

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
INSTITUTO DE FÍSICA  
GRUPO DE ESPECTROSCOPIA DE MATERIAIS  
(GEM)

KELLY CRISTINA ALENCAR NISHIDA

Estudo de circuitos com capacitores comerciais para aplicação de  
medidas dosimétricas de radiações ionizantes

Uberlândia  
Janeiro/2021



KELLY CRISTINA ALENCAR NISHIDA

Estudo de circuitos com capacitores comerciais para aplicação de medidas dosimétricas de radiações ionizantes

*Projeto de pesquisa apresentado como requisito para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II do curso de Bacharelado em Física Médica pela Universidade Federal de Uberlândia.*

**Área de concentração:** Física Médica

**Orientador:** Prof. Dr. Mauricio Foschini

Uberlândia  
Janeiro/2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecer é um verbo que não se faz suficiente nessa etapa. Não basta agradecer todas as pessoas que me transmitiram conhecimento nesse tempo. Além da gratidão, eu carrego comigo detalhes de todas as pessoas que estiveram ao meu lado. Levo como exemplo todos que caminharam junto comigo durante todos esses anos, todo suporte que foi dado, seja físico ou emocional.

Agradeço a Deus e minha família que mesmo distante sempre foi a parte mais presente na minha vida. A minha mãe pela força que ela tem e me ensinou a ter, ao meu pai pelo caminho trilhado nas exatas, ao meu irmão simplesmente por existir, a minha tia Rosinha que sempre soube me mostrar o papel do educador e o valor que eles merecem e a minha vózinha amada.

Um agradecimento especial e merecido a todos educadores que passaram pela minha vida escolar e acadêmica. Um agradecimento especial ao meu primeiro professor de física Rodenil Monteiro, com ele eu entendi que olhar o mundo com curiosidade te faz buscar respostas e que essas respostas existem e fazem sentido. Agradeço muito meu orientador Mauricio Foschini, sem ele eu teria me perdido no caminho por tantas vezes, ele sempre me incentivou a buscar o melhor e dar o melhor de mim em todas as etapas da graduação.

Levo comigo um ensinamento de cada um de vocês e tenho como objetivo transmitir esse ensinamento as pessoas que buscam.



## RESUMO

Com os problemas de saúde gerados pela exposições de raios X após sua descoberta, surgiram estudos a fim de criar metodologias seguras para aplicação de radiação ionizante. Portanto, para garantir um controle de qualidade são utilizados sistemas detectores para cada energia empregada. Podemos citar como sistema detector dosimétrico uma câmara de ionização e um eletrômetro, que são muito utilizados devido a linearidade e estabilidade de resposta. Assim, nesse trabalho, obtivemos medidas dosimétricas utilizando capacitores comerciais como substituto da câmara de ionização, sendo dois, um de prova e outro referência para comparação e como eletrômetro um circuito integrado TL074CN, que contém quatro Amplificadores Operacionais (AO) de alta impedância ( $10^{12} \Omega$ ). O uso do capacitor se justifica devido ao baixo custo e engenharia simples e didática. Incidimos radiação ionizante no capacitor de prova e monitoramos a tensão de carga/descarga comparando-o com o capacitor de referência no circuito. A leitura e registro dos dados foi feita através de um osciloscópio de bancada. Inicialmente variamos a tensão da radiação em 5–25 kV, mantendo a tensão fixa em 1 mA, em sequência mantivemos a tensão fixa em 35 kV e variamos a corrente de 0,05–1,00 mA. Por meio do coeficiente angular inicial obtivemos a resposta de uma corrente devido ao efeito fotoelétrico, predominante para essa energia. Foi necessário correções das equações para eliminar o efeito capacitivo gerado e para obtermos dados lineares confiáveis. Precisamos comprovar sua eficiência e precisão para uma futura aplicação em calibração de equipamentos raios X para poder substituir sistemas dosimétricos. Porém ainda é necessário muito estudo para admitirmos capacitores como sensores.

**Palavras-chave:** câmara de ionização, Raios X, capacitores, eletrômetros, dosimetria.

## ABSTRACT

With the health problems generated by X-ray exposures after its discovery, studies have emerged in order to create safe methodologies for the application of ionizing radiation. Therefore, to ensure quality control, detector systems are used for each energy used. We can mention as a dosimetric detector system an ionization chamber and an electrometer, which are widely used due to linearity and response stability. Thus, in this work, we obtained dosimetric measurements using commercial capacitors as a replacement for the ionization chamber, two of them, one for testing and the other for comparison and as an electrometer, a TL074CN integrated circuit, containing four high impedance Operational Amplifiers (AO) ( $10^{12} \Omega$ ). The use of the capacitor is justified due to the low cost and simple and didactic engineering. We place ionizing radiation on the test capacitor and monitor the charge / discharge voltage by comparing it with the reference capacitor in the circuit. The data was read and recorded using a bench oscilloscope. We initially varied the radiation voltage by 5–25 kV, keeping the voltage fixed at 1 mA, in sequence we kept the voltage fixed at 35 kV and varied the current from 0.05–1.00 mA. Through the initial slope we obtained the response of a current due to the photoelectric effect, predominant for this energy. Corrections of the equations were necessary to eliminate the capacitive effect generated and to obtain reliable linear data. We need to prove its efficiency and accuracy for a future application in X-ray equipment calibration in order to be able to replace dosimetric systems. However, much study is still needed to admit capacitors as sensors.

**Keywords:** ionization chamber, X-rays, capacitors, electrometers, dosimetry.



## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	6
1.1. OBJETIVOS .....	8
2. TÉCNICAS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS .....	9
2.2. O EQUIPAMENTO DE RAIOS X.....	9
2.3. A CÂMARA DE IONIZAÇÃO .....	10
2.4. O ELTRÔMETRO.....	10
2.5. O CIRCUITO SEGUIDOR DE TENSÃO.....	11
2.6. MONTAGEM DO CIRCUITO ELÉTRICO.....	12
2.7. INTERPRETAÇÃO DA RESPOSTA DO CAPACITOR EM FUNÇÃO DA INTERAÇÃO COM A RADIAÇÃO IONIZANTE .....	14
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	17
4. CONCLUSÃO .....	25
5. TRABALHOS EM COLABORAÇÃO.....	26
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	27

## 1. INTRODUÇÃO

Descoberto no dia 8 de novembro de 1895 por Röntgen e anunciado em uma entrevista a um jornalista americano Henry Dam, teve sua pesquisa publicada no final de janeiro de 1896 sobre a descoberta de raios não conhecidos até o momento. Curioso a respeito dos raios catódicos em tubos de vácuo como herança de estudos de Hertz e Lenard ele seguiu uma linha de pesquisa própria ao trabalhar com tubo de Crookes coberto por uma blindagem de papelão preto e um pedaço de papel platinocianeto de bário sobre a mesa. Röntgen passou uma corrente pelo tubo e percebeu a presença de uma linha preta no papel platinocianeto de bário. Associou o efeito produzido a luz, sabendo que nenhuma luz poderia provir do tubo devido a blindagem opaca a qualquer luz conhecida imediatamente ele associou a produção de tal efeito ao interior do tubo. Posteriormente após investigação ele comprovou que raios saiam de dentro do tubo com efeito luminescente sobre o papel<sup>1</sup>. Quando questionado pelo entrevistador se era luz ou eletricidade Röntgen afirmou que não em qualquer forma já conhecida e não sabia o que eram aqueles raios. Assim, diante de uma declaração de sua ignorância perante a nova descoberta que surgiram os raios X.

“Quando fiz primeiramente a chocante descoberta dos raios penetrantes, o fenômeno era tão espantoso e extraordinário que eu tive que me convencer rapidamente, fazendo o mesmo experimento de novo, de novo e de novo, para ficar absolutamente certo de que os raios existiam. Eu não estava consciente de nada mais além do estranho fenômeno no laboratório. Era um fato ou uma ilusão? Eu estava dilacerado entre a dúvida e esperança, e não queria ter quaisquer outros pensamentos que interferisse nos meus experimentos”.<sup>1</sup>

Como consequência desse primeiro estudo ao acaso surgiram métodos e técnicas do uso da radiação ionizante, muitos deles foram aplicadas na prática clínica e em pesquisas para prevenção, tratamento e diagnóstico de doenças humanas, sendo necessário medir e detectar radiação oferecendo uma garantia de qualidade quanto a distribuição de doses associadas ao seu uso e zelo visto que a calibração e caracterização difere conforme a aplicação do instrumento levando em conta a peculiaridade que cada aplicação exige.

Em decorrência do desenvolvimento dos métodos para o uso da radiação ionizante com objetivo específico de melhorar o bem-estar e saúde dos seres humanos e da correta utilização dentro da medicina, tais métodos deram origem a dosimetria. Devido aos efeitos malignos da radiação sobre tecido vivo, a dosimetria

atua de forma a verificar a dose de radiação absorvida pelo paciente e a dose fornecida ao meio. Para um eficiente controle de qualidade, existe a necessidade de equipamentos específicos para efetuar medidas amparado por normas sobre o correto uso da radiação ionizante através paramentos para controlar a intensidade da radiação liberada conforme a aplicação.

A dosimetria das radiações ionizantes é feita por meio de sistemas detectores caracterizados e calibrados com feixes padrões conforme seu uso, sendo recomendado uma periodicidade para verificar o desempenho dos instrumentos medidores de radiação. Tais sistemas são fundamentais para medir e caracterizar campos de radiação e a dose de um meio onde não são possíveis medidas diretas. Alguns procedimentos de dosimetria que detectam a quantidade da dose absorvida ou da dose fornecida ao sistema utilizam câmaras de ionização e um eletrômetro, devido a resposta linear e estável.

Podemos citar como processos de interação mais utilizados em detectores a geração de luz, geração de carga elétrica, sensibilização de películas fotográficas, geração de calor e alteração da dinâmica de certos processos químicos.<sup>2</sup>

Detectores utilizados para determinar a energia depositada por unidade de massa (ou dose absorvida) em um meio exposto as radiações ionizantes para fins de proteção radiológica são chamados de dosímetros. Os dosímetros podem ser absolutos ou não-absolutos. Dosímetros não-absolutos fornecem a grandeza desejada indiretamente a partir da calibração em um campo padrão de referência enquanto os absolutos permitem determinação da grandeza desejada a partir de medidas de grandezas físicas básicas, ou seja, diretamente.<sup>3</sup>

A utilização da câmara de ionização para determinar exposição ou dose absorvida é um método preciso, pois apesar de apresentarem diversas formas e tamanhos que variam conforme sua utilização, as câmaras devem ser calibradas com um padrão de referência conforme o intervalo energético de interesse e apresentarem a mínima variação em sensibilidade de resposta em relação a direção da radiação incidente e a mínima perda possível por recombinação iônica. Seu princípio de funcionamento é decorrente da excitação e ionização proveniente interação das radiações com os gases, formando pares eletron-ion proporcionalmente a quantidade de energia depositada e devido ao campo elétrico, os íons primários são acelerados para o cátodo e os elétrons para o anodo sendo coletados pelos eletrodos, onde se convertem em um pulso de corrente que por integração resulta na carga recolhida. A

teoria cavitária serve para interpretar medidas dosimétricas. O tamanho da cavidade em relação ao alcance dos elétrons presente do meio determina o tipo de teoria cavitária a ser utilizada. A escolha da diferença de potencial (d.d.p.) define o regime de trabalho do detector, já que deve ser suficiente para coletar as cargas produzidas antes de haver recombinação e não deve ser tão alta a ponto de romper a rigidez dielétrica do gás.<sup>4</sup> As cargas podem ser internamente amplificadas para resultarem em um sinal mensurável.

Nesse presente trabalho utilizamos como câmara de ionização capacitores comerciais de poliéster, com placas planas e paralelas e como substituto do eletrômetro utilizado para medir a corrente elétrica, um circuito com amplificador operacional (AO) que relaciona a resposta de tensão (V) com a corrente de resposta do capacitor irradiado conectado a um osciloscópio de bancada como sistema de registros. A escolha deve-se a dependência energética e sua dependência direcional.

Para a câmaras de ionização de placas planas paralelas, o meio sensível (detector) é o ar entre as placas do capacitor. Análogo a esta câmara de ionização, um capacitor de placas planas paralelas poderia ser utilizado como câmara de ionização, dependendo da energia desta radiação ionizante.

### 1.1. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver um experimento didático, de baixo custo, funcional e a base de um capacitor comercial voltado aos discentes de Física Médica para o aprendizado de conceitos básicos de dosimetria.

Os objetivos específicos foram utilizar e caracterizar capacitores de poliéster comercial como câmara de ionização. Para realizar as medidas, foi montado um circuito elétrico simples utilizando amplificadores operacionais que substitua os eletrômetros para medidas potenciométricas. Por fim, foram relacionados a intensidade e a energia dos raios x com a resposta do dispositivo.

## 2. TÉCNICAS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Neste trabalho foram realizados dois experimentos:

- A resposta do capacitor em função da intensidade dos raios x para energias fixas, o qual manteve a energia dos raios x fixa (tensão fixa no tubo em 35kV), variando sua intensidade com a variação da corrente do tubo de raios X de 0,0 até 1mA. Para cada intensidade de feixe de raios X, mediu-se a resposta do elétrica do capacitor.
- A resposta do capacitor em função da variação da energia dos raios X. Manteve a intensidade da corrente no tubo de raio X fixa e variando a energia de emissão com a variação da tensão do tubo de 0,0 até 35kV, possibilitando para cada energia, medir a resposta de tensão do capacitor.

Portanto, para efetuar tais experimentos foram utilizados os componentes e procedimentos dos itens abaixo.

### 2.2. O EQUIPAMENTO DE RAIOS X

O equipamento de Raios-X utilizado foi o X-Ray XR 4.0 da Phywe, com tubo de cobre (09057-50) que opera com tensão de 0,0 até 35,0 kV e corrente de 0,00 até 1,00 mA. Inicialmente manteve-se a corrente fixa em 1 mA e variou-se a tensão do tubo de raios X de 7 kV até 35 kV. Na segunda etapa mantemos fixa a tensão do tubo em 35 kV e variou-se a corrente de 0,0 até 1,0 mA.

A janela energética utilizada no tubo de raios X é semelhante ao usado no mamógrafo e dependendo da qualidade de resposta o capacitor pode ser utilizado como sensor para calibração de equipamentos mamográficos. O mamógrafo trabalha em intervalos específicos com níveis de tensão nominal e corrente de tubo bem definidos e o tempo de produção dos raios x é de 0,1 a 10 s. Os parâmetros de operação do mamógrafo são controlados em um terminal. <sup>5</sup>

“Na mamografia para o máximo contraste possível é utilizado um baixo kV, sendo necessário que os coeficientes de atenuação e sua diferença diminuam com o aumento de energia. A escolha do kV é muito importante pois baixos kV resultam em uma penetração ineficaz e numa alta dosagem para a mama. Outras características dos mamógrafos é que o ânodo usado é de molibdênio para uma produção de fótons de raios x da ordem de 15-20 kV. Já para produção de fótons de raios x de 21-25 kV são utilizados ânodos de tungstênio acrescido de filtros especiais.” <sup>6</sup>

### 2.3. A CÂMARA DE IONIZAÇÃO

Foram utilizados como câmara de ionização capacitores da marca EPCOS, com capacitância de  $(1,000 \pm 0,003)\text{nF}$ , com placas planas, paralelas e retangulares e com dielétricos de polietilenotereftalato (PET) que é um poliéster com propriedades dielétricas. Um capacitor polimérico deste tipo é comumente comercializado com preços que variam de R\$0,10 até R\$3,50, que reforça a utilização de materiais de baixo custo do projeto.

A incidência dos raios X na câmara de ionização proposta neste trabalho é transversal, assim para evitar a interferência de uma camada polimérica, a blindagem frontal do capacitor foi removida expondo a seção de choque de 72 lâminas do PET. Assim a câmara de ionização terá uma área efetiva de  $0,703 \pm 0,001 \text{ mm}^2$ .

### 2.4. O ELETRÔMETRO

O eletrômetro é um equipamento que mede três grandezas: carga elétrica, corrente elétrica e d.d.p.. Em geral, o eletrômetro mede corrente elétrica gerada na câmara de ionização exposta a radiação ionizante e possui alta sensibilidade<sup>6</sup>. Podemos fazer uma analogia ao multímetro de corrente contínua que efetua medidas de grandezas físicas como a corrente elétrica, resistência elétrica, tensão elétrica e carga elétrica, porém com ordem de grandezas diferente das usuais.

Em alguns eletrômetros é possível reverter a polaridade para determinar a eficiência da coleta de íons e variar a tensão aplicada à câmara de ionização. O eletrômetro permite integrar-se a diversos circuitos para criação de sistemas dosimétricos, dependendo apenas da ordem de grandeza da corrente produzida na câmara de ionização e da escala do eletrômetro. Usualmente sistemas compostos por uma câmara de ionização acoplada a um eletrômetro são ditos dosímetros e se utilizados para propósitos radioterápicos ou radiodiagnósticos são chamados de dosímetros clínicos.

De acordo com recomendações internacionais<sup>8</sup>, sendo o sistema dosimétrico uma câmara de ionização acoplada a um eletrômetro, o mesmo deve ser calibrado em conjunto com a câmara de ionização.

<sup>6</sup>“O eletrômetro deve ter um painel digital e possuir uma resolução de no mínimo quatro dígitos ou 0,1%. A mudança na resposta devido a fuga ou estabilidade a longo prazo não deve ultrapassar  $\pm 0,5\%$  ao ano.”<sup>9</sup>

Nesse trabalho o eletrômetro foi substituído por um circuito seguidor de tensão constituído de um AO com impedância de entrada de  $10^{12}\Omega$ , portanto, com a mesma impedância de entrada dos eletrômetros didáticos presente no laboratório.

## 2.5. O CIRCUITO SEGUIDOR DE TENSÃO

O AO é um circuito elétrico integrado por transistor, resistências e capacitores. O dispositivo amplifica a tensão gerando um ganho muito alto. O AO é constituído de duas entradas, sendo uma entrada não-inversora positiva ( $V^+$ ) e uma entrada inversora negativa ( $V^-$ ), uma saída ( $V_0$ ), e as alimentações positiva, negativa e de referência. Podemos citar como características do AO a alta impedância de entrada e a baixa impedância de saída, bem como seu alto ganho ( $A$ ). A amplificação varia entre  $10^4$  até  $10^7$  vezes o sinal<sup>9</sup>. Obedecendo sempre a equação:

$$V_0 = A(V^+ - V^-) \quad (01)$$

Uma vantagem da utilização de AO é que eles possuem características reais muito próximas das ideais, ou seja, operam em níveis de trabalho muito próximos dos ideais. Idealmente, o AO utilizado teria impedância infinita de entrada e nenhuma impedância de saída, porém no nosso projeto, com a utilização de um circuito integrado foi utilizado um AO com impedância de  $10^{12}\Omega$  e uma baixa impedância de saída é gerada devido à amplificação da tensão e uma pequena corrente de saída. O AO possui um *feed-back*, que permite utilizar técnicas de realimentação para moderar os ganhos e este ganho podemos representar ela letra “A”. Foi utilizado um circuito seguidor de tensão no presente trabalho representado na Figura 01, onde:

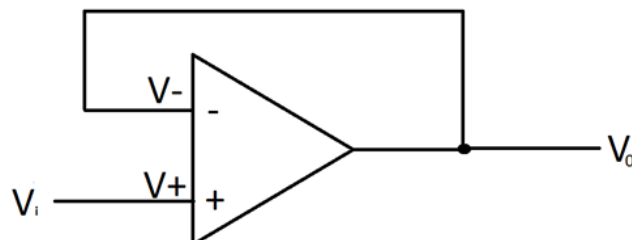


Figura 01: Seguidor de tensão

O seguidor de tensão tem  $V_i$  de entrada na alimentação positiva  $V^+$  e  $V^-$  ligado a entrada negativa e na saída  $V_o$ , assim, substituindo  $V^+ = V_i$  e  $V^- = V_o$  na equação (02), teremos que:

$$V_o = A(V^+ - V^-)$$

$$V_o = A(V_i - V_o)$$

$$V_o = \frac{A}{(1 + A)} V_i$$
(02)

Como o ganho  $A \gg 1$ ,  $V_o \approx V_i$ . Logo, em um seguidor de tensão a tensão de entrada é praticamente igual a de saída.

## 2.6. MONTAGEM DO CIRCUITO ELÉTRICO

O circuito básico foi confeccionado como seguidor de tensão com AO, sendo a impedância nas entradas inversoras e não inversoras da ordem de  $10^{12}\Omega$ , devido ao transistor J-FET que é eficiente para medidas dessa ordem de impedância. O circuito integrado utilizado foi TL074CN, que contém quatro AO's. O seguidor de tensão foi confeccionado em uma placa de circuito impresso sendo isolada a entrada não inversora da placa e soldada aos fios de entrada do capacitor de prova e referência, para evitar descarga. A conexão entre o capacitor e o circuito seguidor de tensão foi feito com cabos específicos devido as correntes de ionização serem muito baixas e qualquer ruído resultante do cabo poderia comprometer os resultados.

O circuito é eficiente para medidas que associam a dosagem com a carga elétrica gerada na interação da radiação ionizante, sendo o efeito fotoelétrico predominante para energia utilizada, logo é eficaz para medidas potenciométricas de alta impedância.

Na saída de tensão do AO, conectou-se um osciloscópio que possibilitou a obtenção do potencial em função do tempo e o armazenamento de dados em um pen drive. O osciloscópio utilizado foi da marca Siglent SDS1072CNL, 70Mhz, 1G SC/s.



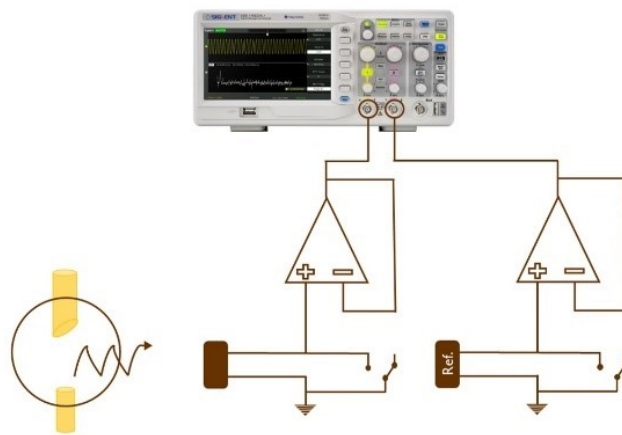


Figura 02: Modelo experimental com dois seguidores de tensão, um com capacitor de referência e outro capacitor de amostra.

Na Figura 02 temos o esquema simplificado do modelo experimental montado com um capacitor de prova que foi irradiado transversalmente e outro de referência fora do campo de radiação, ambos capacitores estão acoplados em circuitos idênticos montados com a intenção de ler o potencial sem interferir no potencial do capacitor.

No capacitor de prova irradiado observou-se a tensão carga do capacitor e em sequência foi comparado ao capacitor de referência circuito integrado. A resistência descarrega o capacitor de referência, mas a alta impedância de entrada faz com que a descarga aconteça lentamente onde é possível a coleta de dados. Com a irradiação apenas no capacitor de prova, as ionizações no material fazem com que ele passe a ser condutor descarregando pelas placas do polímero, e os dados foram enviados ao osciloscópio. Logo, teremos no circuito a resistência do circuito somada a resistência da ionização o que gera uma corrente elétrica.

A princípio foi observado a resposta de tensão do capacitor de prova com a incidência dos raios x de baixa energia e o efeito fotoelétrico provocado pela interação variando a tensão (de 7,0 kV até 35,0 kV) e mantendo a corrente fixa de 1,0 mA. Comparando a resposta do potencial do capacitor de referência com o irradiado foi possível relacionar a taxa inicial da variação do potencial elétrico com a corrente inicial total na carga do capacitor, relacionando a corrente obtida pelo efeito fotoelétrico com a corrente de fuga do circuito integrado.

Em sequência, repetimos em torno de dez vezes o experimento, mas para cada repetição, foi modificada a corrente de 0,0 mA até 1,0 mA mantendo fixa a tensão no tubo de 35 kV, por fim, e comparamos esta taxa da variação do potencial com a do eletrodo de referência.

## 2.7. INTERPRETAÇÃO DA RESPOSTA DO CAPACITOR EM FUNÇÃO DA INTERAÇÃO COM A RADIAÇÃO IONIZANTE

Capacitores são dispositivos projetados para armazenarem carga elétrica no campo elétrico formado em seu interior. Eles possuem diversas geometrias<sup>11</sup> e podemos considerar placas metálicas planas carregadas, separados por um dielétrico com uma distância  $d$ , com carga  $+Q$  e  $-Q$ , formando superfícies equipotenciais e são ligadas a um terminal que forneça uma d.d.p. um capacitor de placas paralelas planas, mostrado na Figura 03. Considerando a distância  $d$  menor que as dimensões das placas podemos desconsiderar os efeitos de borda, considerando uniforme o campo elétrico entre as placas.

Como as placas do capacitor são condutoras, elas formam uma superfície equipotencial, de forma que a carga nas placas é proporcional a d.d.p. entre elas, onde  $C$  é chamado de capacitância e depende apenas da geometria do capacitor. No sistema internacional a capacitância é medida em Faradays.<sup>12</sup>

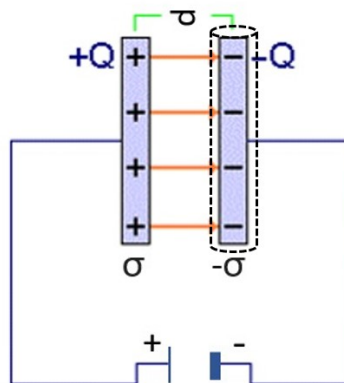


Figura 03: Capacitor de placas planas paralelas.

Podemos carregar um capacitor ao ligar suas placas em uma fonte fazendo com que as cargas se acumulem nas placas do capacitor estabelecendo entre elas uma d.d.p. fixa e uma tensão ( $V$ ) que se opõe a da fonte estabilizando as cargas no circuito integrado quando carregado. A simetria dos capacitores nos permite calcular o campo elétrico gerado em seu interior através da Lei de Gauss (03):

$$\phi = \oint_S E(\vec{r}) \hat{n} d\vec{A} = \frac{q_{interna}}{\epsilon_0} \quad (03)$$

$$EA = \frac{Q}{\varepsilon_0} \quad (04)$$

$$E = \frac{Q}{\varepsilon_0 A} \quad (05)$$

Podemos calcular a diferença de potencial entre as placas:

$$V_f - V_i = - \int_{V_i}^{V_f} E(\vec{r}) d\vec{l} \quad (06)$$

$$\Delta V = V_f - V_i = \int_{V_f}^{V_i} E d\vec{l} = \frac{Q}{\varepsilon_0 A} \int_{V_f}^{V_i} d\vec{l} = \frac{Qd}{\varepsilon_0 A} \quad (07)$$

$$V = \frac{Qd}{\varepsilon_0 A} \quad (08)$$

$$C = \frac{Q}{V} = \frac{\varepsilon_0 A}{d} \quad (09)$$

Sabendo a taxa de carga em função do tempo (corrente elétrica), determinamos a carga total do sistema e relacionamos com a dose proveniente da incidência de raios X. Obtivemos a corrente da diferença de potencial em função do tempo, fazendo a derivada e relacionando com C:

$$I = \frac{dQ}{dt} \quad (10)$$

$$\frac{dQ}{dt} = C \frac{dV}{dt} \quad (11)$$

Sabemos que a diferença de potencial é proporcional a variação da carga pela capacitância, dada pela equação:

$$Q = CV \rightarrow V = \frac{Q}{C} \quad (12)$$

No circuito, temos que a corrente total é dada pela soma da corrente de efeito e a corrente de fuga:

$$i_{total} = (i_{efeito} + i_{fuga}) \quad (13)$$

Fazendo a derivada da carga em função do tempo chegamos na corrente elétrica e a d.d.p. aplicada no capacitor é proporcional a capacitância. Relacionando a taxa inicial da variação de potencial com a corrente inicial total na carga do capacitor

e relacionando também a corrente obtida pela interação com a corrente de fuga do circuito integrado, obtemos a equação:

$$\frac{dV_{cap}}{dt} = \frac{dq_{cap}}{dt} \cdot \frac{1}{C} = (i_{efeito} + i_{fuga}) \cdot \frac{1}{C} \quad (14)$$

Onde:

$V_{cap}$  é a diferença de potencial medida no capacitor

C a capacitância

$q_{cap}$  a carga do capacitor

$i_{efeito}$  a corrente gerada internamente ao capacitor devido à interação com a radiação ionizante

$i_{fuga}$  a corrente elétrica gerada pelo circuito integrado.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para as medidas de corrente fixa no tubo e variando o potencial do tubo de raios X, foi possível variar a energia e emissão do feixe e assim, a resposta da variação da tensão do capacitor, portanto, pode-se obter a Figura 04, da variação da tensão no capacitor em função do tempo, para cada tensão do tubo, ou seja, para cada emissão com diferentes energia do tubo de raio X.

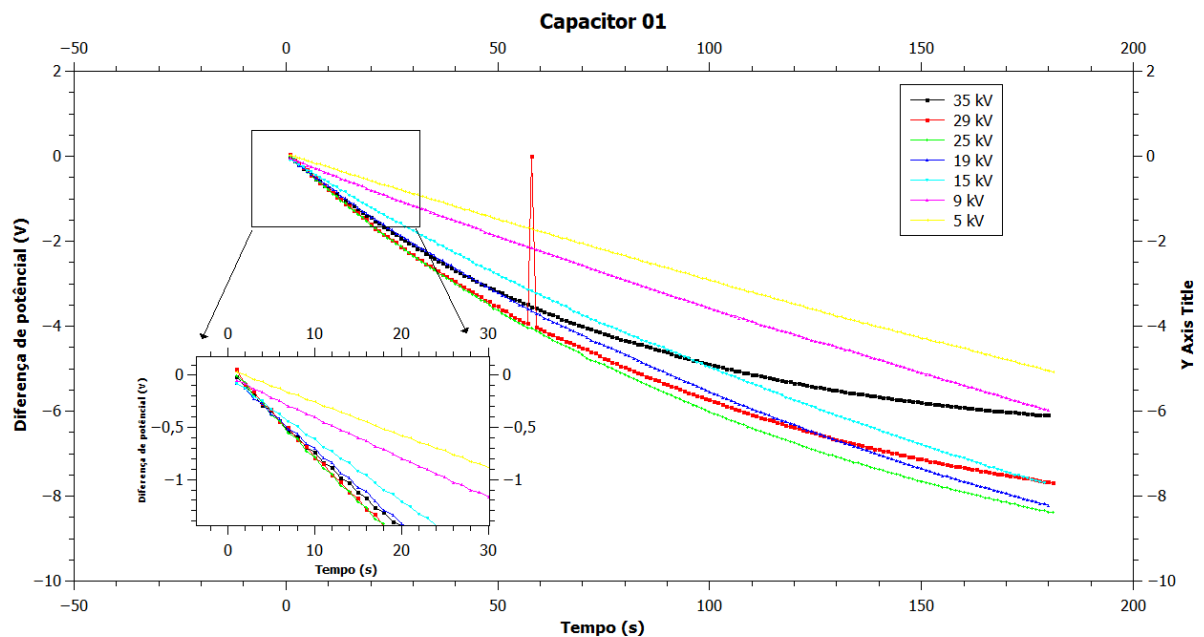


Figura 04: Resposta da Diferença de potencial do capacitor 01 em função do tempo do capacitor 01, mantendo-se a corrente fica em 1,00 mA.

Observando a Figura 04, o coeficiente angular das curvas depende da energia dos raios X que incidem no capacitor, aumentando a corrente em função do número de interações dos efeitos de ionização do isolante do capacitor. O amarelo é coincidente com a resposta do sensor sem irradiar, que já era esperado, pois o tubo de raio X com anodo de cobre começa a emitir em potenciais próximos de 8,5 kV.

O mesmo procedimento foi feito no capacitor 02 e pode-se observar a variação do coeficiente angular inicial das curvas da Figura 05 de mesma maneira ocorrida no capacitor 01. Portanto, a dependência da corrente ocasionada pela incidência de raios X no capacitor poderá ser determinada através dos coeficientes angulares do início de todas as curvas de potencial no capacitor.

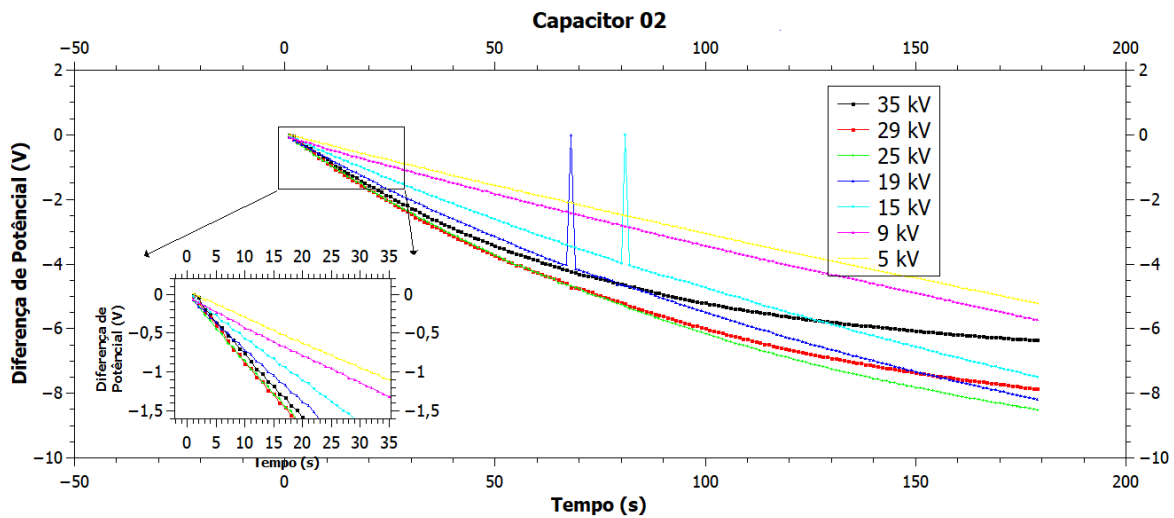


Figura 05: Resposta da Diferença de potencial do capacitor 02 em função do tempo do capacitor 01, mantendo-se a corrente fica em 1,00 mA.

Ainda podemos observar nas Figuras 04 e 05 que o potencial do capacitor tende a um limite de saturação quando aumenta muito a energia de incidência em relação aos feitos envolvidos, por volta do tempo de 160s a relação da corrente de saturação não é mais linear. Mas sabemos que os pontos de interesse será a região inicial que se comporta linearmente.

Como podemos observar na Figura 05, a interpretação da variação do potencial no capacitor é em função da corrente de fuga resultante do próprio circuito somada a corrente do efeito de interação dos raios X, assim, obteve variações do coeficiente angular no início da curva. Lembrando que a corrente será proporcional a corrente de fuga somada com a do efeito, para o caso em que o tubo esteja desligado, ou seja, sem emissão de raios X, é possível obter o valor de corrente de fuga do próprio circuito utilizando a equação 14. O coeficiente médio da corrente de fuga foi de -0,3, ou seja, multiplicando pela capacitância, teve uma corrente de fuga de -3pA, e para as demais curvas com a incidência de raios X, foi possível obter o coeficiente angular e assim, calculou-se com a equação 14 o valor de suas corrente de efeito para cada tensão aplicado no tubo de raios X, assim obteve a Tabela 01 e a partir dela foi possível fazer um novo gráfico da resposta de corrente do efeito ocasionado pela interação da radiação com o material do capacitor em função do potencial no tubo (Figura 06):

Tabela 01: Coeficiente angular da curva de resposta de potencial do capacitor 01 em função do tempo, para cada diferença de potencial do tubo.

D.D.P (kV)	Coeficiente Angular ( $V.s^{-1}$ )	Erro	$i_{total}$ (pA)	$i_{efeito}$ (pA)
5	-0,0320	0,0002	-32,0	-2,0
9	-0,0391	0,0003	-39,1	-9,1
15	-0,0597	0,0005	-59,7	-29,7
19	-0,0710	0,0008	-71,0	-41,0
25	-0,0845	0,0002	-84,5	-54,5
29	-0,0850	0,0009	-85,0	-55,0
35	-0,0756	0,0009	-75,6	-45,6

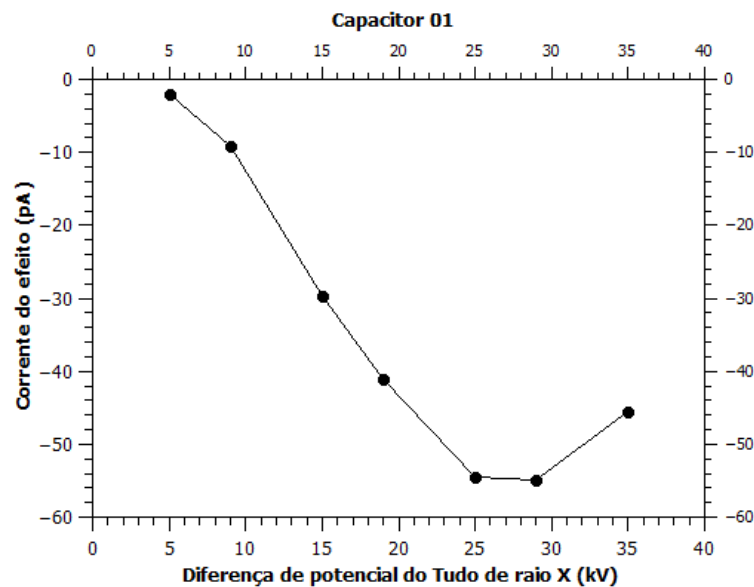


Figura 06: Curva dos coeficientes angulares de resposta de potencial do capacitor 01 em função do tempo em função da diferença de potencial do tubo.

A medida foi repetida para outro capacitor de mesmo valor (1nF) e calculado os valores de corrente, obtendo a Tabela 02, possibilitando fazer a Figura 07:

Tabela 02: Coeficiente angular do capacitor 02 em função da diferença de potencial do tubo.

D.D.P (kV)	Coeficiente Angular ( $V.s^{-1}$ )	Erro	$i_{total}$ (pA)	$i_{efeito}$ (pA)
5	-0,0336	0,0003	-33,6	-3,6
9	-0,0379	0,0003	-37,9	-7,9
15	-0,0559	0,0005	-55,9	-25,9
19	-0,0684	0,0004	-68,4	-38,4
25	-0,0843	0,0010	-84,3	-54,3
29	-0,089	0,0009	-89,0	-59,0
35	-0,0834	0,0004	-83,4	-53,4

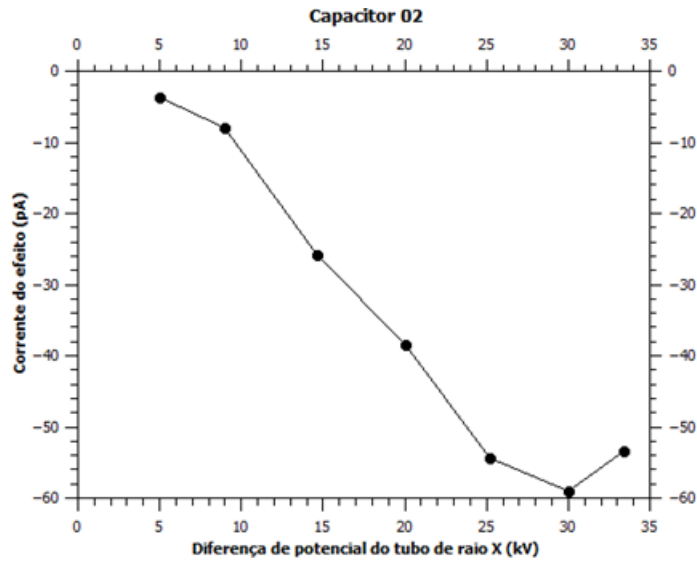


Figura 07: Coeficiente angular do capacitor 02 em função da d.d.p. aplicada no tubo.

Observa-se na Figura 06 e Figura 07 que a corrente do efeito em função do potencial aplicado ao tubo, tem uma resposta aproximadamente linear até 25kV da d.d.p aplicada no tubo, ou seja, a corrente gerada no capacitor tem uma resposta próxima ao linear em função da energia de radiação incidente. Essa linearidade de resposta de corrente nos fornece a prova de que capacitores comerciais podem ser usados como dosímetros de radiação ionizante. Porém, deve-se futuramente checar a sua acurácia e precisão a partir de fontes calibradas, pois medidas preliminares se mostraram linear em toda região, podendo assim o tubo de raio X ter variado sua tensão ou o circuito montado ter algum problema que ocasionou esta saturação em valores de potenciais maiores para o tubo de raio X.

Uma segunda etapa da metodologia foi variar a corrente elétrica do tubo de raios X e manter a tensão fixa em 35 kV, com isso, manteve-se a energia dos raios X e variou-se a intensidade de 0,05 até 1,00 mA, conseqüentemente, observamos a variação na diferença de potencial sobre o capacitor devido a variação da corrente de fuga e a do efeito de interação do material com o raios X. Podemos considerar a mesma resposta de fuga de corrente das medidas anteriores, ou seja,  $i_{fuga} = -3pA$ . Com a variação de corrente no tubo de raio X de 0,05mA até 1mA, obtemos a Figura 08.



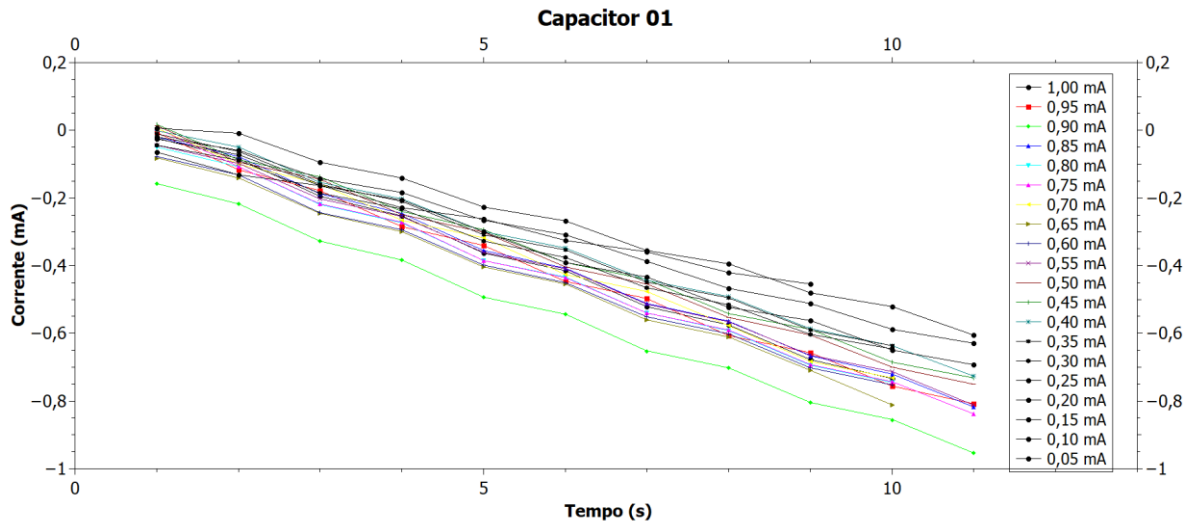


Figura 08: Resposta da tensão do capacitor 01 de prova em função do tempo. Variação de corrente de 0.00 até 1.00 mA, com a tensão fixa em 35 kV.

Na figura 08, observa-se uma tímida variação no coeficiente angular entre as curvas correspondentes para diferentes correntes no tubo de raio X. O mesmo foi feito para o capacitor 02 (Figura 09):

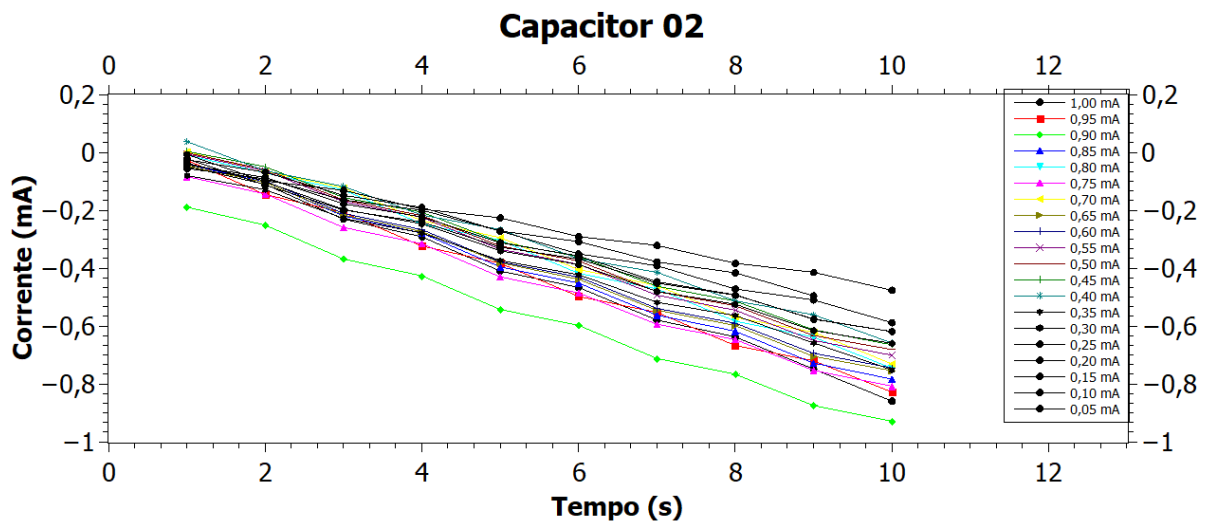


Figura 09: Resposta da tensão do capacitor 02 de prova em função do tempo. Variação de corrente de 0.00 até 1.00 mA, com a tensão fixa em 35 kV.

Para ambas as figuras 08 e 09, foram determinados os coeficientes angulares e relacionado as correntes geradas pelo efeito da interação da radiação ionizante sobre o material isolante dos capacitores, obtendo assim a tabela 03 e 04.

Tabela 03: Coeficiente angular do capacitor 01 em função da variação de corrente do tubo de raios X

i (mA)	Coeficiente angular	Erro	$i_{total}$ (pA)	$i_{efeito}$ (pA)
0,05	-0,0485	0,0019	-48,5	-18,5
0,10	-0,0538	0,0011	-53,8	-23,8
0,15	-0,0635	0,0012	-63,5	-33,5
0,20	-0,0622	0,0018	-62,2	-32,2
0,25	-0,0706	0,0016	-70,6	-40,6
0,30	-0,0693	0,0014	-69,3	-39,3
0,35	-0,0715	0,0015	-71,5	-41,5
0,40	-0,0724	0,0015	-72,4	-42,4
0,45	-0,0762	0,0015	-76,2	-46,2
0,50	-0,0775	0,0016	-77,5	-47,5
0,55	-0,0767	0,0016	-76,7	-46,7
0,60	-0,0769	0,0017	-76,9	-46,9
0,65	-0,0802	0,0017	-80,2	-50,2
0,70	-0,0824	0,0017	-82,4	-52,4
0,75	-0,0824	0,0024	-82,4	-52,4
0,80	-0,0794	0,0017	-79,4	-49,4
0,85	-0,0797	0,0017	-79,7	-49,7
0,90	-0,0795	0,0017	-79,5	-49,5
0,95	-0,0814	0,0016	-81,4	-51,4
1,00	-0,0809	0,0016	-80,9	-50,9

Tabela 04: Coeficiente angular do capacitor 02 em função da variação de corrente do tubo de raios X

i (mA)	Coeficiente angular	Erro	$i_{total}$ (pA)	$i_{efeito}$ (pA)
0,05	-0,0476	0,0001	-47,6	-17,6
0,10	-0,0546	0,0014	-54,6	-24,6
0,15	-0,0636	-0,0634	-63,6	-33,6
0,20	-0,0653	0,0017	-65,3	-35,3
0,25	-0,0661	0,0014	-66,1	-36,1
0,30	-0,0711	0,0019	-71,1	-41,1
0,35	-0,0731	0,0016	-73,1	-43,1
0,40	-0,0754	0,0015	-75,4	-45,4
0,45	-0,0763	0,0016	-76,3	-46,3
0,50	-0,0777	0,0016	-77,7	-47,7
0,55	-0,0795	0,0016	-79,5	-49,5
0,60	-0,0807	0,0018	-80,7	-50,7
0,65	-0,0801	0,0017	-80,1	-50,1
0,70	-0,0811	0,0017	-81,1	-51,1
0,75	-0,0825	0,0017	-82,5	-52,5
0,80	-0,0829	0,0019	-82,9	-52,9
0,85	-0,0847	0,0018	-84,7	-54,7
0,90	-0,0845	0,0018	-84,5	-54,5
0,95	-0,0861	0,0018	-86,1	-56,1
1,00	-0,0892	0,0019	-89,2	-59,2

Com as correntes de resposta do capacitor em função da corrente do tubo de raios X, pode-se fazer as figuras 10 A e B.

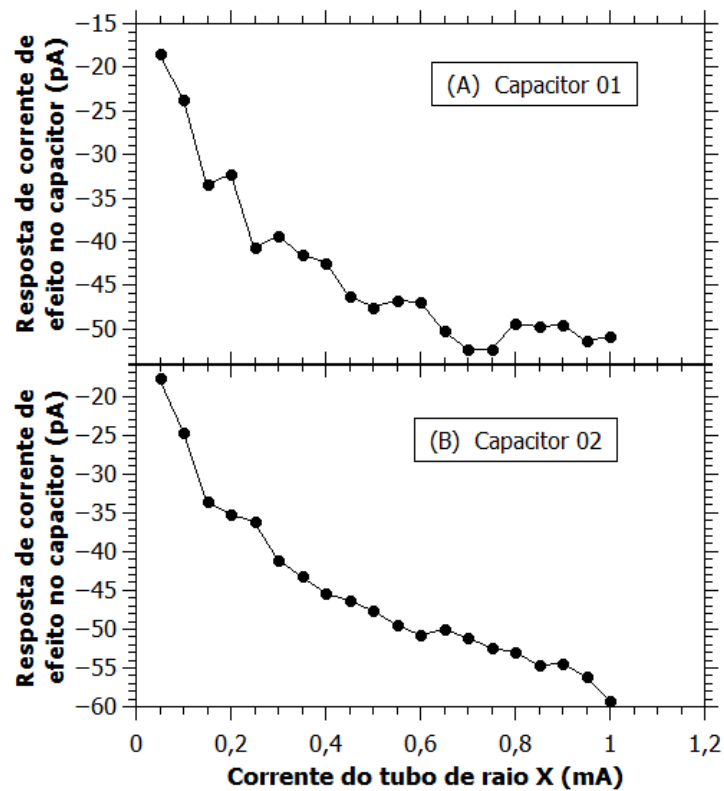


Figura 10: Resposta de corrente elétrica do efeito de interação do capacitor com a radiação ionizante em função da corrente do tubo de raio X, (A) capacitor 01 e (B) capacitor 02.

Observa-se tanto na figura 10 (A) quanto na figura 10 (B) que ambas as curvas tiveram rápidas variações para baixa intensidade e que tem uma tendência de comportamento de saturação. Devemos lembrar que os resultados para as medidas anteriores (Figura 06 e 07) tiveram um comportamento que mostra problemas dos equipamentos ou uma saturação para energias mais próximas de 35kV. Portanto, ao cruzar as informações das figuras 10 com as da Figura 06 e 07, percebemos que com a corrente de 1mA no tubo de raio X em tensões e 35kV, pode haver uma saturação dos efeitos de ionização dos materiais do capacitor, portanto, para as energias e a intensidade envolvida. Para checar estes resultados, deve-se utilizar fontes calibradas, o qual não possuímos em nossas instalações. Também devemos aumentar a janela de energia, para garantir que a resposta do capacitor esteja indo para um patamar de saturação. Uma ação simples pode ser feita futuramente para checar se foi problemas de controle

de corrente e tensão no tubo de raio  $X$ , que é variar a intensidade com a variação da distância, ou seja, a queda da intensidade em função do quadrado da distância, assim poderá verificar se o início da figura 10 A e B é linear ou não e se esta curva tem uma tendência a saturação para maiores intensidades.

#### 4. CONCLUSÃO

A resposta de corrente em função da interação do isolante sólido de um capacitor comercial indica o quanto é promissor na aplicação como câmaras de ionização para radiações ionizantes na dosimetria de baixas energias. Já que eletrodos comerciais de placas paralelas respondem positivamente como um dosímetro, cujas respostas dependem da seção de choque do dielétrico e de sua blindagem.

Os resultados obtidos indicam que a câmara de ionização pode ser substituída pelo capacitor comercial de poliéster de uma forma didática, para a sua utilização no ensinamento de equipamentos específicos como dosímetros para calibração de equipamentos radiodiagnósticos que operam com raios X de baixa energia. Porém existe a necessidade de mais estudos quanto sua eficiência, precisão, mas isto requer uma fonte calibrada para garantir que tanto a energia quanto a intensidade dos raios X estejam variando corretamente.

Os resultados também mostraram boa sensibilidade para baixas intensidades, assim, estes sensores poderão ser facilmente utilizados em outros experimentos, como por exemplo, difração de raios X.

Por fim, o circuito proposto operou com efeitos que tiveram respostas na ordem de pico Ampere, mesmo que apresente uma corrente de fuga, este circuito possibilita a sua subtração, obtendo indiretamente somente a corrente gerada pelo efeito de interação e com baixo ruído.

## 5. TRABALHOS EM COLABORAÇÃO

Publicada em: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica.

SILVA, A. F.; NISHIDA, K.; CARMO, E. J.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; FOSCHINI, M. **ESTUDO DE CAPACITORES COMERCIAIS PARA APLICAÇÃO EM DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**. In: Anais COBECSEB 2017, 2018, Uberlândia. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica, 2017. Disponível em <https://www.even3.com.br/anais/cobecseb/78813/>

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 DAM, H. J. W. **The new marvel on photography**. McClure's Magazine 6(5): 402-15, abril 1896. Reproduzido em: NITSKE, The life of Wilhelm Conrad Röntgen, pp 126-37.
- 2 KNOLL, G.F. **Radiation Detection and measurement**. 4th ed. John Wiley & Sons, Inc; 2010. p. 131-49.
- 3 JOHNS, H.E, CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 4th ed. Springfield. Charles C. Thomas – Publisher, 1983.
- 4 CALDAS, L.V.E., SARTORIS, C.E. **Aplicação de metodologia dosimétrica de feixes terapêuticos de raios x com sistema Tandem**. In: Radiol Bras; 2001. p. 337-42. <https://doi.org/10.1590/S0100-39842001000600007>
- 5 JALES, R. M. **Bases físicas da mamografia**. Dr.Pixel. Campinas. 2015. Disponível em: <https://drpixel.fcm.unicamp.br/conteudo/bases-fisicas-da-mamografia>. Acesso em: 26 Set. 2020
- 6 MITCHELL JR., G.W. **Mastologia Prática**. Revinter, 1988.
- 7 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams**. An international code of practice for dosimetry. IAEA, Vienna, 1997.
- 8 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Atomic Energy Review**, Vol. 17 (1979), No. 4, IAEA, Vienna 1979.
- 9 BULLA, R.T. **Métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons**. São Paulo: Universidade de São Paulo;1999.
- 11 SEDRA, S.; SMITH, K.. **Microeletrônica**. 4ª. Edição, Pearson Makron Books, São Paulo, Brasil, 2005.
- 12 NUSSENZVEIG, M. H. **Curso de Física Básica 3: Eletromagnetismo**, Editora Edgard Blücher, 1997.
- 13 HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. **Fundamentos de Física - Vol. 3 - Eletromagnetismo**, 10ª edição. LTC, 06/2016. VitalBook file.

