



# Efeito do encapsulamento em um VDMOSFET sob feixes de raios X usados em diagnóstico médico

Effect of encapsulation in a VDMOSFET under X-ray beams used in medical diagnosis

F. A. Cavalcanti<sup>1\*</sup>; L. A. P. Santos<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE, Brasil

<sup>2</sup>Laboratório de Instrumentação Nuclear, Centro Regional de Ciências Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 50740-540, Recife-PE, Brasil

\*franciscoacavalcanti@gmail.com

(Recebido em 06 de março de 2022; aceito em 24 de agosto de 2022)

O dispositivo eletrônico MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) é conhecido como um detector de radiação ionizante, principalmente em feixes de radioterapia. Recentemente um tipo de MOSFET já foi utilizado também em feixes de radiodiagnóstico médico, cuja faixa de energia é significativamente inferior à faixa de energia normalmente utilizada em radioterapia. Este trabalho traz um estudo científico da utilização de um VDMOSFET (VD = *Vertical Double Diffused*) e sua resposta aos feixes de raios X normalmente usados em diagnóstico médico. O VDMOSFET escolhido para a análise é fabricado em pelo menos dois tipos de encapsulamento diferentes e foi isso que permitiu desenvolver este trabalho. Os resultados mostraram que, embora a pastilha de silício seja exatamente a mesma, ou seja, o dispositivo eletrônico em si ter características elétricas idênticas, a resposta de cada um com seus respectivos encapsulamentos é diferente. O efeito do encapsulamento sugere que o VDMOSFET possa ser utilizado em processos de mensuração de parâmetros de tubo de raios X aplicado ao diagnóstico médico resultando em avanços tecnológicos na área das radiações ionizantes aplicadas em medicina.

Palavras-chave: VDMOSFET, encapsulamento, raios X.

The electronic device MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) is known as an ionizing radiation detector, mainly in radiotherapy beams. Recently, a type of MOSFET has also been used in medical diagnostic beams, which is an energy range significantly lower than the energy range normally used in radiotherapy. This work presents a scientific study of the use of a VDMOSFET (VD = *Vertical Double Diffused*) and its response to X-ray beams normally used in medical diagnosis. The VDMOSFET chosen for the analysis is manufactured with two different types of encapsulation and that is what allowed us to develop this work. The results showed that, although the silicon chip is exactly the same, that is, the electronic device itself has identical electrical characteristics the response of each one with their respective encapsulations is different. The encapsulation effect suggests that the VDMOSFET can be used in X-ray tube parameters measurement processes applied to medical diagnosis, resulting in technological advances in the area of ionizing radiation applied in medicine.

Keywords: VDMOSFET, encapsulation, X-ray.

## 1. INTRODUÇÃO

O transistor de efeito de campo (FET – *Field Effect Transistor*) foi inventado há mais de 50 anos e desde o século passado o dispositivo MOSFET (MOS – *Metal Oxide Semiconductor*) faz parte de nosso cotidiano, pois ele é a célula de armazenamento digital em todos os tipos de equipamentos eletrônicos: computadores, celulares, TVs, e tantos outros [1]. O MOSFET é um componente eletrônico que tem três terminais elétricos: porta (G), fonte (S), dreno (D). O que se denomina de porta (*Gate*) controla a corrente elétrica que passa entre os terminais de fonte (*Source*) e dreno (*Drain*), denominado de canal, conforme a Figura 1. O canal (cor rosa na Figura 1) surge quando é aplicada uma tensão  $V_{GS}$  entre a porta (G) e a fonte (S), a qual é curto-circuitada com o corpo (B) durante o processo de fabricação do dispositivo. Na realidade, é muito comum se ter o MOSFET operando como uma chave eletrônica (liga/desliga) para acender/apagar um LED, por exemplo. De fato, essa é a principal aplicação do MOSFET: chaveamento em circuito eletrônico, principalmente em lógica digital funcionando como célula de memória eletrônica



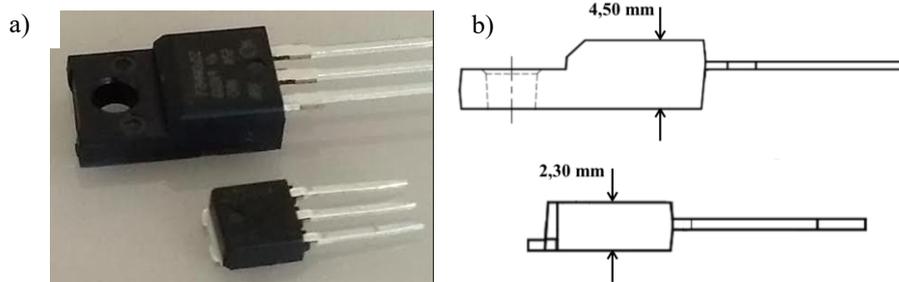


Figura 3: a) Imagem dos VDMOSFETs usados nos experimentos; b) Espessuras (mm) dos encapsulamentos [12, 13].

Tabela 1: Características elétricas dos VDMOSFETs usados nos experimentos.

MOSFET	Encapsulamento	$V_{DS}$ (V)	$I_D$ (A)	$R_{DS(on)max}$ ( $\Omega$ )
STD2HMK60Z-1	IPAK	600	2	4,8
STF2HMK60Z	TO-220FP			

O sistema eletrônico EFF1705, Sciencs® (Figura 4), consistiu no instrumento para mensuração dos sinais elétricos dos VDMOSFETs, que correspondem às correntes de dreno dos dispositivos. A Figura 5 ilustra o circuito de polarização de cada VDMOSFET: 1) Uma fonte de tensão com  $V_{GS} = 2,75$  V, valor este escolhido com base na curva de chaveamento (Figura 6), antes do Joelho inferior da curva do dispositivo, por causa de sua alta sensibilidade acima de 3 V; 2) Uma fonte de tensão  $V_{DD} = 5,0$  V, que é um valor de tensão padronizado para o dreno do MOSFET. O terminal que atua como segunda fonte de polarização do instrumento ( $V_{DD}$ ) funciona simultaneamente como o medidor da corrente de dreno  $I_D$  do MOSFET. Para evitar confundir a corrente de dreno com e sem irradiação será feita a seguinte notação: 1)  $I_D$  é a corrente de dreno durante o intervalo de tempo em que o equipamento de raios X está desativado; 2)  $I_{DX}$  é a corrente de dreno que o MOSFET gera durante a exposição (subtraído  $I_D$ ), *i.e.*, intervalo de tempo em que o equipamento clínico de raios X está ativado, emitindo raios X. Como o sistema eletrônico tem 2 canais, então cada VDMOSFET foi conectado em cada canal do instrumento EFF1705, ambos foram posicionados a 32,5 cm do foco da fonte de raios X, um ao lado do outro, e irradiados simultaneamente. O valor de  $I_D$  inicial é aproximadamente 3 nA nos dispositivos usados neste trabalho que corresponde ao estado desligado.

A Figura 7 ilustra o arranjo experimental para realizar o experimento de irradiação dos dois VDMOSFETs, juntos um ao outro para evitar erros sistemáticos devido ao efeito anódico. Foi utilizado como gerador de feixes de raios X diagnósticos um equipamento clínico Siemens®, modelo Polymat 30/50 Plus (1 mm Al de filtração inerente), instalado no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE/CNEN). No painel deste equipamento clínico pode-se selecionar os parâmetros do feixe de raios X: 1) potencial (kV); 2) carga de trabalho (mAs); 3) tempo de exposição (ms).



Figura 4: Sistema eletrônico EFF1705; Cortesia da Sciencs [14].

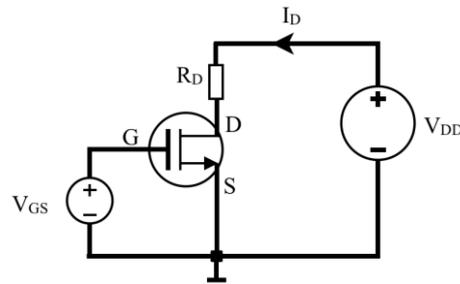


Figura 5: Circuito de polarização de um VDMOSFET a ser irradiado.

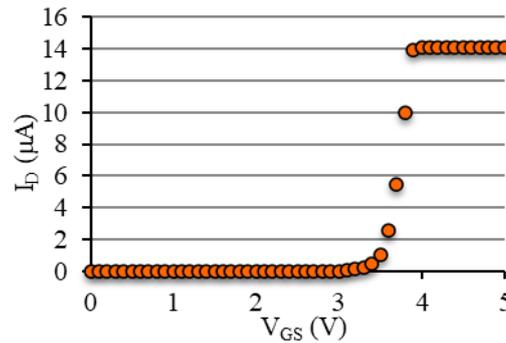


Figura 6: Curva de chaveamento do VDMOSFET com  $V_{DD}=5V$  e  $R_D=330k\Omega$ .

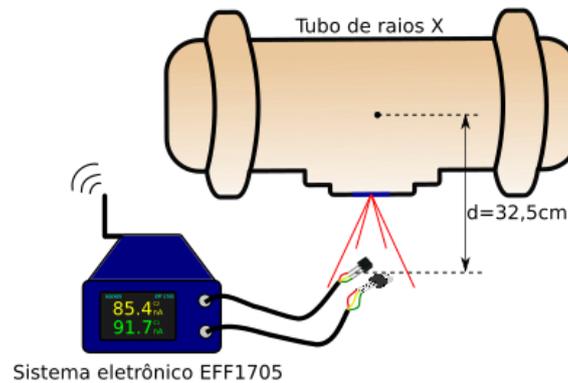


Figura 7: Arranjo experimental utilizado para irradiação dos VDMOSFETs.

Com relação à metodologia, primeiramente, para fins de comparação dos resultados dos dispositivos eletrônicos com um detector de referência (câmara de ionização 10X5-6, Radcal®), foi realizado um procedimento dosimétrico, com a distância fonte-detector igual a 32,5 cm. Nesse procedimento variou-se tanto a carga de trabalho como o potencial do tubo de raios X, mantendo-se o tempo de exposição em 1600 ms. Com este procedimento pode-se analisar se  $I_{DX}$  de dois VDMOSFETs variam conforme o detector de referência. Para cada gráfico, de cada experimento, foram feitas três medidas e tem-se então a média dos 3 pontos para o resultado da medição de  $I_{DX}$ . Salienta-se que todos os experimentos foram feitos em duplicata, para assim verificar a reprodutibilidade.

Em segundo lugar, para quantificar a incerteza da medição e a reprodutibilidade nos resultados de  $I_{DX}$  foi realizado uma sequência de 30 exposições com um VDMOSFET submetido a um feixe especificado com os parâmetros 102 kV, 100 mAs e 1600 ms. Durante o intervalo de tempo em que o equipamento clínico ficou desativado foram feitas as medições de  $I_D$ . Neste caso, como o tempo de espera para resfriar o tubo de raios X é de 3 minutos, diferentemente do valor médio de  $I_{DX}$ , cada valor de  $I_D$  corresponde à média de 180 pontos. A análise de  $I_D$  é importante para se conhecer quanto uma sequência de exposições de feixes de raios X produz uma degradação no VDMOSFET. Ou seja, resulta na análise do efeito da dose acumulada no dispositivo.

O terceiro método, basicamente, consistiu em avaliar a resposta de cada VDMOSFET com cada tipo de encapsulamento, que é o objetivo deste trabalho. Para essa análise variou-se o parâmetro potencial de tubo de raios X entre 52 kV e 125 kV, conforme valores pré-selecionados no painel do equipamento de raios X, para duas cargas de trabalho: 100 mAs e 200 mAs. Com esta metodologia pode-se verificar se há influência da corrente de tubo de raios X no processo de medição do sinal com VDMOSFET. Inicialmente avaliou-se a resposta de dois VDMOSFETs praticamente idênticos, para análise da reprodutibilidade com dispositivos diferentes. Em seguida, foi feito um experimento com dois dispositivos de encapsulamentos diferentes. Em todos os experimentos foi escolhido o tempo de exposição de 1600 ms e os transistores foram irradiados simultaneamente, posicionados a 32,5 cm do foco da fonte de raios X. Com o resultado desta metodologia pode-se também avaliar se é possível utilizar os sinais dos VDMOSFETs para aplicar na conhecida técnica de dois sensores que é normalmente usada para determinar o potencial de tubo de raios X (kVp) de forma não-invasiva [15-17]. Tal técnica utiliza os sinais elétricos de dois sensores de radiação idênticos,  $S_1$  e  $S_2$ , (por exemplo, duas câmaras de ionização) com dois filtros de radiação com espessuras diferentes,  $x_1$  e  $x_2$ , conforme a Figura 8, para a partir da equação usada por Lindström [15] determinar o potencial de pico no tubo de raios X via:

$$kVp = \frac{c_2}{\sqrt{\ln(S_1/S_2)}} \sqrt{\frac{c_1(x_2-x_1)}{\ln(S_1/S_2)}} \quad (1)$$

em que  $c_1$  e  $c_2$  são duas constantes obtidas do resultado da regressão feita por Lindström [15]. Apesar dessa técnica usar dois sensores idênticos com filtros diferentes, neste trabalho pretende-se substituir o termo da equação 1 que corresponde a diferença das espessuras de filtro,  $x_2-x_1$ , pela diferença nas espessuras de cada encapsulamento, *i.e.*, os sinais  $S_1$  e  $S_2$  são originados de dois dispositivos VDMOSFETs com encapsulamentos diferentes, ao invés de filtros diferentes. Em todos os gráficos apresentados nos resultados a barra erro foi substituída pelo próprio tamanho de cada ponto, que é constante. Esta escolha foi feita devido ao fato de que a resolução do sistema EFF1705 é de 0,1 nA e também nenhuma das incertezas observadas nas medições atingiu 2%.

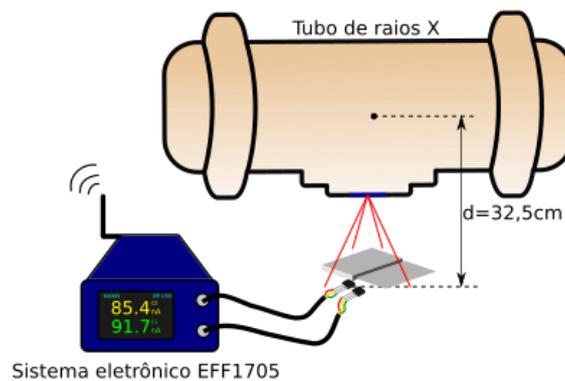


Figura 8: Ilustração da técnica de dois sensores para determinação não-invasiva do kVp em tubos de raios X.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Primeiramente, a Figura 9a mostra o resultado do procedimento dosimétrico: a taxa de dose em função do potencial do tubo de raios X. Na Figura 9b tem-se o resultado de  $I_{DX}$  e a similaridade é notável. Pode-se observar que, em ambas condições de carga de trabalho, a taxa de dose é praticamente linear com relação à variação do potencial de tubo de raios X, na faixa de 50 a 125 kV, pois o equipamento clínico da Siemens possui um filtro de radiação inerente de 1 mm de alumínio e  $R^2 > 0,993$  em ambos os casos (100 e 200 mAs).

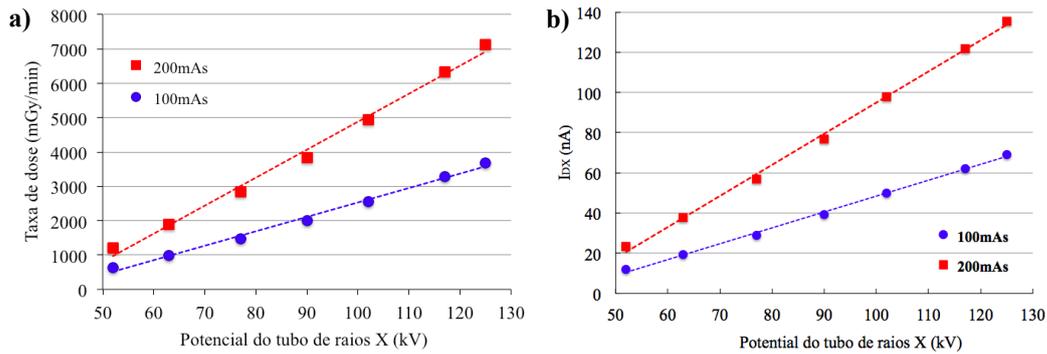


Figura 9: a) Taxa de dose versus potencial do tubo (kV); b)  $I_{DX}$  versus potencial do tubo (kV).

Na Figura 10 tem-se os resultados da reprodutibilidade para o VDMOSFET sob 30 exposições aos feixes de raios X diagnósticos. Observa-se que nesta sequência de 30 medidas apenas um valor de  $I_{DX}$  está fora da faixa para dois desvios padrões, ou seja, representa um experimento com 95% de nível da confiança, e por isso conclui-se que o processo de medição de  $I_{DX}$  apresenta reprodutibilidade. A Figura 11 apresenta o resultado para os valores da corrente de dreno  $I_D$  durante o tempo em que o equipamento de raios X está resfriando, *i.e.*, entre cada duas exposições. Desse gráfico extrai-se que embora com a dose acumulada de aproximadamente 2Gy ocorra uma significativa degradação do VDMOSFET, ou seja,  $I_D$  chega a variar praticamente 300% devido ao dano de ionização na estrutura do dispositivo [18-20], isto não altera  $I_{DX}$ .

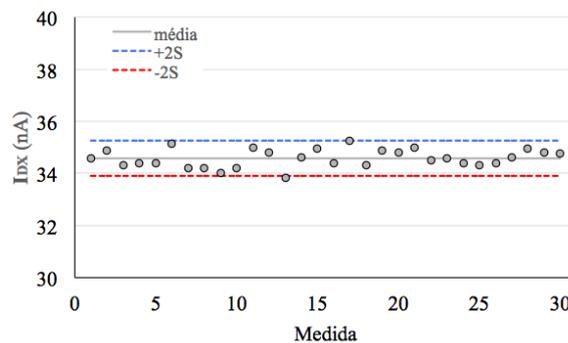


Figura 10: Corrente de dreno  $I_{DX}$  durante cada exposição (cada disparo do feixe de raios X).

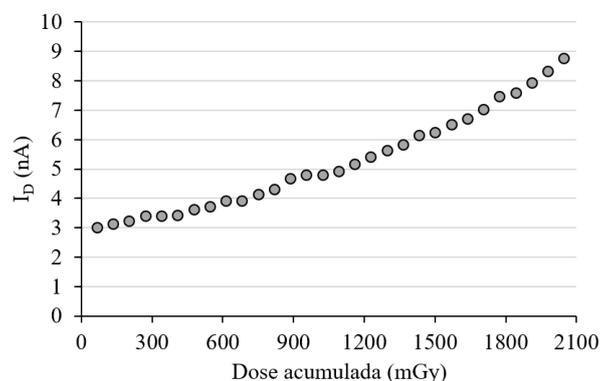


Figura 11: Corrente de dreno  $I_D$  em função da dose acumulada de raios X diagnósticos.

Nota-se que, apesar do dano produzido no VDMOSFET em função da dose acumulada, a corrente de dreno  $I_{DX}$  é estável, apresentando reprodutibilidade, pois trata-se de um valor em tempo real, *i.e.*, no momento da exposição.

A Figura 12 traz o resultado da resposta para dois VDMOSFETs idênticos sob feixe de raios X com os seguintes parâmetros: 102kV e 100mAs. Nota-se que o sinal do VDMOSFET apresenta

praticamente o mesmo comportamento linear do detector de referência da Figura 9, inclusive com  $R^2 > 0,997$  para cada MOSFET. Pode-se observar que cada dispositivo possui uma sensibilidade ligeiramente diferente, o que é muito comum em detectores de radiação. As diferenças estão associadas às pequenas diferenças nas características do dispositivo: 1) mecânicas – dimensões do encapsulamento, já que variações micrométricas podem tanto atenuar o feixe de radiação como produzir o efeito da capa de *build-up* [21]; 2) elétricas – largura do canal e espessura do óxido de silício, pois tais diferenças influenciam, respectivamente, nos danos de deslocamento (defeitos no semicondutor) e danos de ionização (campo elétrico parasítico no  $\text{SiO}_2$ ) [18-20].

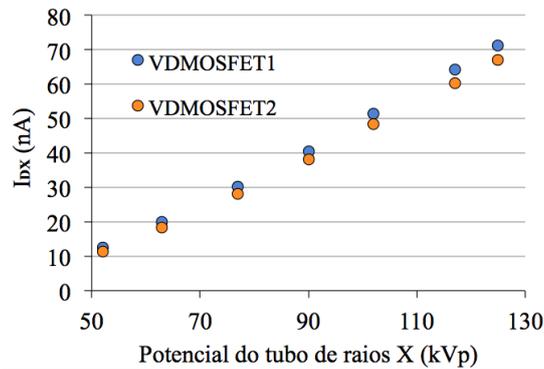


Figura 12: Resposta de dois VDMOSFETs idênticos irradiados com feixe de raios X: 102 kV e 100mAs.

A Figura 13 apresenta a resposta de dois VDMOSFETs idênticos, cada um com filtros de alumínio de  $x_1=1$  e  $x_2=2$  milímetros de espessura. Eles foram irradiados sob feixes de raios X com as duas cargas de trabalho: 100mAs e 200mAs. Pode-se verificar que o comportamento linear da resposta praticamente independe da corrente de tubo de raios X, já que em cada carga de trabalho o resultado é similar. Portanto, observa-se que os sinais dos VDMOSFETs são maiores para 200mAs, praticamente dobrando de valor. Isto sugere que seja melhor escolher a corrente de tubo de raios X maior para se ter uma melhor relação sinal/ruído no processo de medição com os VDMOSFETs.

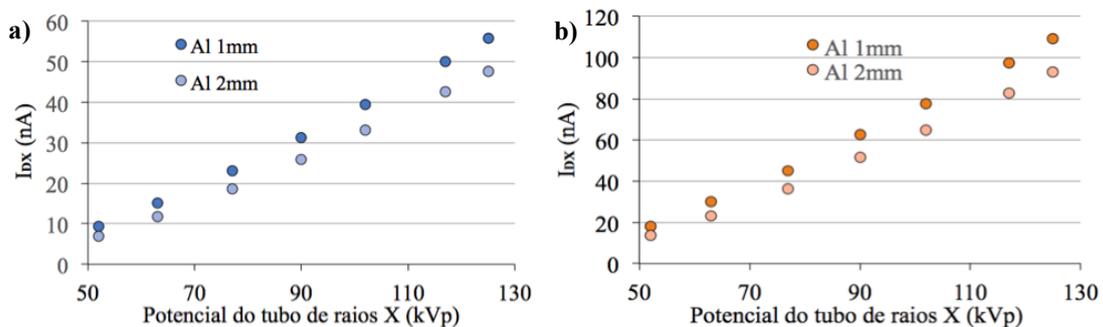


Figura 13: Resposta de dois VDMOSFETs idênticos sob filtrações diferentes irradiados com as seguintes cargas de trabalho: 100mAs (tons de azul); e 200mAs (tons de laranja).

Partindo dos resultados da Figura 13 determinou-se o mesmo tipo de regressão usada por Lindström [15] para as duas condições de carga de trabalho: 100mAs e 200 mAs. Os ajustes para cada condição estão mostrados na Figura 14. Pode-se notar que as regressões  $f(S_1/S_2)$  apresentam coeficientes de determinação ( $R^2$ ) de 0,97 e 0,99 para 100mAs e 200mAs, respectivamente. Com a motivação de melhorar a sensibilidade observada na Figura 13, foi realizado um experimento sem filtros de radiação de alumínio, ou seja, apenas o próprio encapsulamento de cada dispositivo faria o papel do filtro de radiação. Detalhes do material do encapsulamento (Epóxi) podem ser encontrados em [12] e [13]. O resultado deste último experimento está na Figura 15, onde pode-se notar que a sensibilidade do VDMOSFET ao feixe de raios X realmente melhora. De fato, o efeito dos filtros de radiação é de atenuação de cada sinal  $S_1$  e  $S_2$ , ao passo que dispositivos

eletricamente idênticos com encapsulamentos diferentes produzirão o efeito da capa de *build-up*, já que o *chip* fica logo abaixo do material do encapsulamento (ver Figura 15 em [22]). Finalmente, resolveu-se efetuar uma regressão polinomial, ao invés da regressão de potência feita por Lindström, e obteve-se  $R^2 = 0,998$ . Além disso, a amplitude de valores da relação de  $S_1/S_2$  passou de 0,15 para 0,21 o que permite ter uma resolução melhor na correlação entre a função  $f(S_1/S_2)$  e os valores do kVp.

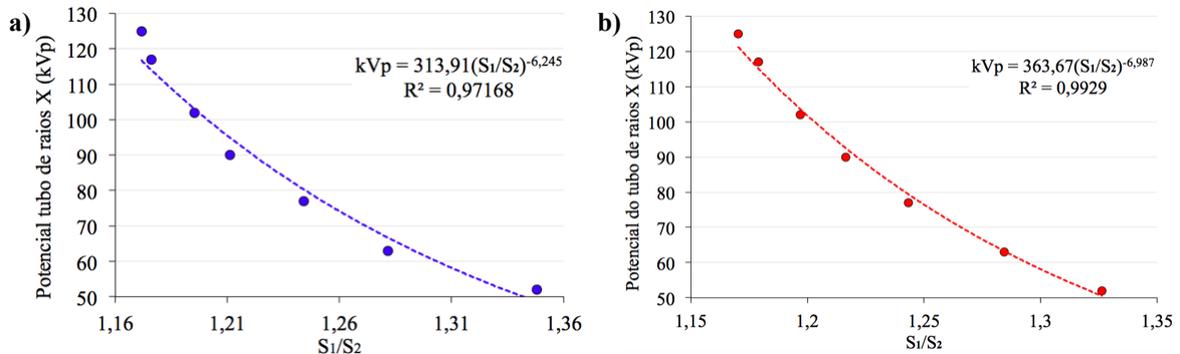


Figura 14: Regressões de Lindström para VDMOSFETs irradiados com cargas de trabalho de 100mAs e 200mAs.

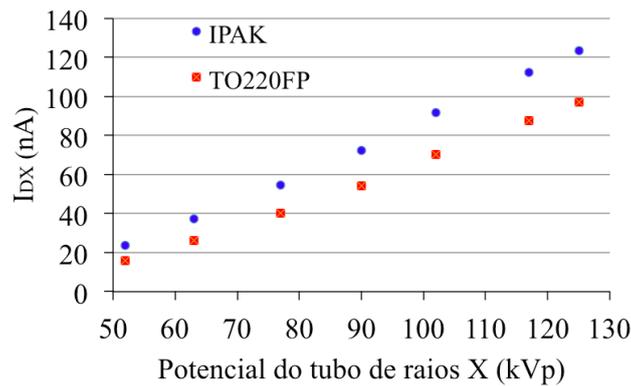


Figura 15: Resposta de dois VDMOSFETs com encapsulamentos diferentes: IPAK e TO220FP.

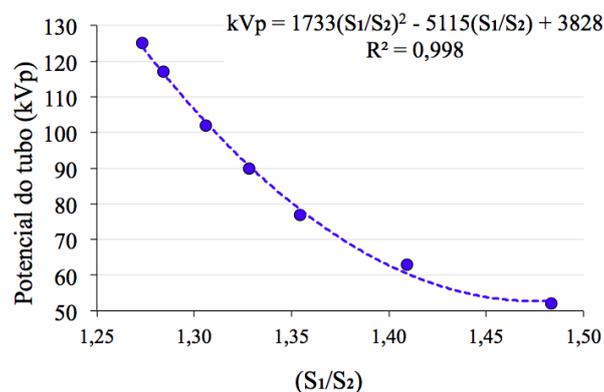


Figura 16: Regressão polinomial para dois VDMOSFETs com encapsulamentos diferentes: IPAK e TO220FP.

#### 4. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo estudar o efeito do encapsulamento de um VDMOSFET sob feixes de raios X normalmente usados para diagnóstico médico. Primeiramente verificou-se que

a resposta do VDMOSFET é similar à câmara de ionização, pois o sinal varia proporcionalmente ao kVp na faixa do radiodiagnóstico. Em segundo lugar, dispositivos idênticos apresentam resposta semelhantes, a menos de uma constante (a sensibilidade do dispositivo) devido às características intrínsecas (mecânica e elétrica) de cada um. Outra conclusão é que tais dispositivos podem ser utilizados para o procedimento de medição do kVp pela técnica de dois sensores a qual é muito comum atualmente. Também, com base nos resultados, observa-se que o encapsulamento tem um papel importante no processo de medição do sinal elétrico produzido pelo VDMOSFET durante a irradiação. Isto se deve ao fato de que os filtros de radiação atenuam o sinal no detector de radiação, ao passo que o encapsulamento produz o efeito da capa de *build-up* no sinal ao invés de atenuá-lo, melhorando assim a relação sinal/ruído. Finalmente, isso conduz a concluir que com dois VDMOSFETs eletricamente idênticos em encapsulamentos diferentes proporciona uma inovação tecnológica para medir o kVp em tubos de raios X diagnósticos de forma não-invasiva.

## 5. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos ao CNPq (Proc. 305017/2021-7) pelo apoio financeiro.

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Wikipédia [Internet]. Transistor; 2022 [acesso em 21 fev 2022]. Disponível em: <https://pt.wikipedia.org/wiki/Trans%C3%ADstor>
2. Duncan T. Electronics for today and tomorrow. 2. ed. London: John Murray Ltd; 1998.
3. Sedra AS, Smith KC. Microelectronic Circuits. 7. ed. New York (US): Oxford University Press; 2015.
4. Hughes RC, Huffman D, Snelling JV, Zipperian TE, Ricco AJ, Kelsey CA. Miniature radiation dosimeter for in vivo radiation measurements. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1988 May;14(5):963-7. doi: 10.1016/0360-3016(88)90019-3
5. Sarabayrouse G, Siskos S. Radiation dose measurements using MOSFETs. *IEEE Instrum Meas Mag*. 1998 Jun;1(2):26-34. doi: 10.1109/5289.685494
6. Rosenfeld AB. Electronic dosimetry in radiation therapy. *Radiat Meas*. 2006 Dez;41:S134-53. doi: 10.1016/j.radmeas.2007.01.005
7. Gonçalves Filho LC, Monte DS, Barros FR, Santos LAP. Radiation dose response of n-channel MOSFET submitted to filtered x-ray photon beam. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2018 Set;65(9):2607-10. doi: 10.1109/TNS.2018.2846668
8. Valença CPV, Gonçalves Filho LC, Alves AN, Macedo MAM, Souza DN, Santos LAP, et al. The comparison of a thin-film ZnO nanodevice with silicon-based electronic devices for diagnostic X-ray beam detection. *Taylor & Francis*. 2022 Mar;177(7-8):642-54. doi: 10.1080/10420150.2022.2073878
9. Gonçalves Filho LC, Santos LAP; Instituto Nacional da Propriedade Industrial. Dosímetro eletrônico de radiação ionizante com MOSFET na configuração par diferencial. Patente no Brasil BR 102021014121-1; 2021.
10. Rashid MH. Power electronic handbook: Devices, circuits, and applications. 3. ed. Burlington (US): Elsevier; 2011.
11. Baliga BJ. Fundamentals of power semiconductor devices. 2. ed. New Delhi (IN): Springer; 2019.
12. STD2HNK60Z - N-channel 600 V, 3.5  $\Omega$  typ., 2 A SuperMESH Power MOSFETs in DPAK and IPAK packages Datasheet [Internet]. Geneva (CH): STMiroelectronics; 2021 [citado em 17 fev 2022]. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/std2hnk60z.pdf>
13. STMiroelectronics. STD2HNK60Z - N-channel 600 V, 3.5  $\Omega$  typ., 2 A SuperMESH Power MOSFET in a TO-220FP package Datasheet [Internet]. Geneva (CH): STMiroelectronics; 2021 [citado em 17 fev 2022]. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stf2hnk60z.pdf>
14. Scients® [Internet]. Produtos; [acesso em 23 fev 2022]. Disponível em: <http://scients.com.br/produto/>
15. Lindström J. The non-invasive X-ray multimeter – Principles, advantages, drawbacks and uncertainties. 4. ed. Stockholm (SE): Karolinska Universitetjkuhuset; 2016.
16. Greening JR. The determination of X-ray wavelength distributions from absorption data. *Proc Phys Soc*. 1950 May;A63(11):1227-34.
17. Kélpakotás O. 6.5.10 - Physical foundations of non-invasive X-ray tube voltage measurement. In: *Book for Physicists* [Internet]. 2nd ed. Budapest (HU): Semmelweis Univ; 2019 [acesso em 23 fev 2022]. Disponível em: <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Physical+foundations+of+non-invasive+X-ray+tube+voltage+measurement>

18. Leroy C, Rancoita P-G. Particle interaction and displacement damage in silicon devices operated in radiation environments. *Reports on Progress in Physics*. 2007;70(4):493-625. doi: 10.1088/0034-4885/70/4/R01
19. [1] Srour JR, Marshall CJ, Marshall PW. Review of displacement damage effects in silicon devices. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2003 Jun;50(3):653-70. doi: 10.1109/TNS.2003.813197
20. Oldham TR, McLean FB. Total ionizing dose effects in MOS oxide and devices. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2003 Jun;50(3):483-99. doi: 10.1109/TNS.2003.812927
21. Turner JE. *Atoms, radiation, and radiation protection*. 3rd ed. Weinheim (DE): Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2007.
22. Santos LAP. An overview on bipolar junction transistor as a sensor for X-ray beams used in medical diagnosis. *Sensors*. 2022;22:1923. doi: 10.3390/s22051923