc.), além de simplificar a própria técnica de medição. No teste efetuado, os MOSFETs (11) e (12) foram ligados a um amperímetro ou eletrômetro (13) o qual estava conectado a um conversor analógico-digital (14). Os valores obtidos em (14) entram em um microcontrolador (15) para se efetuar o cálculo da razão S_1/S_2 dos MOSFETs (11) e (12) e então determinar o valor correspondente de kVp. O resultado da medição foi enviado a um mostrador tipo LCD (16) dito também sistema eletrônico de aquisição de dados e mostrador. Assim, (16) pode ser um circuito de memória, ou computador, ou celular, ou tela mostradora qualquer, etc., que recebe os dados por quaisquer tipo de comunicação com ou sem fio. Embora o diagrama apresentado tenha blocos separados, os elementos (11), (12), (13), (14), (15) e (16), alguns deles podem ser integrados em um único circuito, ou mesmo todos eles podem ser integrados em um único microcontrolador, por exemplo.

[0011] A técnica descrita aqui foi testada em feixes de radiação que são normalmente aplicados para a faixa de potencial do radiodiagnóstico (entre 20kV e 200kV). Contudo, na prática, não há uma limitação, pois em potenciais mais baixos ou mais altos o efeito da radiação ionizante é semelhante, a menos que com energias mais altas os danos no semicondutor ocorram de forma mais rápida devido à dose ser mais alta. Isto confere o uso desta técnica inovadora em feixes com potenciais mais altos, como aqueles utilizados em radioterapia, entre 200kV e 20MV, por exemplo.

REIVINDICAÇÕES

1. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL DE PICO EM TUBO DE RAIOS-X BASEADO EM MOSFET **caracterizado por** constituir-se de um sistema eletrônico com dois MOSFETs (11) e (12) para serem expostos aos feixes de raios-X simultaneamente e operar como detectores de radiação.

2. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL DE PICO EM TUBO DE RAIOS-X BASEADO EM MOSFET de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** cada um dos MOSFETs (11) e (12) ter características elétricas semelhantes e ao mesmo tempo possuir características mecânicas diferentes.

3. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado por** (11) e (12) ter suas polarizações de V_{GS} de tal forma que seja menor que V_t , o valor da polarização onde ocorre a transição da curva de chaveamento.

4. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado por** (11) e (12) ser conectado a um sistema de medição eletrônico constituído pelos blocos (13), (14), (15) e (16) que processam os sinais elétricos gerados por (11) e (12) durante a exposição ao feixe de raios-X.

5. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado por** ser um único microcontrolador ou circuito integrado ou não qualquer composto por (11), (12), (13), (14), (15) e (16).

6. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado por** ser um sistema eletrônico feito de combinações quaisquer dos blocos (11), (12), (13), (14), (15) e (16).

7. MEDIDOR NÃO-INVASIVO DE POTENCIAL de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado por** ser sistema eletrônico para mensurar em tubo de raios-X com potenciais na faixa utilizada no radiodiagnóstico (20kV a 200kV) ou mesmo na faixa utilizada na radioterapia (200kV a 20MV).

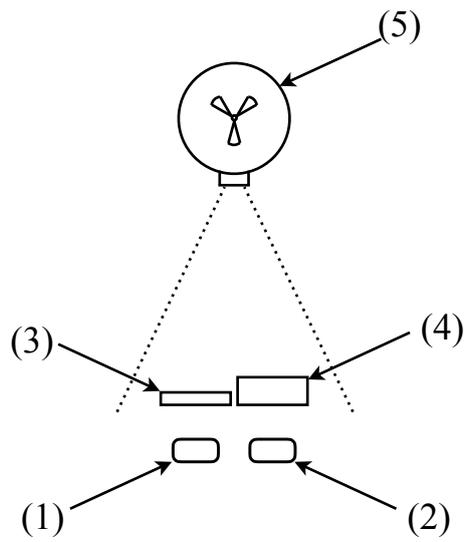


FIGURA 1

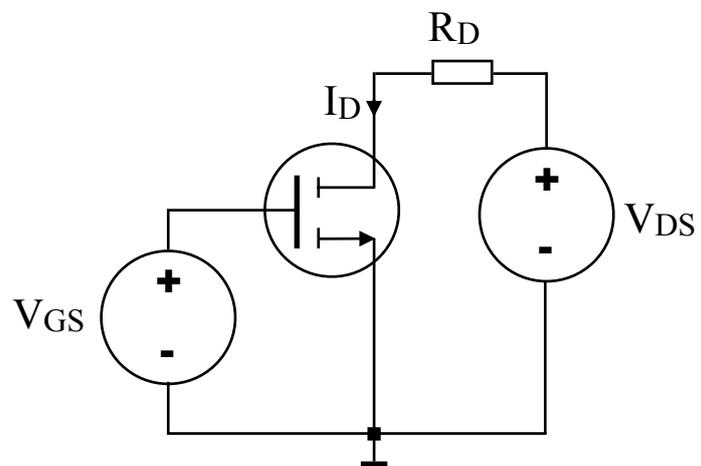


FIGURA 2

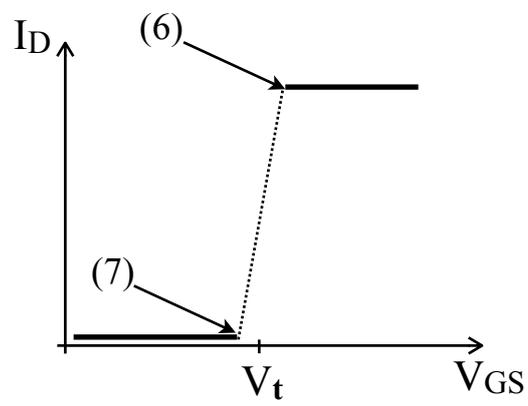


FIGURA 3

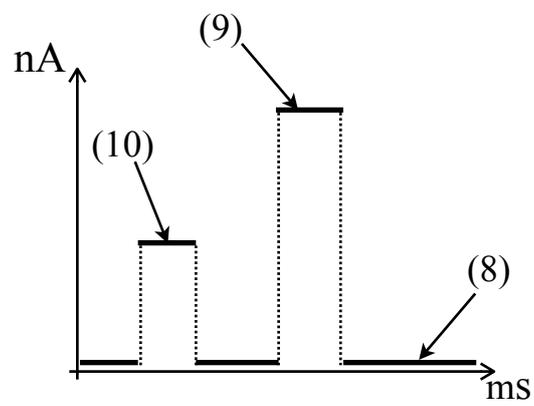


FIGURA 4

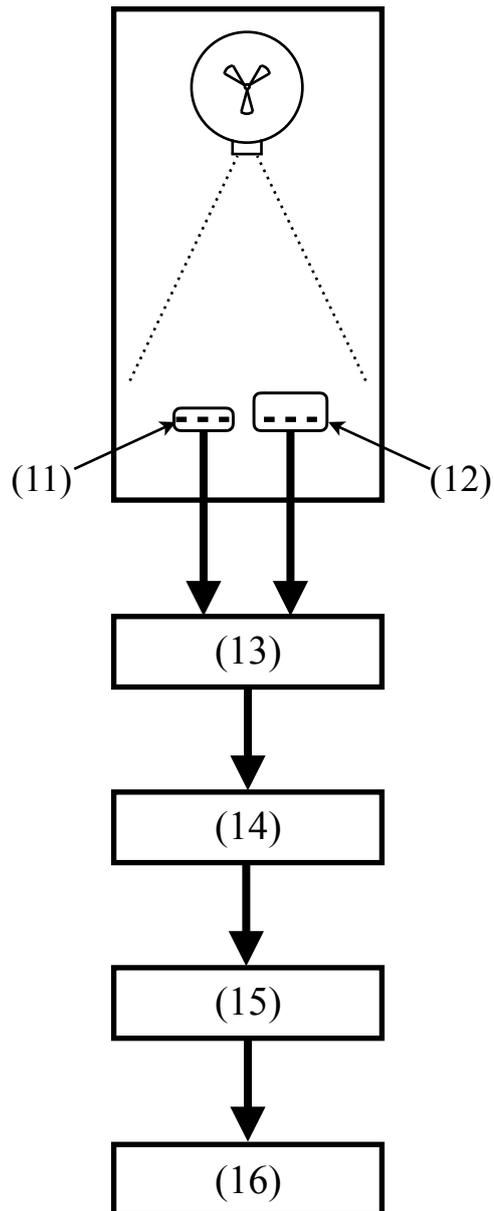


FIGURA 5

RESUMO**Medidor não-invasivo de potencial de pico em tubo de raios-X baseado em MOSFET**

A presente invenção refere-se a um medidor de potencial de pico em tubo de raios-X (kVp – kilovoltagem de pico) de forma não-invasiva usando dois dispositivos MOSFETs (11) e (12) que são simultaneamente expostos aos feixes de raios-X, juntos um ao outro. O valor de kVp é determinado por meio da medição dos sinais elétricos gerados pelos MOSFETs os quais têm características elétricas semelhantes porém as suas características mecânicas são diferentes, proporcionando assim uma relação matemática entre os sinais para fornecer o valor de kVp em tubo de raios X.