UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

LUIZ CARLOS GONÇALVES FILHO

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM MOSFET NA CONFIGURAÇÃO DIFERENCIAL PARA DOSIMETRIA EM FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO

Recife

2022

LUIZ CARLOS GONÇALVES FILHO

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM MOSFET NA CONFIGURAÇÃO DIFERENCIAL PARA DOSIMETRIA EM FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Aplicações de radioisótopos na indústria e medicina.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

Recife

2022

Catalogação na fonte:
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

G635d Gonçalves Filho, Luiz Carlos.
Desenvolvimento de instrumentação baseada em MOSFET na configuração diferencial para dosimetria em feixes de radiodiagnóstico. / Luiz Carlos Gonçalves Filho. – 2022.
66 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos.
Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2022.
Inclui referências, apêndice e anexos.

1. Engenharia nuclear. 2. Dosímetro. 3. Raios X. 4. MOSFET. I. Santos, Luiz Antônio Pereira dos (orientador). II. Título.

621.48 CDD (22. ed.)

UFPE
BCTG/2022-147

LUIZ CARLOS GONÇALVES FILHO

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO BASEADA EM MOSFET NA CONFIGURAÇÃO DIFERENCIAL PARA DOSIMETRIA EM FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de Concentração: Aplicações de radioisótopos na indústria e medicina.

Aprovada em: 24/03/2022.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira (Examinador Interno)

Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN

Prof. Dra. Divanízia do Nascimento Souza (Examinador Externo)

Universidade Federal de Sergipe - UFS

Prof. Dr. José Guilherme Pereira Peixoto (Examinador Externo)

Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN

Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos (Examinador Externo)

Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN

Prof. Dr. Ramón Enrique Ramayo González (Examinador Externo)

Universidade Federal Rural de Pernambuco - UFRPE

Dedico esse trabalho a Nathália da Motta Campos e Nicole Campos Gonçalves.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu amigo Francisco Alves Cavalcanti pelas suas valorosas sugestões, a Nathália da Motta Campos por me ajudar nas correções da tese, ao meu amigo e orientador Luiz Antônio Pereira dos Santos pela sua paciência e acima de tudo inteligência e a professora enorme ajuda na conclusão desse doutorado, Edvane Borges da Silva por sua colaboração para junto ao PROTEN/UFPE, que permitiu a concretização desse trabalho.

RESUMO

Este trabalho visou desenvolver uma instrumentação para dosimetria em feixes de raios X, aplicados ao diagnóstico médico, baseado em um circuito inovador. Trata-se de um um sistema eletrônico que utiliza um par de MOSFET na configuração de amplificador diferencial, em que um deles fica exposto ao feixe de radiação ao passo que o outro fica blindado da irradiação. O sinal elétrico resultante é diretamente proporcional à dose de radiação e o estudo resultou em inovação tecnológica com pedido de patente no INPI do dosímetro desenvolvido. Os resultados também apontam, no que concerne às perspectivas, que o dosímetro pode ter aplicações em feixes de radiações normalmente utilizados na radioterapia e também da possibilidade de desenvolvimento tecnológico para tornar o dosímetro integrado em dispositivos móveis.

Palavras-chave: dosímetro; raios X; MOSFET.

ABSTRACT

This work aimed to develop an instrumentation for dosimetry in beams of X rays, applied to medical diagnosis, based on an innovative circuit. It is an electronic system that uses a pair of MOSFETs in the differential amplifier configuration, where one of them one is exposed to the radiation beam while the other is shielded from the radiation. The sign resulting electrical energy is directly proportional to the radiation dose and the study resulted in technological innovation with a patent application at the INPI for the developed dosimeter. The results also point out, with regard to perspectives, that the dosimeter may have applications in beams of radiation normally used in radiotherapy and also in the possibility of technological development to make the dosimeter integrated into mobile devices.

Keywords: dosimeter; X ray; MOSFET.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Componentes básicos em uma ampola de raios-X	15
Figura 2 –	Geração de raios X por frenamento do elétron com energia inicial E_i e com energia final E_f	16
Figura 3 –	Espectro do raios-X para 100 kV filtrado com 1,0 mm de Al	17
Figura 4 –	Sistema de medição com câmara de ionização	20
Figura 5 –	Bandas de energias para condutores, semicondutores e isolantes	21
Figura 6 –	Diodo, simbolo e elementos construtivos	23
Figura 7 –	Transistor de junção NPN, a) simbolo e b) estrutura semicondutora	24
Figura 8 –	Fototransistor	25
Figura 9 –	Estrutura do MOSFET canal N: NPN	26
Figura 10 –	Curva de chaveamento do MOSFET	26
Figura 11 –	Variação da curva característica de chaveamento do MOSFET em função da dose	28
Figura 12 –	Sistema dosimétrico proposto	29
Figura 13 –	MOSFET FQP20N06	30
Figura 14 –	Circuito discreto do sistema dosimétrico	31
Figura 15 –	Amplificador de instrumentação	32
Figura 16 –	Montagem para medir a taxa de dose	33
Figura 17 –	Curva de chaveamento dos MOSFETs utilizados: corrente de dreno em função da tensão de polarização	34
Figura 18 –	Tensão diferencial em função do tempo, variando a tensão de tubo para uma caraga de trabalho fixa de 200 mAs	39
Figura 19 –	Tensão diferencial em função do tempo, variando a carga de trabalho	40
Figura 20 –	Corrente elétrica de dreno em função da tensão de polarização, variando a dose	41
Figura 21 –	Tensão diferencial em função da dose, 102 kV; 100 mAs	42
Figura 22 –	Tensão diferencial em função da dose, 102 kV e 200 mAs	42
Figura 23 –	ΔV_{dif} parametrizado pela tensão de tubo de raios X para 100 mAs	43

Figura 24 – ΔV_{dif} parametrizado pela tensão de tubo de raios X para 200 mAs 43
Figura 25 – Tensão diferencial em função da dose em três MOSFETs distintos 44
Figura 26 – ΔV_{dif} em função da dose para três transistores diferentes 45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Taxa de dose (mGy/s) parametrizada pelos seguintes parâmetro de tubo de raios X: kV e mAs	35
Tabela 2 –	Homogeneidade do campo no eixo x em função da corrente elétrica do fotodiodo	36
Tabela 3 –	Homogeneidade do campo no eixo y em função da corrente elétrica do fotodiodo	36
Tabela 4 –	Variação na corrente ΔId em função do tamanho de campo	37
Tabela 5 –	Tensão diferencial do novo dosímetro em função da tensão de tubo	38
Tabela 6 –	Coeficiente de sensibilidade em função da tensão de tubo variando a carga de trabalho	41
Tabela 7 –	Cálculo da incerteza das medidas de resistência, temperatura e umidade relativa	51

SUMÁRIO

1	**INTRODUÇÃO**	**13**
2	**REVISÃO DE LITERATURA**	**14**
2.1	RAIOS X	14
2.2	PRODUÇÃO DE RAIOS x	15
2.3	GRANDEZAS RADIOLÓGICAS E DOSIMÉTRICAS	17
2.3.1	**Fluência de partículas**	**18**
2.3.2	**Taxa de fluência**	**18**
2.3.3	**Dose absorvida**	**18**
2.4	INSTRUMENTAÇÃO E MEDIÇÃO CONVENCIONAL	19
2.4.1	**Câmara de ionização**	**19**
2.4.2	**Semicondutores**	**20**
2.4.3	**Dispositivos eletrônicos**	**22**
2.4.3.1	Diodo	22
2.4.3.2	Fotodiodo	23
2.4.3.3	Transistores	23
2.4.3.4	Fototransistor	24
2.4.3.5	MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)	25
2.4.3.6	Dano da radiação em dispositivos eletrônicos	27
2.5	MÉTODO PROPOSTO	29
3	**MATERIAIS E MÉTODO**	**30**
3.1	SELEÇÃO DOS DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS	30
3.2	MONTAGEM DOS DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS	31
3.3	ARRANJO EXPERIMENTAL PARA IRRADIAÇÃO	32
4	**RESULTADOS E DISCUSSÕES**	**34**
4.1	DETERMINAÇÃO DA DOSIMETRIA DO FEIXE DE RAIOS X, GERADO NO EQUIPAMENTO DE RAIOS X POLYMAT 30/50 E SUA UNIFORMIDADE	35
4.2	UNIFORMIDADE DE CAMPO	36
4.3	SENSIBILIDADE DO SISTEMA DOSIMÉTRICO	37

4.4 RESPOSTA DA TENSÃO DIFERENCIAL À VARIAÇÃO DA DOSE 41
5 CONCLUSÃO 46
REFERÊNCIAS 47
APÊNDICE A – CÁLCULO DE INCERTEZA 49
ANEXO A – DATASHEET FQP12N06 53
ANEXO B – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO CÂMARA-ELETRÔMETRO 61
ANEXO C – REGISTRO DA PATENTE 65

1 INTRODUÇÃO

Os raios X são conhecidos pela comunidade científica desde o final do século XIX, uma de suas características é o alto poder de penetração na matéria, o que permite analisar estruturas internamente de forma não invasiva, sendo de grande importância para diagnósticos médicos. Outro fato é que esses fótons ao interagir com material orgânico pode depositar grande quantidade de energia no volume de massa, podendo ocorrer danos a estrutura celular acarretando lesões aos pacientes.

Nesse contexto, um dos desafios da instrumentação é medir as doses que os pacientes e/ou trabalhadores ocupacionalmente expostos possam vir a serem submetidos, durante exames de diagnóstico. Reduzir as doses, sem perdas na qualidade da imagem, são dedicações que a engenharia vem trabalhando medindo e otimizando o processo de radiodiagnóstico.

O presente trabalho desenvolveu um inovador sistema dosimétrico para feixes de raios X aplicados ao radiodiagnóstico médico. Trata-se de um sistema eletrônico baseado em um par diferencial de MOSFETs, que ao ser exposto a um campo de raios X, tem a tensão diferencial de saída alterada proporcionalmente a dose depositada em um dos transistores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RAIOS X

Em 1895, Wilhelm Corand Röntgen desenvolveu um equipamento capaz de gerar fótons de alta energia que podem atravessar a matéria, denominado de raios X. Assim, iniciou-se uma nova era para humanidade que passou a ter a capacidade de gerar imagens estruturais, como por exemplo a formação óssea, sem que haja necessidade de exames invasivos.

Um seguimento da radiologia, que passou a utilizar a característica desse equipamento de raios X, foi a área de diagnóstico médico. O corpo humano é composto por materiais de densidade distintas, como osso, cartilagem, pele e sangue, por exemplo. Quando os raios X interagem com os vários tecidos de maior densidade, têm maior probabilidade de interação, ao passo que, os menos densos terão menor probabilidade. Esse é o princípio no qual se baseia a formação da imagem em um filme radiográfico para se analisar a estrutura interna do paciente.

O físico Albert Einstein, no começo do século passado, sugeriu que os fótons são pacotes de energia, que podem ionizar diretamente os átomos da matéria, e que a sua energia é quantificada pela Equação 1

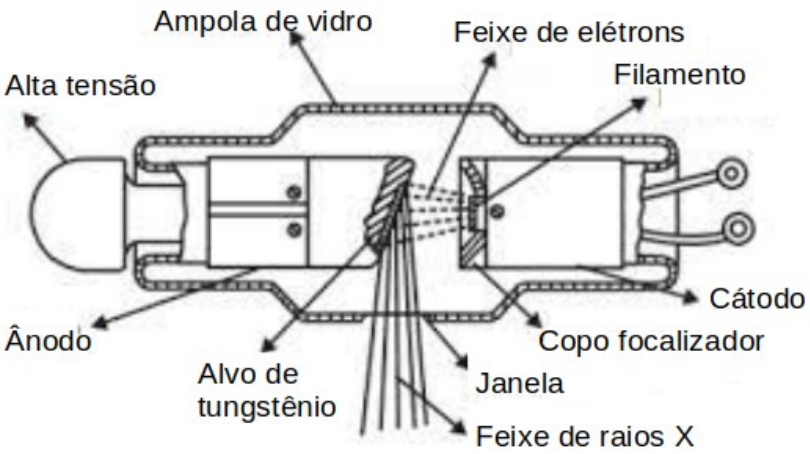
$$E = h.f\,, \tag{1}$$

em que *h* é a constante de Plank, e *f* a frequência do fóton (EISBERG, 1979).

2.2 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os componentes básicos do equipamento de Roentgen são: uma ampola de vidro à baixa pressão e dois eletrodos: o cátodo e o ânodo. A Figura 1 ilustra uma ampola para gerar raios X. O cátodo consiste em um filamento de tungstênio, que por aquecimento elétrico produz o efeito termoiônico. A partir de uma diferença de potencial aplicada aos eletrodos (potencial de tubo de raios X – kVp) os elétrons são acelerados do cátodo para o ânodo e este fluxo é denominado de corrente de tubo de raios X, I_{TRX}. O ânodo consiste em um alvo cujo material deve ser denso, de elevado número atômico e de alto ponto de fusão, como por exemplo o tungstênio. Quando os elétrons colidem no alvo, em um processo conhecido como frenamento, parte da energia cinética é transferida como calor, 99% e, aproximadamente, 1% fótons de raios X, também conhecida como *Bremsstrahlung* (ATTIX, 2004), ilustrado na Figura 2.

Figura 1 - Componentes básicos em uma ampola de raios-X.



Fonte: Adaptado de http://radiologiaconcurso.blogspot.com/2017/12/o-que-ocorre-dentro-de-uma-ampola-de.html, acessado em 04/12/21.

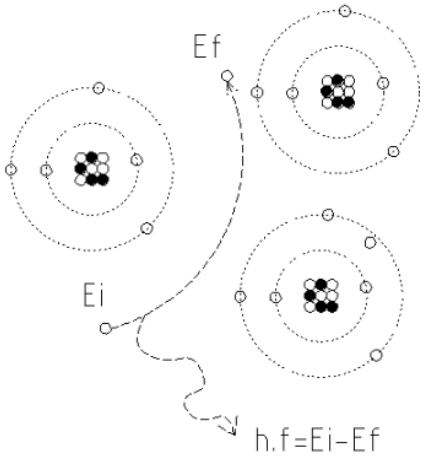
Da teoria clássica do eletromagnetismo sabe-se que: a energia W de uma carga elétrica q, quando submetida a um campo elétrico $\vec{E}$entre os pontos a e b por percurso $d\vec{L}$, é dada pela Equação 2 (HALLIDAY, 2009)

$$W = -\int_a^b \vec{F}_e \cdot d\vec{L} = -q\int_a^b \vec{E} \cdot d\vec{L}, \quad (2)$$

em que $\vec{F}_e$ é a força elétrica atuante em uma carga de prova q (GRIFFITHS, 1995). A partir da Equação 2, obtém-se o que se denomina de diferença de potencial elétrica, V_{ab}, mostrada na Equação 3, que é a energia por unidade carga

$$|V_{ab}| = \frac{W}{q}. \quad (3)$$

Figura 2 - Geração de raios X por frenamento do elétron com energia inicial Ei e com energia final Ef.

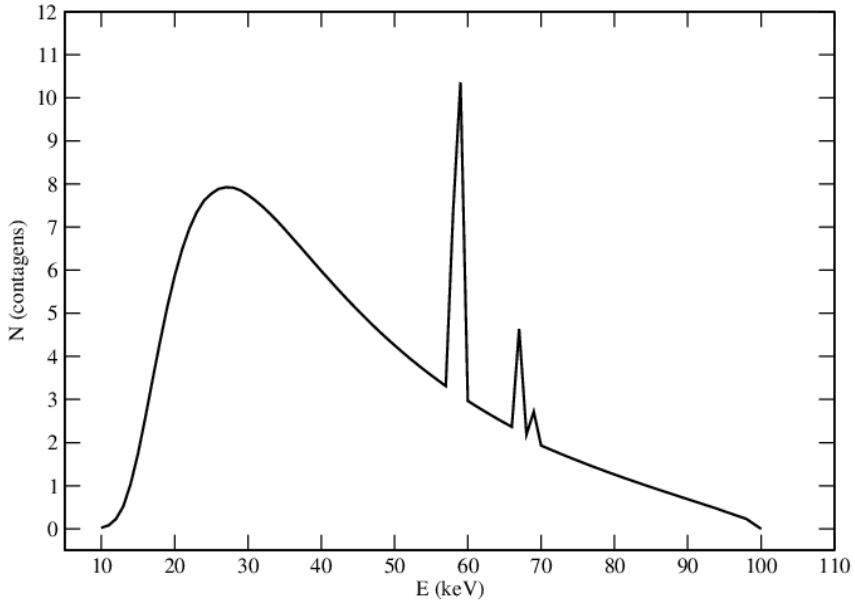


Fonte: O autor.

De fato, a energia máxima que um fóton de raios X terá é dada pela Equação 4. No entanto, existe um espectro contínuo de energia dos fótons, conforme ilustrado na Figura 3, além de componentes discretos, que são os raios X característicos. É importante ressaltar que a intensidade fotônica produzida pelo tubo de raios X é proporcional à I_{TRX} (IAEA, 2014)

$$E_f(max) = W = q|V_{ab}|. \quad (4)$$

Figura 3 - Espectro do raios-X para 100 kV filtrado com 1,0 mm de



Fonte: O autor.

2.3 GRANDEZAS RADIOLÓGICAS E DOSIMÉTRICAS

Os raios X, ao interagirem com a matéria, formam diversos fenômenos dependentes da sua energia e da densidade do material irradiado. Os fenômenos são: 1) efeito fotoelétrico - quando toda energia do fóton é transferida a um elétron; 2) efeito *Compton* - parte da energia inicial do fóton primário é transferida para um elétron e outro fóton é espalhado com menor energia; e 3) formação de pares - quando o fóton é convertido em um elétron e um pósiton. Este último, não sendo significativo nesse trabalho, pois as energias envolvidas são superiores a 1 MeV.

As grandezas radiológicas são definidas pela ICRU, 1962, *International Committee on Radiation Units and Measurements* (ATTIX, 2004). A seguir são apresentadas algumas dessas grandezas.

2.3.1 Fluência de partículas

Essa grandeza define a quantidade de partículas que fluem por um elemento de área, em que *dN* é o número de partículas que transpassa por um elemento de área ***da,*** em m².

$$\Phi = \frac{dN}{da}. \tag{5}$$

2.3.2 Taxa de fluência

A taxa de fluência é definida como a variação das partículas que atravessam um elemento de área em um intervalo de tempo, dt em s,

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt}. \tag{6}$$

2.3.3 Dose absorvida

A dose absorvida, *D* (Gy), em um ponto *P*, é definida pela energia média depositada, $d\varepsilon$ (J), absorvida em um elemento de massa, *dm* (kg),

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}. \tag{7}$$

2.4 INSTRUMENTAÇÃO E MEDIÇÃO CONVENCIONAL

Há várias formas de radiações ionizantes, por exemplo: raios X, gama, beta, prótons, pósitrons, etc. Cada um desses tipos de radiações, ao interagir com materiais diferentes, podem gerar diversos fenômenos. Assim sendo, para cada tipo de radiação e faixa de energia, há um detector que responde melhor que outros. A seguir são apresentados alguns dispositivos convencionais para mensurar os efeitos da radiação ionizante.

2.4.1 Câmara de ionização

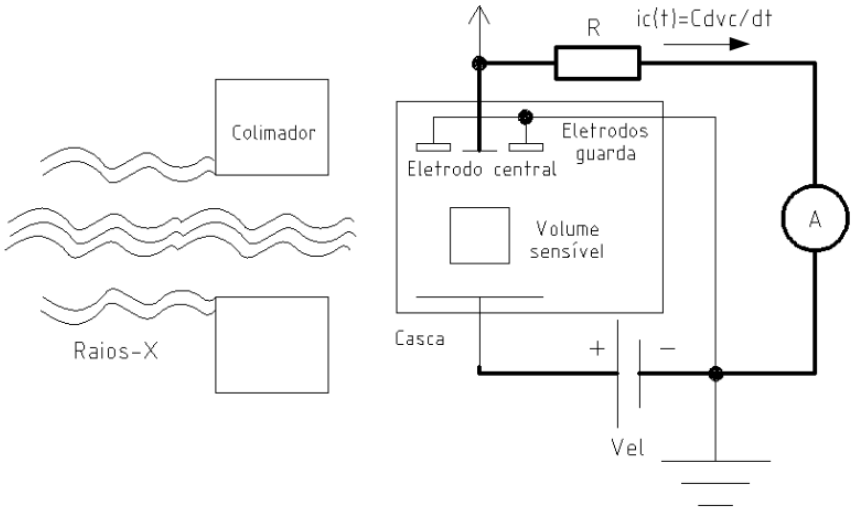
Este sistema é largamente usado como padrão primário para medir a intensidade dos raios X na faixa do radiodiagnóstico.

Sua construção é baseada em um capacitor envolvido por uma casca, geralmente de grafite, acoplada a um eletrômetro que, além de fornecer uma tensão da ordem de 250 a 300 V, é capaz de medir correntes elétricas da ordem de 10^{-12} A, Figura 4.

Quando os fótons de alta energia interagem com a casca, uma chuva eletrônica é formada no capacitor, ionizando a massa de ar em seu interior. O campo elétrico atrai os elétrons, o que implica em uma variação da tensão no capacitor, causando uma corrente elétrica. A leitura do eletrômetro é proporcional a intensidade fotônica.

Entretanto, esse sistema dosimétrico têm desvantagens: 1) requer uma fonte de alta tensão; 2) medição de correntes elétricas ultra baixas; 3) o material que a câmara é construída é frágil (grafite); 4) tem dimensões da ordem de centímetros cúbicos, dificultando realizar microdosimetria.

Figura 4 - Sistema de medição com câmara de ionização.



Fonte: O autor.

2.4.2 Semicondutores

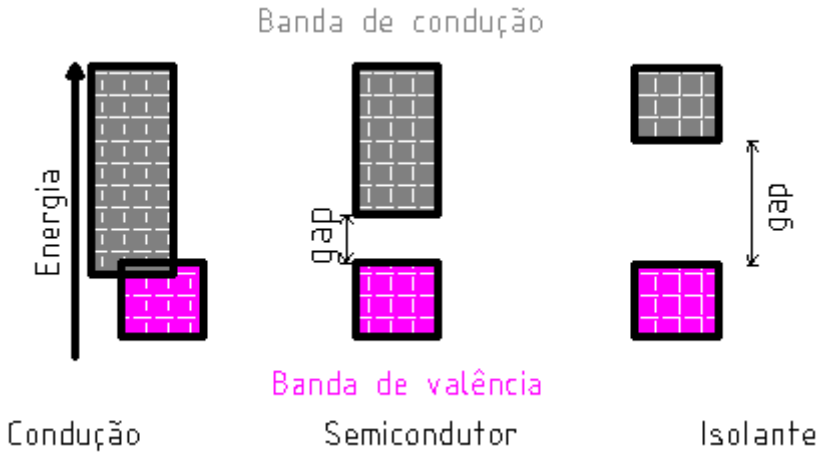
A eletrônica está presente em praticamente todos os segmentos tecnológicos da sociedade moderna. O principal elemento no qual os dispositivos eletrônicos são fabricados é o silício cristalino.

A descrição do comportamento elétrico de um semicondutor é baseada na teoria das bandas de energia em sólidos, que é fundamentada na física quântica (V. LANDSHOFF, METHERELL e GARETH REES, 1997).

A região onde estão os elétrons com maior energia de ligação com o núcleo é denominada de banda de valência, que possui uma mobilidade das cargas menor se comparada a banda de condução, cuja energia de ligação é menor, tendo uma maior mobilidade dos elétrons dentro de um material sólido.

Entre a banda de valência e condução existe um *gap* de energia, cuja separação determina se o material é condutor (nesse caso não há esse *gap*), semicondutor, ou isolante (CALLISTER e RETHWISCH, 2016). Para condensar o exposto anteriormente, a Figura 5 expõe as características dos metais, semicondutores e isolantes, segundo a teoria de bandas de energias em sólidos.

Figura 5 - Bandas de energias para condutores, semicondutores e isolantes.



Fonte: O autor

Um material semicondutor pode ter sua condutividade aumentada quando, elétrons são promovidos da banda de valência para banda de condução. Isto acontece, por exemplo, com o aumento da temperatura, pois as ligações covalentes podem se romper com mais facilidade, criando pares de elétrons e lacunas na estrutura do cristal. Pode-se também, alterar a condutividade dopando com impurezas trivalentes ou pentavalentes, boro ou arsênio, respectivamente. Ao dopar o cristal de silício com impureza trivalente, esse recebe a denominação de semicondutor tipo *p*. Por outro lado ao ser dopado com impureza pentavalente tem a denominação de semicondutor tipo *n* (SEDRA e SMITH, 2007).

Outra forma para variar a condutividade do semicondutor é pela transferência de energia dos fótons de raios X ao átomo, conforme os efeitos fotoelétrico ou *Compton*. Quando os pares de elétrons-lacunas são gerados pelas interações dos fótons de raios X forma-se uma corrente elétrica, no dispositivo, $i_d(t)$, devido ao campo elétrico no semicondutor (LUTZ, 1999). Este é o princípio de funcionamento dos dispositivos semicondutores para detecção de radiação ionizante. Sabe-se que a corrente elétrica produzida no dispositivo eletrônico é proporcional a taxa de dose, conforme a Equação 8:

$$\dot{D} = S \cdot i_d(t), \tag{8}$$

em que *S* é a sensibilidade do detector, também conhecido como fator de conversão. Para se calcular o valor da dose em que o dispositivo foi exposto, faz-se necessário calcular a integral da Equação 8, ou seja:

$$D = S \cdot \int_0^T i_d(t)\, dt. \qquad (9)$$

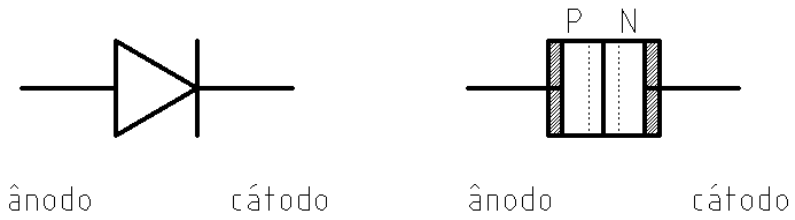
2.4.3 Dispositivos eletrônicos

De Röntgen até os dias atuais, a forma mais simples de medir e processar os fenômenos que os raios X produzem na matéria é por meio de transdutores elétricos. A seguir, serão explanados alguns tipos de detectores de radiação que se baseiam em dispositivos semicondutores.

2.4.3.1 Diodo

A construção desse dispositivo consiste em juntar um semicondutor tipo *p* com um tipo *n*, conforme a Figura 6. Se o diodo é polarizado diretamente, a corrente flui no sentido da seta; enquanto que, se ele é polarizado inversamente, praticamente não haverá corrente elétrica. Na realidade, na polarização reversa, existe uma pequena corrente de fuga devido ao efeito da temperatura ambiente (SEDRA e SMITH, 2007). A junção *p*-*n* é base da maioria dos dispositivos eletrônicos utilizados como detectores de radiação ionizantes. O fotodiodo é um exemplo simples de um detector semicondutor de radiação, em que se trata de um dispositivo cuja área é muito maior que um diodo comum.

Figura 6 - Diodo, simbolo e elementos construtivos.



Fonte: O autor.

2.4.3.2 Fotodiodo

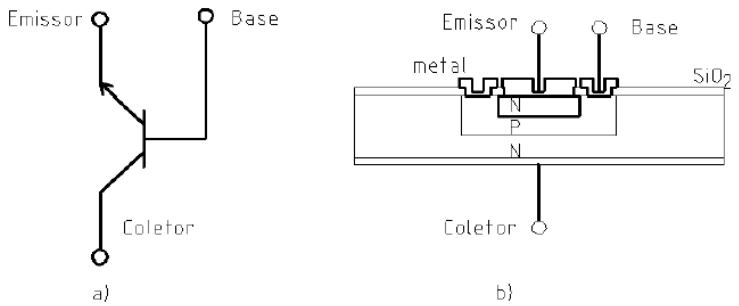
A ideia dos diodos como detectores de radiação, baseia-se em criar pares de elétrons-lacunas no dispositivo, quando polarizado reversamente. De fato, a corrente elétrica produzida no dispositivo, i_d(t), é proporcional a intensidade fotônica da radiação incidente e, consequentemente, a taxa de dose. Há várias vantagens nesse sistema, a citar:

- Como o silício tem a densidade maior que o ar, implica em uma maior probabilidade para interagir com os fótons, se comparados o fotodiodo com a câmara de ionização; a energia para produzir um par de portadores de carga é 10 vezes menor no cristal de silício, comparado com a câmara de ionização, podendo ser usado para fontes ionizantes de baixa energia;
- O efeito de recombinação dos elétrons e lacunas é rápido, o que implica em uma resolução elevada no tempo.

2.4.3.3. Transistores

Basicamente, há dois tipos de transistores: transistor bipolar de junção (TBJ), com três terminais e o MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*), que podem ter de três ou quatro terminais. Na Figura 7 é apresentado a construção básica de um TBJ.

Figura 7 - Transistor de junção NPN, a) simbolo e b) estrutura semicondutora.



Fonte: O autor.

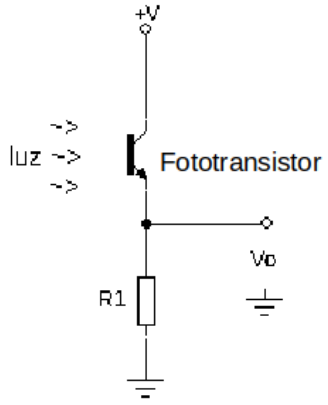
Formado por duas junções *p-n*, que pode ser *PNP* ou *NPN*. Os terminas do TBJ são denominados de: emissor (E), base (B) e coletor (C). A base é estreita e fracamente dopada, enquanto o emissor é também estreito, porém fortemente dopado. O coletor consiste no maior volume do dispositivo, praticamente quase toda a espessura do material semicondutor.

Quando um TBJ é submetido a um feixe de raios X, as interações ocorrem no dispositivo como um todo, gerando uma corrente $i_d(t)$a qual será amplificada pelo ganho do transistor, β.

2.4.3.4 Fototransistor

O fototransistor opera de forma análoga ao TBJ. Basicamente, consiste em um TBJ com um encapsulamento transparente. Geralmente, o fototransistor não tem o terminal de base, Figura 8, pois a junção coletor-base funciona como um fotodiodo. A corrente elétrica flui por causa dos portadores gerados na base, quando os fótons de raios X incidem no dispositivo, polarizando-o, sendo amplificada pelo ganho β (LUTZ, 1999). Assim, como em um fotodiodo, a corrente de coletor, I_C, é proporcional a intensidade fotônica da radiação incidente e, sendo assim, pode ser integrada no tempo fornecendo o valor da dose.

Figura 8 - Fototransistor.

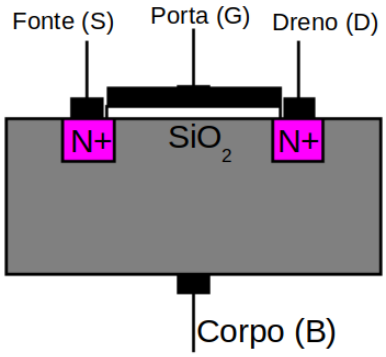


Fonte: O autor.

2.4.3.5 MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*)

Esse dispositivo eletrônico vem sendo largamente usado em circuitos integrados (SEDRA e SMITH, 2007). A estrutura de um MOSFET está ilustrada na Figura 9. Ele também é constituído de uma estrutura NPN e um material isolante, geralmente, SiO_2. O N+ significa que o cristal é fortemente dopado. A principal aplicação do MOSFET é em circuitos digitais atuando como uma chave lógica. O MOSFET da Figura 9 é denominado de NMOS de canal *n*. Ao se aplicar uma tensão entre porta e fonte, V_{GS}, cria-se um canal de condução entre o dreno e a fonte. Entretanto, é necessário que a tensão ultrapasse um valor limiar denominado de V_T. A Figura 10 ilustra uma curva de chaveamento de um MOSFET em função de V_{GS}. Observa-se que a corrente de dreno irá depender da tensão V_{DS}.

Figura 9 - Estrutura do MOSFET canal N: NPN.

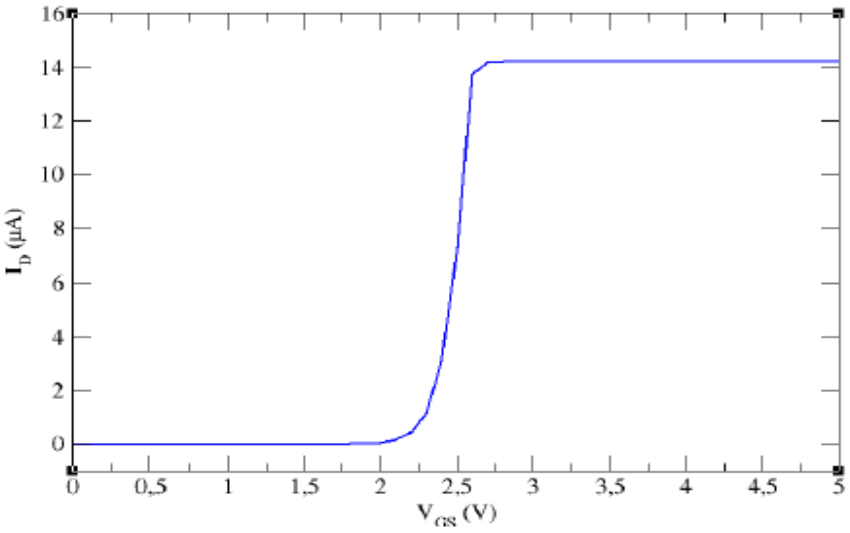


Fonte: O autor.

A corrente elétrica que flui entre o dreno e a fonte, i_{DS}, depende não apenas dos parâmetros elétricos (V_{GS}, V_T e V_{DS}), mas também dos parâmetros construtivos do semicondutor (μ_n, C_{ox}, W e L), em que μ_n é a mobilidade dos elétrons C_{ox} é a capacitância da camada de isolante (SiO_2), L é o comprimento e W é a largura do transistor (SEDRA e SMITH, 2007), cuja relação é dada pela Equação 10

$$i_{DS} = \frac{\mu_n C_{ox}}{2}\left(\frac{W}{L}\right)\left[\left(v_{GS} - V_T\right)v_{DS} - \frac{v_{DS}^2}{2}\right]. \qquad (10)$$

Figura 10 - Curva de chaveamento do MOSFET.



Fonte: O autor.

2.4.3.6 Dano da radiação em dispositivos eletrônicos

Quando os raios X interagem com o encapsulamento do MOSFET, três fenômenos são possíveis, o fotoelétrico, *Compton* e formação de pares. Devido a energia envolvidas nesse trabalho serem menores ou igual a 150 keV e as densidades dos materiais serem baixos, o efeito da formação de pares praticamente não existe, sendo predominante o *Compton* e em menor intensidade, o fotoelétrico (ATTIX, 2004).

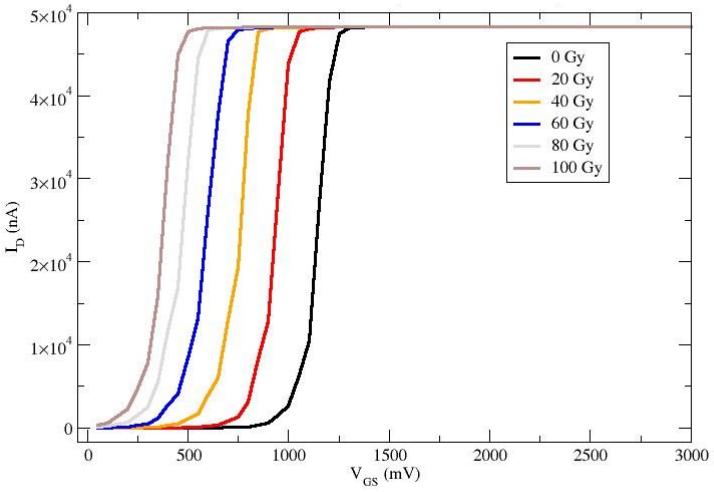
Os raios X, ao interagirem com o encapsulamento, causam uma chuva de elétrons (radiação segundarias) que, ao bombardear o cristal de silício, produzirá defeitos na estrutura cristalina, alterando a sua condutividade elétrica. Dessa forma, medindo a corrente elétrica no dispositivo eletrônico pode-se correlacionar com a dose recebida. Tal técnica é comum para utilizar um dispositivo eletrônico em dosimetria das radiações. Por outro lado, também ocorre defeitos de ionização na camada do dielétrico (SiO_2) a qual está entre o encapsulamento e a região semicondutora. Tais defeitos são responsáveis pela campo elétrico parasítico gerado no MOSFET que é o que faz deslocar a curva de chaveamento do dispositivo (SPIELER, 2005).

Depois que o dano é causado na estrutura, uma recombinação dos portadores pode ocorrer, fenômeno conhecido como *annealing* (SROUR, 2003). A depender da quantidade da dose depositada, o MOSFET poderá alterar definitivamente sua característica de $I_D x V_{GS}$ curvas de chaveamento- Figura 11 (GONÇALVES FILHO, 2018), que é a mudança da tensão de limiar, ou seja, para mesma tensão de polarização, com o incremento da dose, a corrente elétrica de dreno será maior.

Como ilustrado na Figura 9, as dimensões do SiO_2 são menores que o corpo ou mesmo dos cristais N+, assim sendo, a probabilidade de interação da radiação será menor no óxido do que com o semicondutor. Quando a chuva eletrônica quebra as ligações covalentes na interface Si-SiO_2, uma recombinação de cargas pode ocorrer, contudo, quando essa quebra de ligações é mais afastada da interface, uma vez quebrada a ligação covalente, não haverá recombinações, pois o SiO_2 é um excelente isolante, o que implica na não mobilidade de cargas.

Considerando o silício propriamente dito, o dano de deslocamento (SROUR, 2003), que não é muito significativo nesse trabalho, pois as energias envolvidas são abaixo de 150 keV. Outro tipo de dano é o de ionização, que ocorre no SiO_2 e gera um campo elétrico parasítico, diminuindo a tensão de limiar do dispositivo que, para uma mesma tensão de polarização, provoca um aumento da corrente de dreno.

Figura 11 - Variação da curva característica de chaveamento do MOSFET em função da dose.



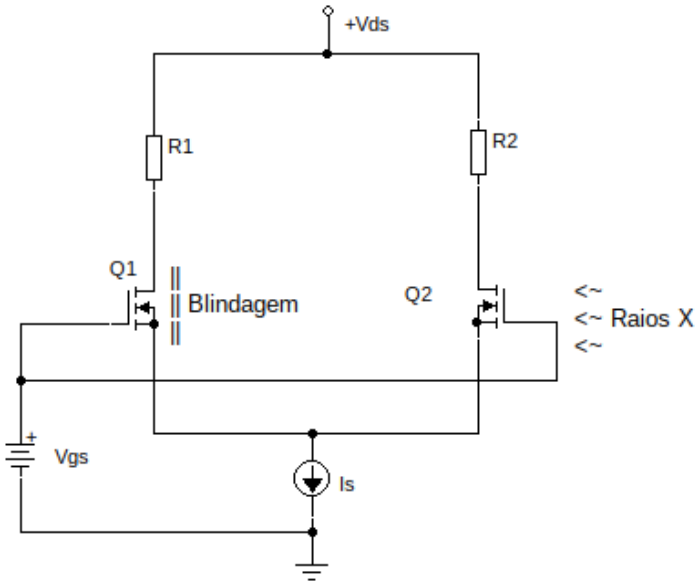
Fonte: Adaptado de Gonçalves Filho, 2018.

2.5 MÉTODO PROPOSTO

O método desse trabalho é baseado nos defeitos de ionização que os raios X na faixa do diagnóstico podem causar no MOSFET gerando um campo elétrico parasítico que altera a tensão de limiar do dispositivo e, consequentemente, incrementa a corrente elétrica de dreno. Assim, em um circuito diferencial a tensão de saída foi proporcional a dose que um dos transistores foi submetido.

A Figura 12 ilustra um amplificador diferencial típico utilizando um par de MOSFETs (Q_1 e Q_2). Em teoria, a tensão diferencial, V_{dif}, será zero se houver igualdade dos componentes, R_1=R_2 e Q_1=Q_2, quando os dois componentes eletrônicos são praticamente idênticos diz-se que são casados. Na prática, é difícil se ter Q_1 e Q_2 casados, porém pode-se utilizar um resistor variável de forma que, se for feito um ajuste, a tensão nula é obtida.

Figura 12 - Sistema dosimétrico proposto.



Fonte: O autor.

Basicamente, o dosímetro eletrônico proposto utiliza dois MOSFETs em que um deles fica blindado do campo ionizante. Assim, o método faz uso da medição da tensão diferencial a qual surge devido ao aumento da corrente de dreno do MOSFET irradiado.

3 MATERIAIS E MÉTODO

Cada MOSFET construído é único em suas características, mesmo que um sistema de fabricação garanta que, estatisticamente, não haja diferenças significativas entre os elementos.

Entretanto, para esse trabalho foram selecionados os dispositivos com características $I_D x V_{GS}$ mais próximas possíveis, e do mesmo lote do fabricante de semicondutores, FAIRCHILD®, cuja características principais são: corrente de dreno de 20 A para 25 °C; tensão dreno-fonte de 60 V; resistência dreno-fonte de 60 mΩ (*on*) na tensão porta-fonte de 10 V.

3.1 SELEÇÃO DOS DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS

A primeira etapa realizada consistiu em caracterizar $I_D x V_{GS}$ dos transistores e selecionar pares de MOSFETs, FQP20N06, fabricados pela FAIRCHILD® (Figura 13), e resistores casados para construção do amplificador diferencial, Figura 12. Os resistores foram escolhidos por meio de medições feitas com um multímetro de precisão metrológica Fluke® 8508A (padrão primário). Na seleção dos MOSFETs foi utilizado um analisador de parâmetros de semicondutores Keithley® 4200A, com o qual pode-se traçar as curvas das características elétricas dos dispositivos eletrônicos e, assim, obter transistores casados.

Figura 13 - MOSFET FQP20N06.

Fonte: FAIRCHILD, April 2000.

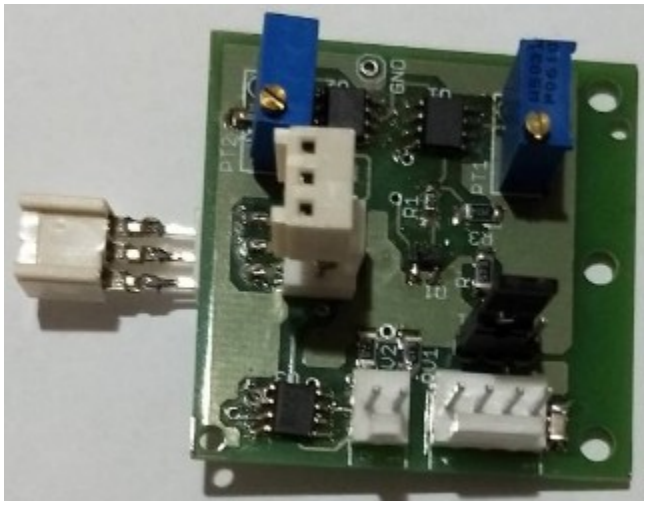
Durante o procedimento de seleção dos dispositivos, foram testados três tipos de MOSFETs, visando verificar a resposta de cada um. Na realidade, esse trabalho foi realizado

anteriormente (GONÇALVES FILHO, 2018), onde foi constatado que um MOSFET de potência, construído com a tecnologia DMOS (em que o *D* representa uma construção com dupla difusão) respondeu com alta sensibilidade ao feixe de raios X, aplicado ao diagnóstico. Ao se comparar três tipos de MOSFETs, resultou na escolha do FQP20N06, cujas características técnicas elétricas e mecânicas são apresentadas no Anexo A.

3.2 MONTAGEM DOS DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS

Com a seleção dos dispositivos eletrônicos concluída, a segunda etapa consistiu na montagem em placas de circuito impresso, Figura 14. Os componentes eletrônicos dessa placa não são apresentados neste manuscrito, por se tratar de sigilo de inovação tecnológica.

Figura 14 - Circuito discreto do sistema



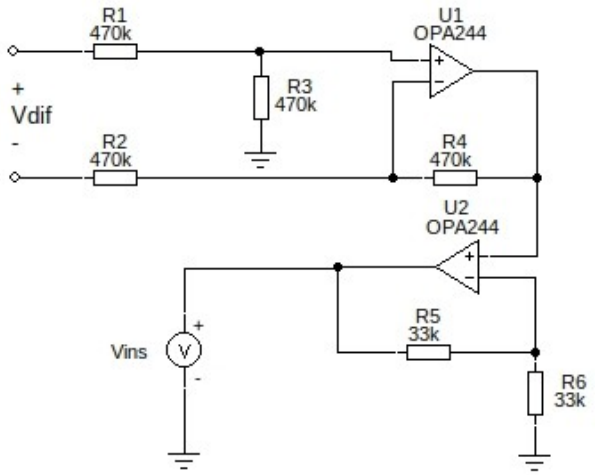
Fonte: O autor.

Para amplificar o sinal de saída do sistema dosimétrico foi necessário montar um amplificador de instrumentação, Figura 15, usando amplificadores operacionais OPA244, posto na saída do circuito diferencial.

Para medir a corrente elétrica diferencial foi usado o sistema eletrônico EFF 1705, Scients® em série, com um resistor de 15 MΩ, valor esse que foi escolhido para melhorar a relação

sinal-ruído. Para medir a resistência foram usados um multímetro Fluke® 8508A e um termo-higrômetro Fluke® 971, ver Apêndice A.

Figura 15 - Amplificador de instrumentação.



Fonte: O autor.

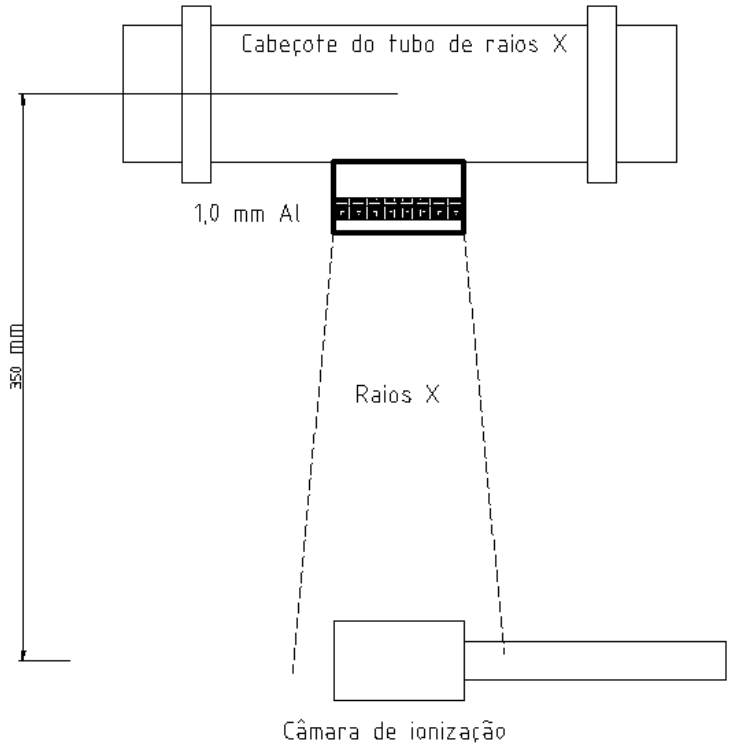
3.3 ARRANJO EXPERIMENTAL PARA IRRADIAÇÃO

As exposições aos raios X foram realizadas no equipamento Polymat Plus 30/50, SIEMENS® , da Física Médica do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE). Este equipamento clínico tem um painel de controle onde pode-se ajustar os seguintes parâmetros do tubo de raios X: 1) potencial de pico (kVp); 2) carga de trabalho (mAs); 3) tempo de exposição (ms). Como a taxa de dose varia com a carga de trabalho e a tensão de tubo, para fins de comparação com os dispositivos semicondutores, foi usado uma câmara de ionização Radcal® Modelo 10x5-6 S/N 15672, conectada ao eletrômetro Radcal® Modelo 9015, cujo certificado de calibração está no Anexo B. A Figura 16 ilustra o arranjo experimental para medição da taxa de dose.

Para medir a uniformidade do campo de irradiação foi usado um fotodiodo VTP100H, pois a variação da corrente elétrica no dispositivo é proporcional ao campo ionizante (SANTOS, 2008), deslocado ao londo dos eixos *x* e *y* em intervalo de 1,00 cm, com distância foco-dispositivo fixa em 35,00 cm.

O sistema dosimétrico foi exposto, com os seguintes parâmetro de tubo de raios X, selecionados no painel de controle: 52, 77, 102 e 125 kV; no intervalo de tempo de 1,6 s; com cargas de trabalho de 100 e 200 mAs. A temperatura do laboratório ficou entre 27,0 e 29,5 °C.

Figura 16 - Montagem para medir a taxa de dose.



Fonte: O autor.

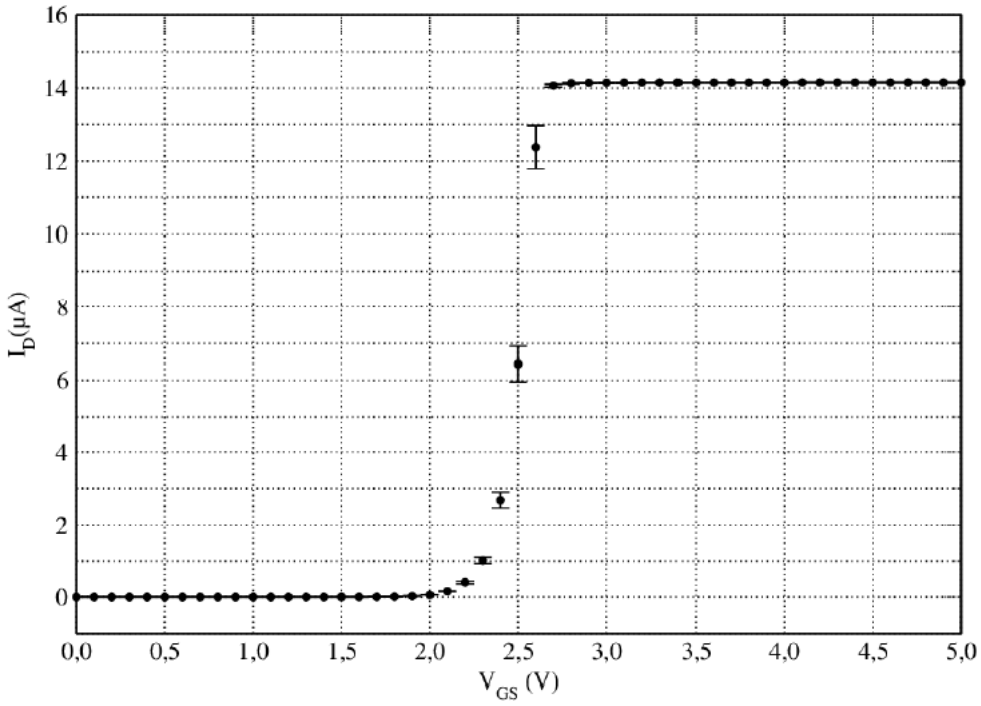
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O processamento dos dados foi desenvolvido com os softwares Grace 5.1.25; LibreOffice 6.4.7.2 e Scilab 6.0.2, todos gratuitos.

A Figura 17 ilustra a curva característica $I_D x V_{GS}$ dos MOSFETs antes das irradiações, cuja corrente de dreno é praticamente igual (0,40±0,03 µA) para todos os transistores, na tensão de limiar de 2,2 V; na temperatura de 25,5 °C.

As curvas de chaveamento de cada transistor foram armazenadas para comparar as variações das grandezas de tensão e corrente elétrica depois da irradiação.

Figura 17 - Curva de chaveamento dos MOSFETs utilizados: corrente de dreno em função da tensão de polarização.



Fonte: O autor.

4.1 DETERMINAÇÃO DA DOSIMETRIA DO FEIXE DE RAIOS X, GERADO NO EQUIPAMENTO DE RAIOS X POLYMAT 30/50 E SUA UNIFORMIDADE

Para determinar as condições de irradiação do circuito dosimétrico, fornecidas pelo Polymat 30/50, foi usado um sistema de medida composto por um eletrômetro Radcal® modelo 9015 série 91-0352 e a câmara de ionização Radcal® 10x5-6 S/N 15672, cujo certificado de calibração encontra-se no Anexo B. As condições ambientais durante a dosimetria foram: temperatura de 28,0 °C e pressão atmosférica 767,0 mmHg. A radiação de fundo, ou *background* (BG), medida foi (0,14±0,03) µGy/s.

A Tabela 1 mostra as taxas de dose variando as tensões elétricas do tubo e cargas de trabalho, com a resolução do instrumento.

Tabela 1 - Taxa de dose (mGy/s) parametrizada pelos seguintes parâmetro de tubo de raios X: kV e mAs.

Q (mAs)	**100**		**200**	
kVp (kV)	**dD/dt (mGy/s)**	**s (mGy/s)**	**dD/dt (mGy/s)**	**s (mGy/s)**
52	10,67	0,10	20,36	0,10
66	16,76	0,10	31,97	0,10
77	24,90	0,10	47,47	0,10
90	33,47	0,10	64,08	0,10
102	42,69	0,10	82,06	0,10
117	54,47	0,10	105,19	0,10
125	61,08	0,10	117,81	0,10

Fonte: O autor

4.2 UNIFORMIDADE DE CAMPO

As Tabelas 2 e 3 representam a variação da corrente elétrica do fotodiodo VTP100H, usado para determinar a homogeneidade do campo, na distância que o sistema dosimétrico foi irradiado, ao longo dos eixos *x* e *y*. A incerteza da uniformidade, dentro de um intervalo $\pm$1,00 cm, para um intervalo de confiança de 95 % é menor que 1,5 %, pois o tamanho do MOSFET é menor que 1,00 cm (ver Anexo A).

Tabela 2 - Homogeneidade do campo no eixo x em função da corrente elétrica do fotodiodo.

x (cm)	I (nA)	s (nA)
-3,00	346,5	0,1
-2,00	362,5	0,1
-1,00	373,4	0,1
0,00	379,5	0,1
1,00	386,1	0,1
2,00	400,2	0,1
3,00	400,8	0,1

Fonte: LIN, Física Médica, CRCN-NE 2021.

Tabela 3 - Homogeneidade do campo no eixo y em função da corrente elétrica do fotodiodo.

y (cm)	I (nA)	s (nA)
-3,00	243,9	0,1
-2,00	362,5	0,1
-1,00	379,7	0,1
0,00	374,7	0,1
1,00	369,8	0,1
2,00	377,8	0,1
3,00	314,7	0,1

Fonte: LIN, Física Médica, CRCN-NE 2021.

O espalhamento da filtração adicional do tubo de raios X foi medido com o MOSFET, alterando-se o tamanho de campo e medindo-se a variação da corrente de dreno (Tabela 4). Observa-se que a variação da corrente de dreno (ΔI_d) em relação a corrente média de dreno (374,7 nA) representa cerca de 1,0 %. Além do mais, em aplicações dosimétricas qualquer sistema de mediação da dose deve medir tanto a contribuição do feixe direto quanto do espalhamento.

Tabela 4 - Variação na corrente ΔI_d em função do tamanho de campo.

LxW (cm)	ΔI_d (nA)
14x14	2,7
12x12	2,4
10x10	2,8
8x8	3,0
6x6	3,2
4x4	3,2
2x2	3,7
1x1	3,8

Fonte: O autor.

4.3 SENSIBILIDADE DO SISTEMA DOSIMÉTRICO

O Polymat é um equipamento de raios X diagnóstico que não possui um sistema de refrigeração forçada, o que implica em um resfriamento do cabeçote por convecção do óleo, em seu interior. Por causa dessa característica é recomendado um intervalo de 3 minutos (180 s), no mínimo, entre as exposições.

O sistema dosimétrico foi exposto nas seguintes condições: tensão de tubo de 52 kV; carga de trabalho de 50 mAs; tempo de exposição 1,6 s; distância foco-dispositivo 35,00 cm e temperatura de 27,0 °C. Este procedimento teve como intuito verificar se o sistema dosimétrico é capaz de medir sinais originados com baixo potencial (kVp) e baixa carga de trabalho (mAs).

Antes da irradiação a tensão diferencial foi de V_{dif0} = 1,6010±0,0005 V; após a exposição a tensão mudou para V_{dif} = 1,6054±0,0002 V, o que implica em ΔV_{dif} = 4,4±0,6 mV, ou seja, o sistema é capaz de mensurar em campos de raios X, mesmo quando o equipamento opera com valores de potencial e carga de trabalho baixos.

A Figura 18 ilustra a variação da tensão diferencial quando a tensão elétrica do tubo varia. A tensão elétrica do tubo determina a maior energia que os fótons podem alcançar (Equação 4) e quanto maior essa energia, maior será a chuva de elétrons gerada, pois os pacotes de energia interagirem com o encapsulamento do transistor, causando um incremento nas dimensões do canal, aumentando ΔV_{dif}.

A chuva eletrônica, ao interagir no canal do MOSFET irradiado, incrementa I_D causando uma variação da tensão diferencial proporcional a intensidade dos raios X que a gerou. É possível observar, Figura 18, que quando a tensão de tubo aumenta a chuva eletrônica acompanha o fenômeno. Assim, quanto maior a tensão do tubo, maior a corrente elétrica do dispositivo, o que implica em uma tensão diferencial maior, Figura 18.

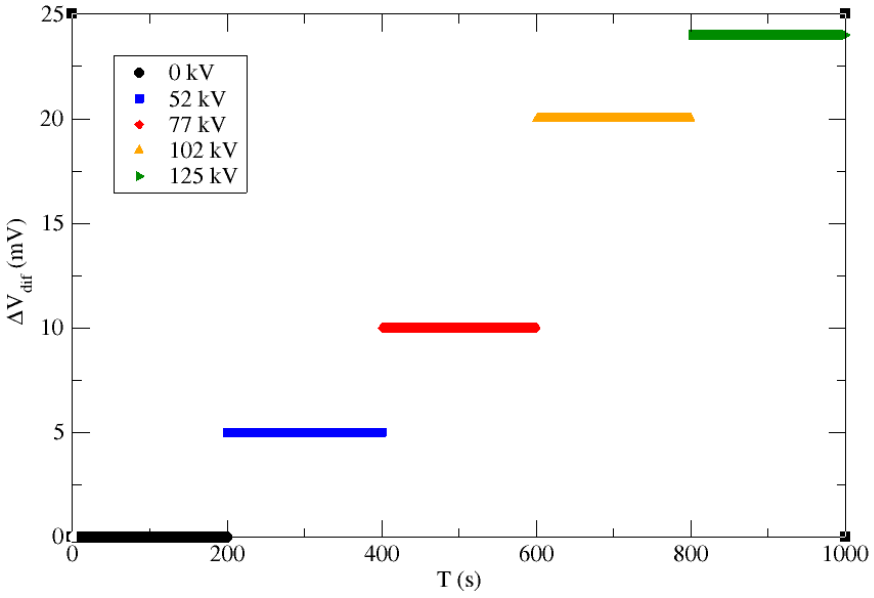
A Tabela 5 compila as tensões de saída quando foi variada a tensão do tubo de raios X, para um intervalo de tempo de 1,6 s; distância foco-dispositivo 35,00 cm e carga de trabalho de 200 mAs.

Tabela 5 - Tensão diferencial do novo dosímetro em função da tensão de tubo.

kVp	D (mGy)	ΔV_{dif} (mV)	s (mV)
52	32,58	5,0	0,1
77	75,95	10,0	0,1
102	131,30	20,0	0,1
125	188,50	24,0	0,1

Fonte: O autor.

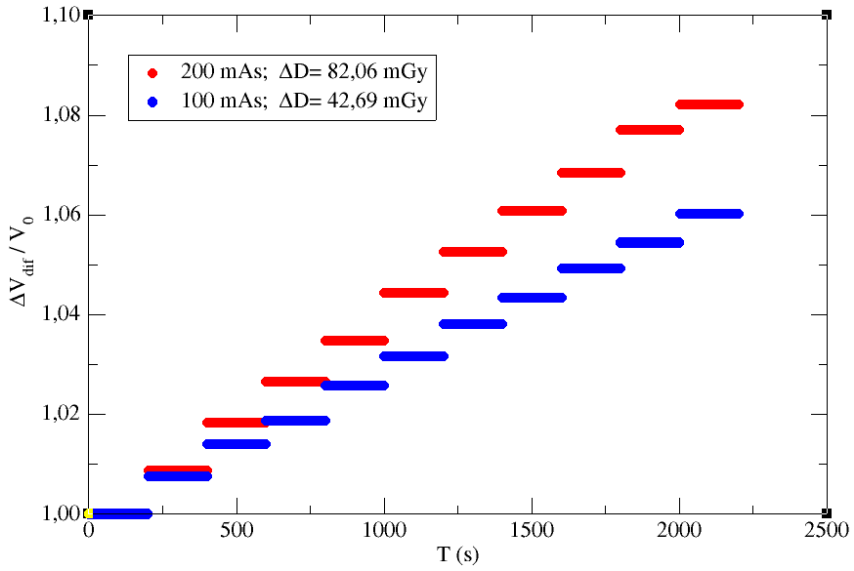
Figura 18 - Tensão diferencial em função do tempo, variando a tensão de tubo para uma caraga de trabalho fixa de 200 mAs.



Fonte: O autor.

Como os cristais de silício e óxido de silício do MOSFET sofrem danos, por conta da radiação ionizante (FLEETWOOD, 2018), gerando pares elétrons-lacunas no dispositivo, isso altera suas características elétricas por conta da geração de um campo elétrico parasítico, que é adicionado a polarização do dispositivo, implicando em um incremento de I_D, mesmo depois que a exposição é encerrada. Esse fenômeno pode ser observado nos platôs pós irradiação na Figura 19.

Figura 19 - Tensão diferencial em função do tempo, variando a carga de trabalho.



Fonte: O autor.

É possível notar que quanto maior a carga de trabalho, maior será o incremento da corrente elétrica, pois com o maior fluxo de fótons (Equação 6), ao interagir com o material do encapsulamento do MOSFET irradiado, será produzida uma maior chuva eletrônica, que incrementará o canal, causando uma adição da corrente elétrica por causa dos danos, tanto ao cristal de silício, quanto ao óxido de silício.

Aplicando uma regressão linear aos platôs da Figura 19 ($y=c_1.x+c_0$) é possível obter os coeficientes (c_1 e c_0) e coeficientes de determinação (R^2), que são mostrados na Tabela 6. Como se trata da tensão diferencial o coeficiente c_0 não é relevante. Entretanto, antes que o sistema dosimétrico possa ser colocado em serviço é necessário uma calibração prévia para se determinar os parâmetros iniciais do sistema.

Tabela 6 - Coeficiente de sensibilidade em função da tensão de tubo variando a carga de trabalho.

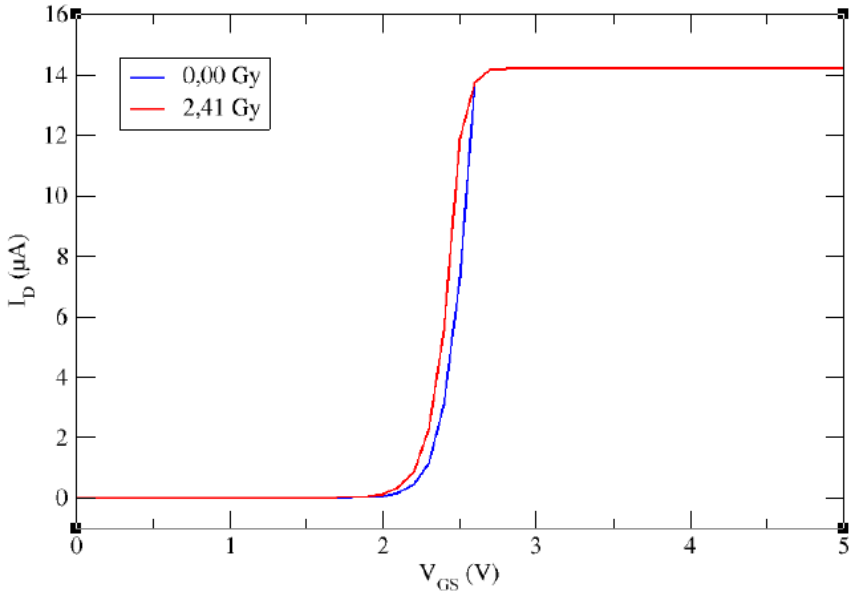
Q (mAs)	100		200	
kVp	**c_1 (mV/mGy)**	**R^2**	**c_1 (mV/mGy)**	**R^2**
52 kV	4,49	0,9993	6,99	0,9849
77 kV	7,76	0,9923	12,14	0,9998
102 kV	10,93	0,9958	19,82	0,9994
125 kV	14,02	0,9992	24,64	0,9998

Fonte o autor.

4.4 RESPOSTA DA TENSÃO DIFERENCIAL À VARIAÇÃO DA DOSE

Outro fator observado foi que, ao receber a dose, o MOSFET teve a tensão de limiar alterada, causando um incremento de I_D, semelhante a resultados anteriores (GONÇALVES FILHO, 2018), Figura 11. Devido às limitações da refrigeração do Polymat, só foi possível irradiar a uma dose máxima de 2,41 Gy, Figura 20.

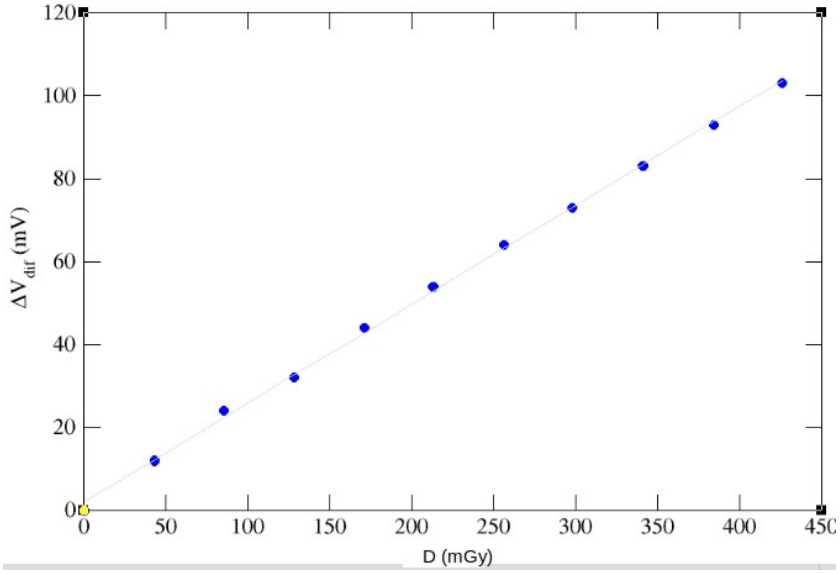
Figura 20 - Corrente elétrica de dreno em função da tensão de polarização, variando a dose.



Fonte: O autor.

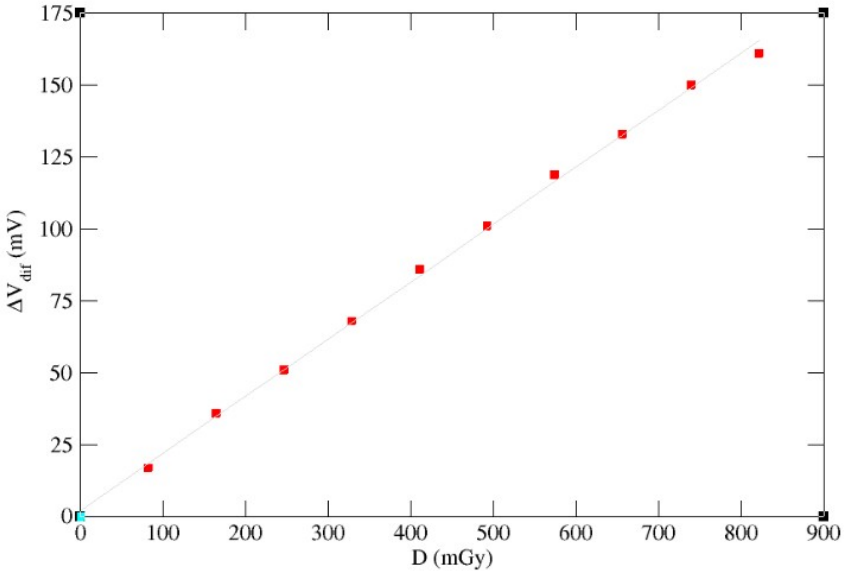
Ao calcular a média de cada platô, Figura 19, e realizar a regressão linear, é possível determinar a relação entre tensão diferencial e dose, onde a inclinação da reta é o fator de sensibilidade *S*. Para a carga de trabalho de 100 mAs, tem-se: S_{100} =0,236 mV/mGy, Figura 21. Para 200 mAs tem-se: S_{200}=0,195 mV/mGy, Figura 22.

Figura 21 - Tensão diferencial em função da dose, 102 kV; 100 mAs.



Fonte: O autor.

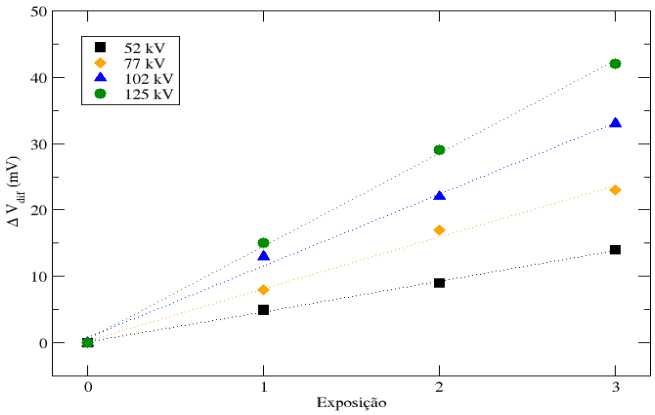
Figura 22 - Tensão diferencial em função da dose, 102 kV e 200 mAs.



Fonte: O autor.

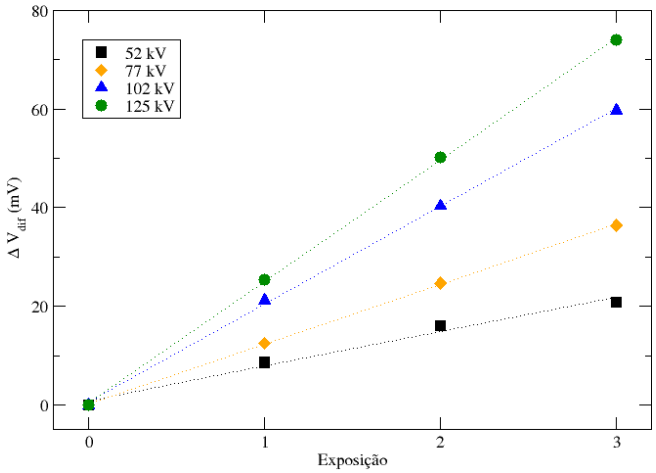
As Figuras 23 e 24 representam as respostas do sistema à exposição da radiação ionizante, parametrizado pela tensão de tubo de raios X e variando a carga de trabalho de 100 para 200 mAs, respectivamente. Pode-se observ ar a forte correlação linear entre ΔV_{dif} para cada carga de trabalho.

Figura 23 - ΔV_{dif} parametrizado pela tensão de tubo de raios X para 100 mAs.



Fonte: O autor.

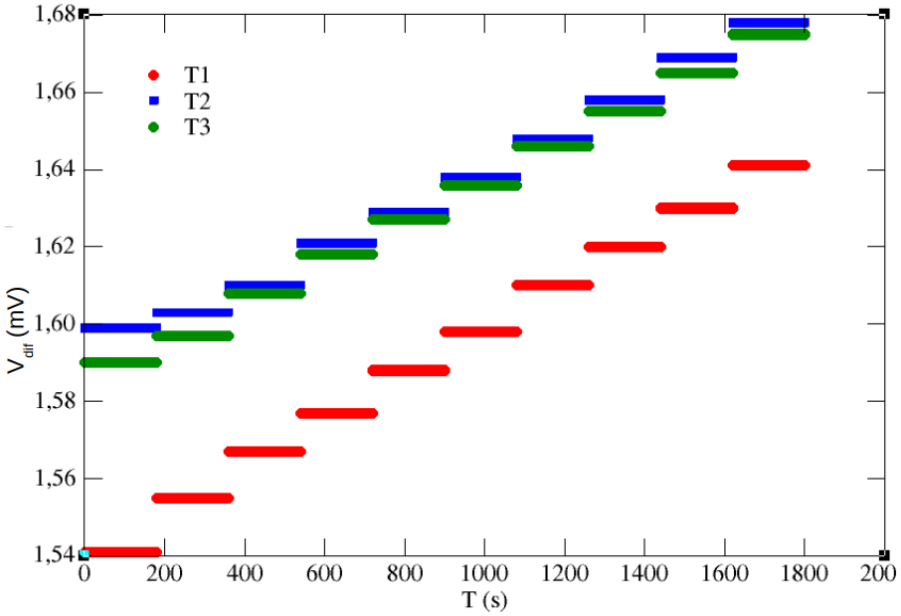
Figura 24 - ΔV_{dif} parametrizado pela tensão de tubo de raios X para 200 mAs.



Fonte: O autor.

Com o propósito de estudar a resposta em dispositivos de mesmo fabricante, foram irradiados três MOSFET distintos e virgens. Pode-se notar que cada transistor tem uma tensão inicial específica, decorrente das características elétricas únicas, Figura 25.

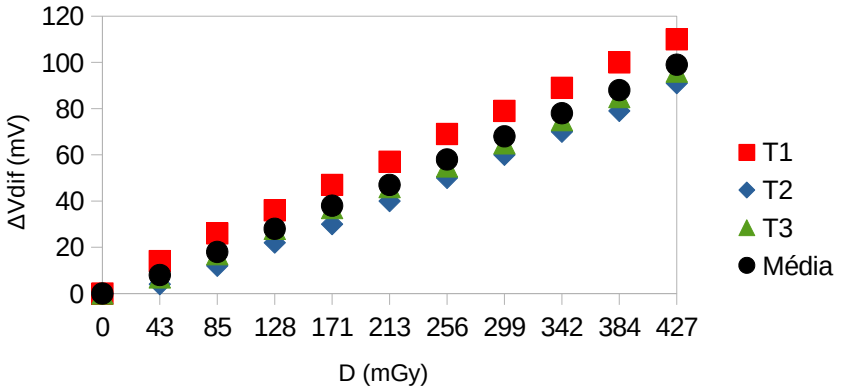
Figura 25 - Tensão diferencial em função da dose em três MOSFETs distintos.



Fonte: O autor.

A partir dos resultados obtidos na Figura 25, onde se tem uma tensão diferencial inicial para cada MOSFET, ou seja, em cada transistor tem-se uma tensão de *offset*. Para eliminar a tensão de *offset*, foi elaborada a Figura 26 com base no ΔV_{dif}, isto é, cada ponto corresponde a variação de cada degrau para cada incremento de dose. Assim, observa-se que ΔV_{dif} tem um comportamento semelhante para os três MOSFETs, inclusive o valor médio em relação aos dispositivos testados representa uma dispersão de cerca de 10 %.

Figura 26 - ΔV_{dif} em função da dose para três transistores diferentes.



Fonte: O autor.

5 CONCLUSÃO

Os resultados apresentados neste trabalho nos permitem concluir que, o novo sistema dosimétrico proposto, baseado na tensão diferencial de um par de MOSFETs, é sensível aos feixes de radiação produzidos por um equipamento de raios X, utilizado na faixa de radiodiagnóstico médico. Sendo assim, o circuito desenvolvido foi submetido ao INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial) com pedido de patente n° BR 10 2021 014121 2 em 19/07/21.

Os resultados da tensão diferencial em função da dose recebida do sistema desenvolvido apresentou linearidade, independentemente do MOSFET utilizado. Ou seja, cada MOSFET tem a sua sensibilidade *S*, como todo e qualquer dosímetro de radiação ionizante. Além disso, atualmente, a linearidade não tem importância alguma, pelo fato de que, há mais de quatro décadas é utilizado microprocessadores que podem ser programados para qualquer tipo de função (polinomial, exponencial, etc.)

Como esse estudo foi feito usando uma placa de circuito impresso, com os componentes discretos, abre-se uma nova perspectiva para aperfeiçoamento do sistema desenvolvido em um circuito integrado, o qual pode ser usado em cartões para monitoramento ambiental, de pessoal ocupacionalmente exposto, ou mesmo de pacientes, podendo ainda mesmo serem integrados a outros dispositivos eletrônicos, como por exemplo, telefones celulares ou relógios.

Finalmente, apesar do sistema de instrumentação dosimétrico desenvolvido ter sido aplicado unicamente aos feixes de raios X, na faixa de radiodiagnóstico médico, abre-se então a perspectiva de aplicar o mesmo dosímetro inovador em feixes de radiação com energia mais alta, por exemplo, na radioterapia, já que o MOSFET é usado a mais de 40 anos nessa área.

REFERÊNCIAS

AIEA, Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International atomic energy agency Vienna, 2014.

Avaliação de dados de medição - Guia para a expressão de incerteza de medição, GUM, 2008. Duque de Caxias, RJ: INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012 141 p.

ASENSIO, L. J.; CARVAJAL, M. A.; LÓPEZ-VILLANUEVA, J. A.; VILCHES, M.; LALLENA, A. M.; PALMA, A. J. Evaluation of a low-cost commercial MOSFET as radiation dosimeter. Sensors and Actuators A: Physical, [S.L.], v. 125, n. 2, p. 288-295, jan. 2006. Elsevier BV.

ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Germany: Wiley-vch Verlag GmbH & Co. Kgaa, 2004.

CALLISTER Jr, Willianm D., RETHWISCH, David G. Ciência e engenharia de materiais- uma introdução, 9 ed. Editora LTC, 2016.

FLEETWOOD, D. M. Evolution of Total Ionizing Dose Effects in MOS Devices with Moore's Law Scaling. IEEE Transactions on Nuclear Science, [s.l.], v. 65, n. 8, p. 1465-1481, ago. 2018.

EISBERG, Robert Martin, Física quântica : átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas. Rio de Janeiro : Campus, c1979.

GRIFFITHS, David J. (David Jeffrey), Introduction to quantum mechanics, Prentice-Hall do Brasil, Ltda., Rio de Janeiro, 1995.

ICRU - International Commission on Radiation Units. Report 74. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, Stockholm, Sweden, 2005.

GONCALVES FILHO, L. C.; MONTE, D. S.; BARROS, F. R.; SANTOS, L. A. P. Radiation Dose Response of n-Channel MOSFET Submitted to Filtered X-Ray Photon Beam. IEEE Transactions on Nuclear Science, [s.l.], v. 65, n. 9, p.2607-2610, set. 2018.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER J. Fundamentos de Física v.3: Eletromagnetismo. 8. ed. São Paulo: LTC, 2009.

HUGHES, R. C., Miniature radiation dosimeter for in vivo radiation measurements, 1988.

LANDSHOFF, Peter V, METHERELL, Allen, GARETH REES, W, Essential Quatum Physics, Cambridge University Press, 1997.

LUTZ, G. Semiconductor Radiation Detectors: Device Physics. 1. ed. New York: Springer, 1999.

MENDES, A.; ROSÁRIO, P. P. N. Metrologia e incerteza de medição: conceitos e aplicações, LTC, 2020.

RASHID, M. H. Power Electronic Handbook: Devices, Circuits, and Applications. 3. ed. Burlington: Elsevier, 2011.

SANTOS, L. A. P.; MAGALHAES, C.; SILVA, J.; FILHO, J.; SILVA JR, E.; SANTOS, W. A feasibility study of a phototransistor for the dosimetry of computerized tomography and stereotactic radiosurgery beams. Radiation Measurements, v. 43, p. 904-907, 2008.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. Microeletrônica, 5.ed. - São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007.

SPIELER, H. Semiconductor Detector System. New York: Oxford University Press, 2005. (Series on Semiconductor Science and Technology).

SROUR, J. R.; MARSHALL, C. J.; MARSHALL, P. W. Review of Displacement Damage Effects in Silicon Devices. IEEE Transactions on Nuclear Science, v. 50, n. 3, p.653-670, 2003.

APÊNDICE A - CÁLCULO DE INCERTEZA

Para calcular a incerteza da medida de uma grandeza física é necessário, primeiramente, ter o modelo matemático que descreve o fenômeno. Mostrado o modelo da resistência elétrica dada pela Equação 11**,** seguindo o Guia da Incerteza da Mediação, GUM, 2012;

$$R = \rho \frac{L}{A}, \tag{11}$$

em que ρ é a resistividade do material, *A* é área da seção reta e *L* é o comprimento. Contudo, o material varia suas características elétricas com a temperatura, conforme Equação 12 (HALLIDAY / RESNICK)

$$\rho - \rho_0 = \rho_0 \cdot \alpha \cdot \left(\Theta - \Theta_0\right), \tag{12}$$

sendo ρ_0, a resistividade na temperatura de referência Θ_0, Θ a temperatura ambiente e α é o coeficiente de temperatura da resistividade.

Foram usados o multímetro Fluke® 8508A, padrão metrológico primário, para medir a resistência e o termo-hidrômetro Fluke® 971, que fornece as leituras de temperatura e umidade relativa do ar. Os valores medidos estão na Tabela 6.

Os cálculos estatísticos usados para calcular a incerteza são a média,

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} x_i, \tag{13}$$

em que *n* é o número de medidas e x_i são as leituras do instrumento; o desvio padrão *s*,

$$s=\sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}\left(x_i-\mu\right)^2}, \tag{14}$$

a incerteza da medida,

$$\mu\left(s\right)=\frac{s}{\sqrt{n}} \tag{15}$$

a incerteza da resolução,

$$u_{res}=\frac{a}{\sqrt{12}}, \tag{16}$$

em que *a* é a resolução do instrumento; a incerteza combinada

$$u_C=\sqrt{\sum_{i=1}^{m}u_i^2}, \tag{17}$$

em que u_c é a incerteza combinada e u_i são as incertezas do sistema, sendo o grau de liberdade efetivo

$$v_{eff}=\frac{u_c^4}{\sum_{i=1}^{m}\frac{u_i^{\,4}}{v_i}}. \tag{18}$$

Com os dados processados é possível determinar o valor de *k*, obtido da Tabela G 2, da Avaliação de dados de medição - Guia para a expressão de incerteza de medição, GUM 2008, para um intervalo de confiança de 95 %.

Por fim, a incerteza expandida para um intervalo de confiança de 95 % é dada por

$$U_{95\%} = k \cdot u_c. \quad (19)$$

A Tabela 7 compila as leituras da resistência elétrica, temperatura e umidade relativa, bem como os cálculos obtidos das Equações 13 a 18.

Tabela 7 - Cálculo da incerteza das medidas de resistência, temperatura e umidade relativa.

n	**R (MΩ)**	**Θ (°C)**	**U (%)**
1	15,351997	30,5	63,8
2	15,354433	30,5	62,6
3	15,355783	30,5	62,5
4	15,355524	30,5	62,4
6	15,355551	30,4	62,9
5	15,356857	30,4	62,9
7	15,357020	30,5	63,1
8	15,357525	30,4	62,9
9	15,358069	30,4	63,0
10	15,358775	30,4	63,2
s	0,0019664	0,05	0,40
s(μ)	0,0006218	0,02	0,13
ures	0,0000003	0,03	0,03
uc	0,0006218	0,03	0,13
veff	9	144	10
k	2,26	1,96	2,28
U95%	**0,001405**	**0,1**	**0,3**
μ	**15,356153**	**30,5**	**62,9**

Fonte o autor.

Nota-se que a variação da temperatura está na ordem de grandeza do algarismo duvidoso logo, podemos ignorar sua contribuição para o cálculo da incerteza da resistência. Assim sendo o valor da resistência elétrica para um intervalo de confiança de 95 % é de $15{,}356 \pm 0{,}001\ M\Omega$.

ANEXO A - DATASHEET FQP12N06

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR®

May 2001

QFET™

FQP20N06

FQP20N06

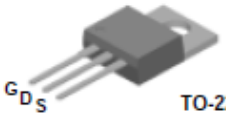
60V N-Channel MOSFET

General Description

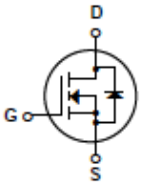
These N-Channel enhancement mode power field effect transistors are produced using Fairchild's proprietary, planar stripe, DMOS technology.
This advanced technology has been especially tailored to minimize on-state resistance, provide superior switching performance, and withstand high energy pulse in the avalanche and commutation mode. These devices are well suited for low voltage applications such as automotive, DC/DC converters, and high efficiency switching for power management in portable and battery operated products.

Features

- 20A, 60V, $R_{DS(on)}$ = 0.06Ω @V_{GS} = 10 V
- Low gate charge (typical 11.5 nC)
- Low Crss (typical 25 pF)
- Fast switching
- 100% avalanche tested
- Improved dv/dt capability
- 175°C maximum junction temperature rating



TO-220
FQP Series



Absolute Maximum Ratings

T_C = 25°C unless otherwise noted

Symbol	Parameter		FQP20N06	Units
V_{DSS}	Drain-Source Voltage		60	V
I_D	Drain Current - Continuous (T_C = 25°C)		20	A
	- Continuous (T_C = 100°C)		14.1	A
I_{DM}	Drain Current - Pulsed	(Note 1)	80	A
V_{GSS}	Gate-Source Voltage		± 25	V
E_{AS}	Single Pulsed Avalanche Energy	(Note 2)	155	mJ
I_{AR}	Avalanche Current	(Note 1)	20	A
E_{AR}	Repetitive Avalanche Energy	(Note 1)	5.3	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt	(Note 3)	7.0	V/ns
P_D	Power Dissipation (T_C = 25°C)		53	W
	- Derate above 25°C		0.35	W/°C
T_J, T_{STG}	Operating and Storage Temperature Range		-55 to +175	°C
T_L	Maximum lead temperature for soldering purposes, 1/8" from case for 5 seconds		300	°C

Thermal Characteristics

Symbol	Parameter	Typ	Max	Units
$R_{\theta JC}$	Thermal Resistance, Junction-to-Case	--	2.85	°C/W
$R_{\theta CS}$	Thermal Resistance, Case-to-Sink	0.5	--	°C/W
$R_{\theta JA}$	Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	--	62.5	°C/W

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Electrical Characteristics

T_C = 25°C unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
Off Characteristics						
BV_{DSS}	Drain-Source Breakdown Voltage	V_{GS} = 0 V, I_D = 250 µA	60	--	--	V
ΔBV_{DSS} / ΔT_J	Breakdown Voltage Temperature Coefficient	I_D = 250 µA, Referenced to 25°C	--	0.07	--	V/°C
I_{DSS}	Zero Gate Voltage Drain Current	V_{DS} = 60 V, V_{GS} = 0 V	--	--	1	µA
		V_{DS} = 48 V, T_C = 150°C	--	--	10	µA
I_{GSSF}	Gate-Body Leakage Current, Forward	V_{GS} = 25 V, V_{DS} = 0 V	--	--	100	nA
I_{GSSR}	Gate-Body Leakage Current, Reverse	V_{GS} = -25 V, V_{DS} = 0 V	--	--	-100	nA
On Characteristics						
$V_{GS(th)}$	Gate Threshold Voltage	V_{DS} = V_{GS}, I_D = 250 µA	2.0	--	4.0	V
$R_{DS(on)}$	Static Drain-Source On-Resistance	V_{GS} = 10 V, I_D = 10 A	--	0.048	0.06	Ω
g_{FS}	Forward Transconductance	V_{DS} = 25 V, I_D = 10 A (Note 4)	--	12	--	S
Dynamic Characteristics						
C_{iss}	Input Capacitance	V_{DS} = 25 V, V_{GS} = 0 V, f = 1.0 MHz	--	450	590	pF
C_{oss}	Output Capacitance		--	170	220	pF
C_{rss}	Reverse Transfer Capacitance		--	25	35	pF
Switching Characteristics						
$t_{d(on)}$	Turn-On Delay Time	V_{DD} = 30 V, I_D = 10 A, R_G = 25 Ω (Note 4, 5)	--	5	20	ns
t_r	Turn-On Rise Time		--	45	100	ns
$t_{d(off)}$	Turn-Off Delay Time		--	20	50	ns
t_f	Turn-Off Fall Time		--	25	60	ns
Q_g	Total Gate Charge	V_{DS} = 48 V, I_D = 20 A, V_{GS} = 10 V (Note 4, 5)	--	11.5	15	nC
Q_{gs}	Gate-Source Charge		--	3	--	nC
Q_{gd}	Gate-Drain Charge		--	4.5	--	nC
Drain-Source Diode Characteristics and Maximum Ratings						
I_S	Maximum Continuous Drain-Source Diode Forward Current		--	--	20	A
I_{SM}	Maximum Pulsed Drain-Source Diode Forward Current		--	--	80	A
V_{SD}	Drain-Source Diode Forward Voltage	V_{GS} = 0 V, I_S = 20 A	--	--	1.5	V
t_{rr}	Reverse Recovery Time	V_{GS} = 0 V, I_S = 20 A, dI_F / dt = 100 A/µs (Note 4)	--	43	--	ns
Q_{rr}	Reverse Recovery Charge		--	50	--	nC

Notes:
1. Repetitive Rating : Pulse width limited by maximum junction temperature
2. L = 450µH, I_{AS} = 20A, V_{DD} = 25V, R_G = 25 Ω, Starting T_J = 25°C
3. I_{SD} ≤ 20A, di/dt ≤ 300A/µs, V_{DD} ≤ BV_{DSS}, Starting T_J = 25°C
4. Pulse Test : Pulse width ≤ 300µs, Duty cycle ≤ 2%
5. Essentially independent of operating temperature

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Typical Characteristics

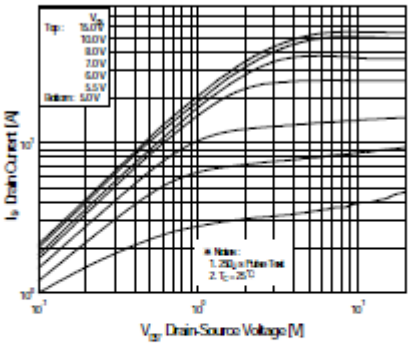


Figure 1. On-Region Characteristics

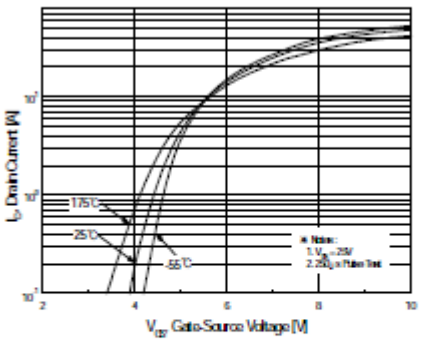


Figure 2. Transfer Characteristics

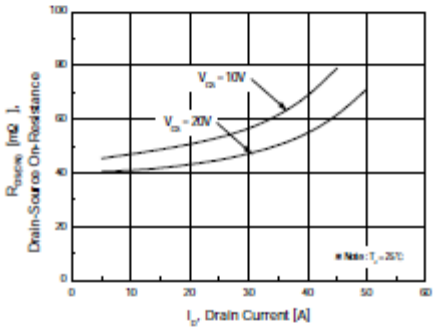


Figure 3. On-Resistance Variation vs. Drain Current and Gate Voltage

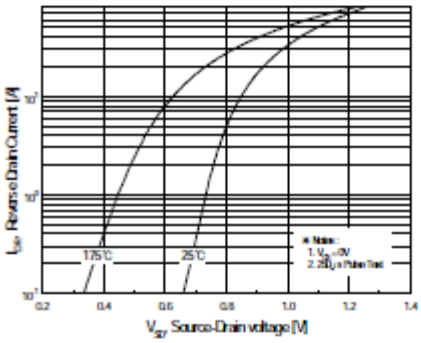


Figure 4. Body Diode Forward Voltage Variation vs. Source Current and Temperature

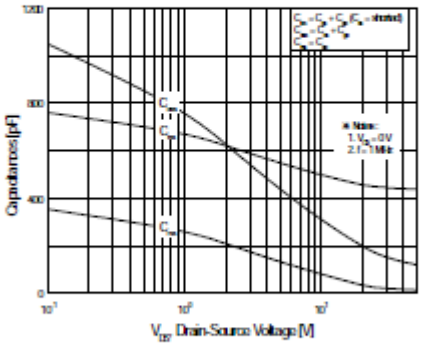


Figure 5. Capacitance Characteristics

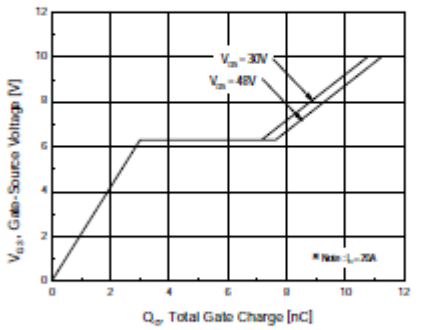


Figure 6. Gate Charge Characteristics

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Typical Characteristics (Continued)

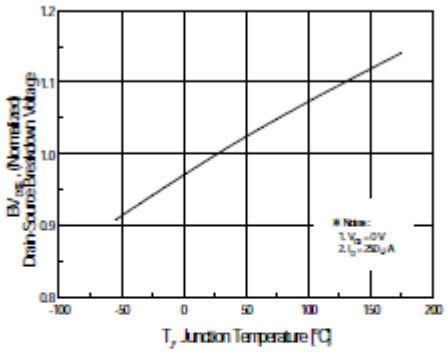


Figure 7. Breakdown Voltage Variation vs. Temperature

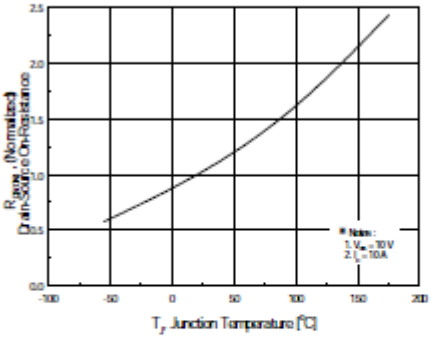


Figure 8. On-Resistance Variation vs. Temperature

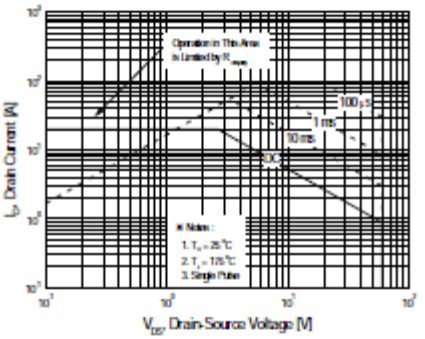


Figure 9. Maximum Safe Operating Area

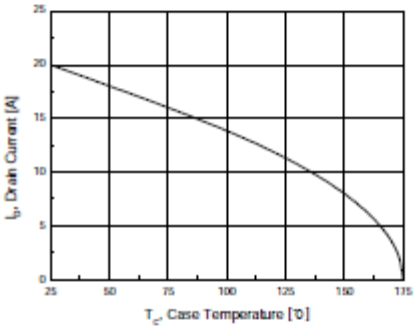


Figure 10. Maximum Drain Current v.s Case Temperature

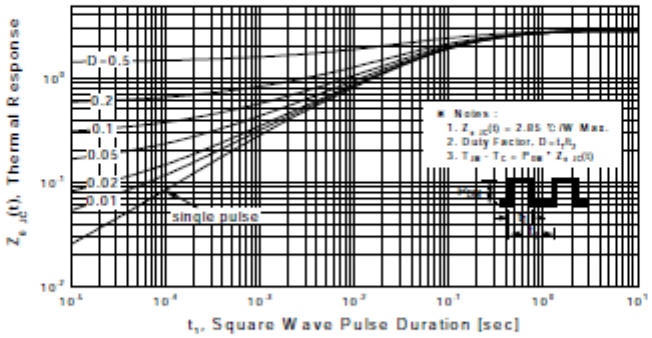
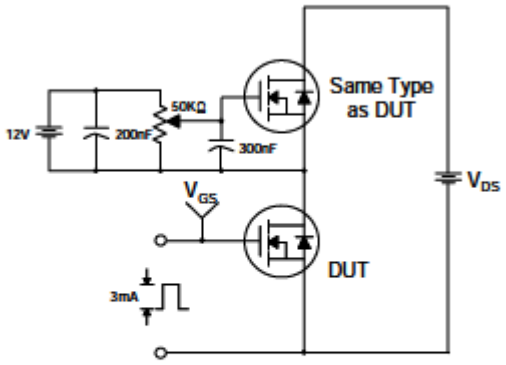
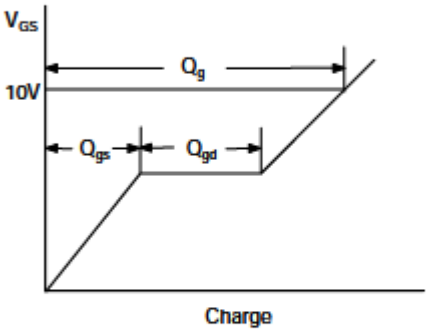


Figure 11. Transient Thermal Response Curve

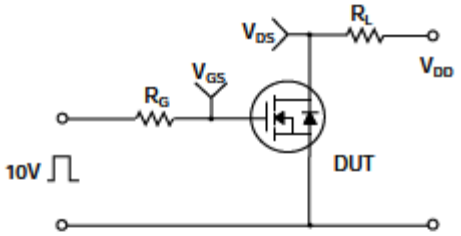
©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

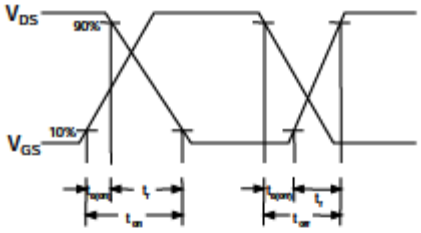
Gate Charge Test Circuit & Waveform



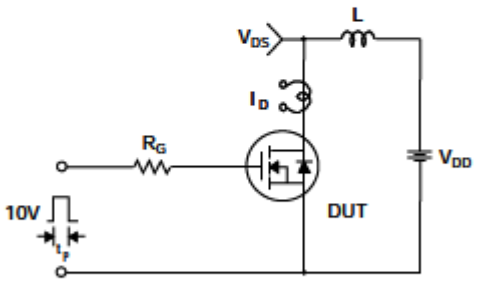


Resistive Switching Test Circuit & Waveforms

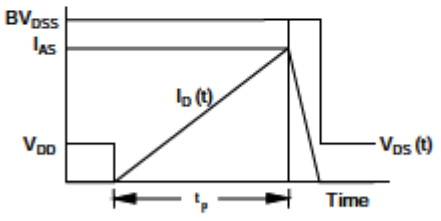




Unclamped Inductive Switching Test Circuit & Waveforms

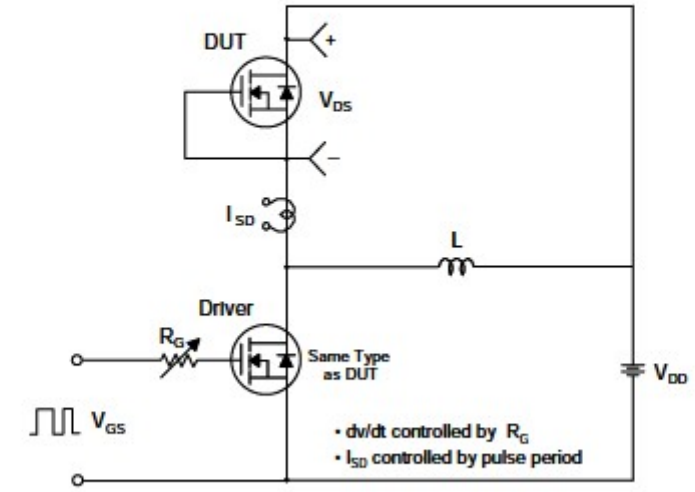


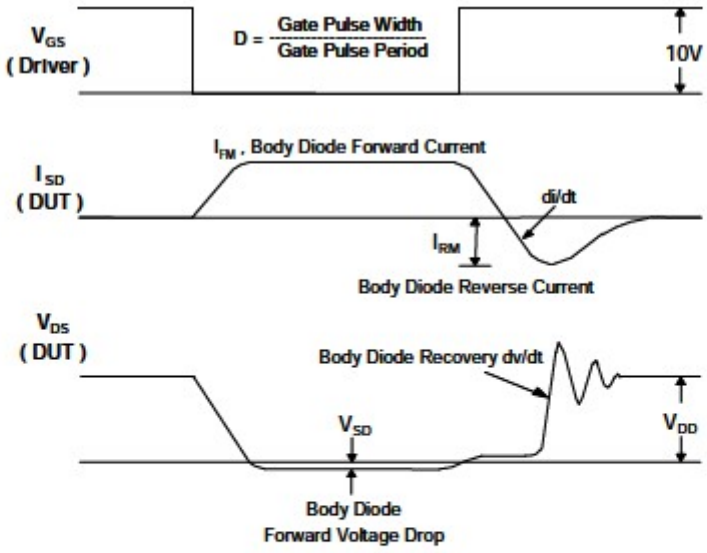
$$E_{AS} = \frac{1}{2} L I_{AS}^2 \frac{BV_{DSS}}{BV_{DSS} - V_{DD}}$$



©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Peak Diode Recovery dv/dt Test Circuit & Waveforms

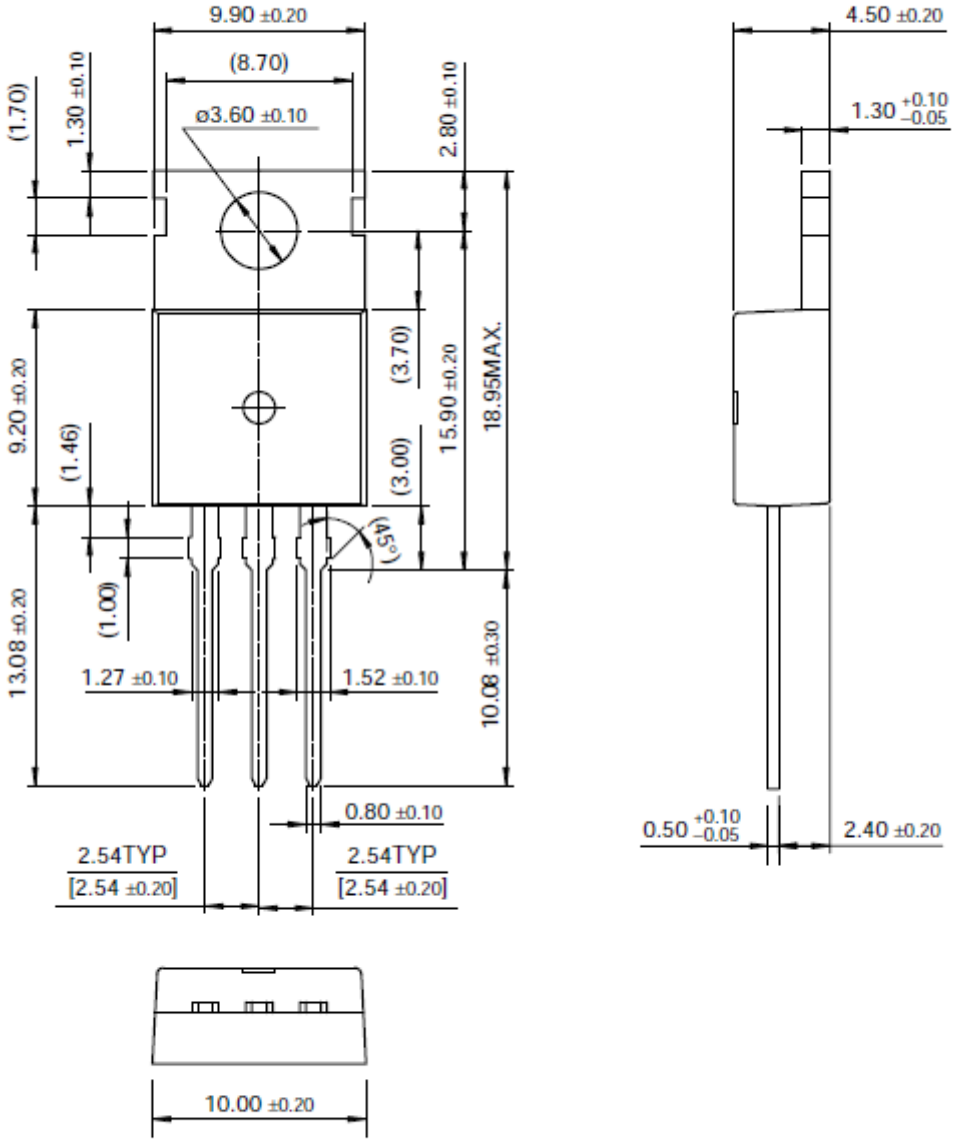




©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

Package Dimensions

TO-220



©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

TRADEMARKS

The following are registered and unregistered trademarks Fairchild Semiconductor owns or is authorized to use and is not intended to be an exhaustive list of all such trademarks.

ACEx™
Bottomless™
CoolFET™
CROSSVOLT™
DenseTrench™
DOME™
EcoSPARK™
E^2CMOS™
EnSigna™
FACT™
FACT Quiet Series™
FAST®
FASTr™
FRFET™
GlobalOptoisolator™
GTO™
HiSeC™
ISOPLANAR™
LittleFET™
MicroFET™
MICROWIRE™
OPTOLOGIC™
OPTOPLANAR™
PACMAN™
POP™
PowerTrench®
QFET™
QS™
QT Optoelectronics™
Quiet Series™
SLIENT SWITCHER®
SMART START™
Stealth™
SuperSOT™-3
SuperSOT™-6
SuperSOT™-8
SyncFET™
TinyLogic™
UHC™
UltraFET®
VCX™

DISCLAIMER

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR RESERVES THE RIGHT TO MAKE CHANGES WITHOUT FURTHER NOTICE TO ANY PRODUCTS HEREIN TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN. FAIRCHILD DOES NOT ASSUME ANY LIABILITY ARISING OUT OF THE APPLICATION OR USE OF ANY PRODUCT OR CIRCUIT DESCRIBED HEREIN; NEITHER DOES IT CONVEY ANY LICENSE UNDER ITS PATENT RIGHTS, NOR THE RIGHTS OF OTHERS.

LIFE SUPPORT POLICY

FAIRCHILD'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF FAIRCHILD SEMICONDUCTOR CORPORATION.

As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, or (c) whose failure to perform when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in significant injury to the user.

2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

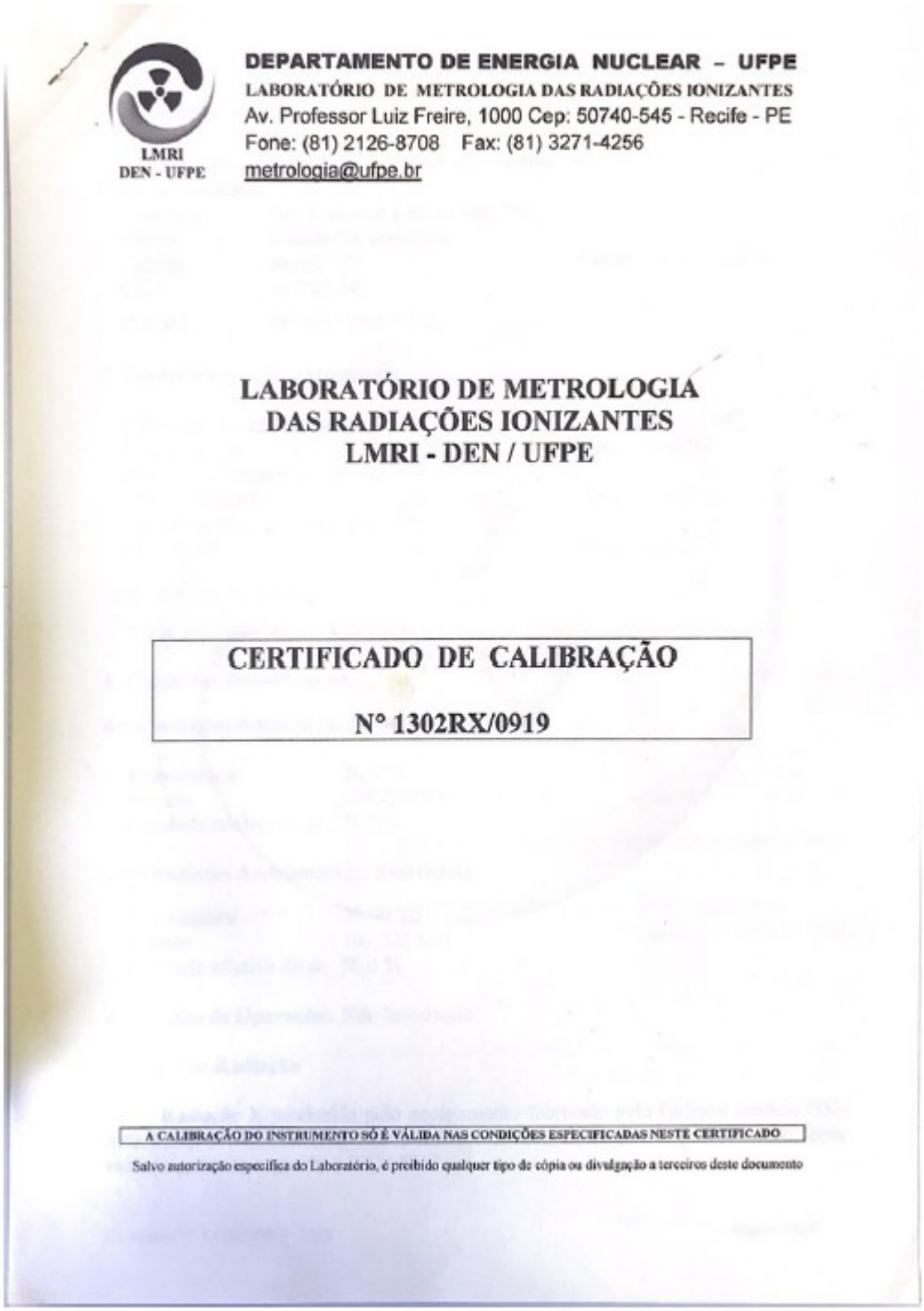
PRODUCT STATUS DEFINITIONS

Definition of Terms

Datasheet Identification	Product Status	Definition
Advance Information	Formative or In Design	This datasheet contains the design specifications for product development. Specifications may change in any manner without notice.
Preliminary	First Production	This datasheet contains preliminary data, and supplementary data will be published at a later date. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
No Identification Needed	Full Production	This datasheet contains final specifications. Fairchild Semiconductor reserves the right to make changes at any time without notice in order to improve design.
Obsolete	Not In Production	This datasheet contains specifications on a product that has been discontinued by Fairchild semiconductor. The datasheet is printed for reference information only.

©2001 Fairchild Semiconductor Corporation

ANEXO B - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO CÂMARA-ELETRÔMETRO



LMRI
DEN - UFPE

DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR – UFPE
LABORATÓRIO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES
Av. Professor Luiz Freire, 1000 Cep: 50740-545 - Recife - PE
Fone: (81) 2126-8708 Fax: (81) 3271-4256
metrologia@ufpe.br

LABORATÓRIO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES
LMRI - DEN / UFPE

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

N° 1302RX/0919

A CALIBRAÇÃO DO INSTRUMENTO SÓ É VÁLIDA NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS NESTE CERTIFICADO

Salvo autorização específica do Laboratório, é proibido qualquer tipo de cópia ou divulgação a terceiros deste documento

1. Instituição

Razão Social : Comissão Nacional de Energia Nuclear - Centro Regional de Ciências Nucleares
Endereço : Av. Professor Luiz Freire, 200
Bairro : Cidade Universitaria
Cidade : Recife Estado :Pernambuco
CEP : 50.740-540
C.N.P.J. : 00.402.552/0014-40

2. Especificações do instrumento

Fabricante:RadcalCorporation Patrimônio: 01987
Modelo:9015 Série : 91-0352
Detector :Câmara de ionização
Modelo:10X5-6 Série : 15672
Conversor:Radcal Corporation
Modelo:9060 Série:99-0504

3. Data de calibração

23 de setembro de 2019

4. Condições de calibração

4.1 Condições Ambientais durante a Calibração

Temperatura : 20,45°C
Pressão : 100,730kPa
Umidade relativa do ar : 36,5%

4.2 Condições Ambientais de Referência

Temperatura : 20,00 °C
Pressão : 101,325 kPa
Umidade relativa do ar : 50,0 %

4.3 Tensão de Operação: Não Informada

4.4 Tipo de Radiação

Radiação X produzida pelo equipamento fabricado pela Gulmay modelo GX-320 Serie 0154-0118 com filtros adicionais que fornecem a qualidade de feixe radiodiagnóstico segundo a IEC 61267.

4.5 Geometria de calibração

Eixo longitudinal da câmara de ionização perpendicular ao feixe de radiação.

4.6 Ponto de referência

O centro geométrico do volume sensível da câmara de ionização foi posicionado a 100 cm do foco do tubo de raios-X.

4.7 Método de Calibração

Calibração pelo método do campo de radiação conhecido.

5. Resultados da calibração

Os resultados das medidas referem-se à média aritmética de cinco leituras efetuadas com tempo de exposição de 60 segundos, corrigidos pelo fator de temperatura e pressão ($f_{T,P}$) igual a 1,00745.

Qualidade	Tensão (kV)	1ª CSR[1] (mm Al)	Valor Nominal de Kerma no Ar (mGy)	Indicação do Instrumento corrigida pelo $f_{T,P}$ (mGy)	Fator de Calibração[2] (K_Q)	Incerteza Expandida[3] (%)
LMRI – RQR5	70	2,57	17,40	18,94	0,902	2,5
LMRI – RQR8	100	3,97	30,02	32,62	0,908	2,5

[1] Primeira camada semirredutora.
[2] O fator de calibração leva em consideração a correção das leituras com a câmara monitora.
[3] Definida como duas vezes o valor da incerteza combinada calculada com base no ISO GUM – Guia para expressão da incerteza da medição, 2ª edição brasileira, editado pelo INMETRO (1998), para um fator de abrangência de aproximadamente 95% (k = 2,00).

6. Informações adicionais

As leituras devem ser corrigidas pelo fator de correção para a temperatura e pressão através da seguinte relação:

$$f_{T,P} = \frac{273{,}15 + T}{293{,}15} \cdot \frac{101{,}325}{P}$$

onde T é a temperatura ambiente, em graus centígrados (°C), e P é a pressão atmosférica, em quilopascal (kPa).

7. **Rastreabilidade**

A rastreabilidade da grandeza de calibração é estabelecida no uso de um Dosímetro Padrão tipo Câmara de Ionização PTW Freiburg, modelo TW34069, série 0058 e por um eletrômetro PTW Freiburg modelo Unidos E, rastreável ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD / CNEN através do certificado N° LMRI 0720RX/0315.

8. **Observações**

Recomenda-se guardar o instrumento em ambiente de baixa umidade sempre que não estiver em uso.

9. **Recalibração do sistema de medida**

O instrumento deve ser recalibrado em setembro de 2021.

Os prazos para recalibração de monitores de área são estabelecidos pelas normas CNEN-NN-3.05, CNEN-NN-6.04, CNEN-NE-3.02 e resolução CNEN N° 130. Para equipamentos de uso em radiodiagnóstico o prazo para recalibração é estabelecido pelo Ministério da Saúde através do item 3.60 da Portaria 453 de 01 de junho de 1998. Adicionalmente deve ser sempre efetuada nova calibração de instrumentos de medição após a ocorrência de defeitos, reparos ou indicação de funcionamento irregular.

Certificado emitido em 24 de setembro de 2019.

Dayana Mirella do Nascimento Barbosa
Técnico executor da calibração

Helen Jamil Khoury
Coordenador(a) do Laboratório
Signatário Autorizado

ANEXO C - REGISTRO DA PATENTE

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

19/07/2021 870210065105 10:08

29409161931320038

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2021 014121 2

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 1

Nome ou Razão Social: COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica
CPF/CNPJ: 00402552000126
Nacionalidade: Brasileira
Qualificação Jurídica: Órgão Público
Endereço: Rua General Severiano, 90 - Botafogo
Cidade: Rio de Janeiro
Estado: RJ
CEP: 22290-901
País: Brasil
Telefone: 21-21732169
Fax: 21-21732163
Email: rverid@cnen.gov.br

PETICIONAMENTO ELETRÔNICO Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletronico em 19/07/2021 as 10:08, Petição 870210065105

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 2

Nome: LUIZ ANTONIO PEREIRA DOS SANTOS
CPF: 36295116434
Nacionalidade: Brasileira
Qualificação Física: Pesquisador
Endereço: Rua Padre Anchieta, 42, apto. 101 - Torre
Cidade: Recife
Estado: PE
CEP: 50710-165
País: BRASIL
Telefone: (81) 999 598123
Fax:
Email: luz.santos@cnen.gov.br

Inventor 2 de 2

Nome: LUIZ CARLOS GONÇALVES FILHO
CPF: 02557628441
Nacionalidade: Brasileira
Qualificação Física: Pesquisador
Endereço: Avenida Conselheiro Aguiar, 4552, apto 402 - Boa Viagem
Cidade: Recife
Estado: PE
CEP: 51021-020
País: BRASIL
Telefone: (81) 991 787709
Fax:
Email: l.filho@cnen.gov.br