

Câmaras de ionização

Introdução

Um dosímetro clínico é composto por uma câmara de ionização acoplada a um sistema de medição de corrente, conhecido como eletrômetro. Alguns aspectos importantes devem ser considerados para uma acurácia melhor nas medições com um dosímetro clínico.

É recomendável testar periodicamente a estabilidade das leituras de um dosímetro clínico utilizando uma fonte de controle. Nestes testes geralmente são utilizadas fontes emissoras de radiação beta, tais como $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, armazenadas em blindagens adequadas. O teste de estabilidade a curto prazo, ou teste de repetitividade, representa o estudo do grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição. A repetitividade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados, como por exemplo o desvio padrão porcentual.

A corrente de fuga é definida como qualquer sinal gerado no dosímetro clínico na ausência de radiação. A corrente de fuga também pode ser produzida pela radiação. Neste caso, pode se originar no eletrômetro, nos cabos, nos conectores e na própria câmara, continuando após o término da irradiação e geralmente decrescendo exponencialmente com o tempo. A corrente de fuga sempre deve ser medida antes e depois da irradiação, e deve ser pequena quando comparada com a corrente medida durante a irradiação (menor que 0,5% e normalmente do mesmo sinal).

A dosimetria com câmaras de ionização também requer a aplicação de vários fatores de correção. Alguns destes fatores podem ser tirados de tabelas na literatura, outros têm de ser determinados para uma combinação particular de câmara-eletrômetro e para uma certa qualidade da radiação.

O campo elétrico máximo que pode ser aplicado à câmara é limitado pelo início do fenômeno de ionização por colisão. Dependendo do projeto da câmara e da intensidade de ionização, uma certa quantidade de perda de íons por recombinação pode ser esperada. Especialmente a uma intensidade de ionização muito alta, tal como é possível no caso de feixes pulsados, podem ocorrer perdas significantes de carga por recombinação, até mesmo nas tensões máximas possíveis na câmara. Sob estas condições, devem ser aplicadas correções para as perdas por recombinação. A eficiência de coleção, f , definida como a razão entre a corrente medida com uma câmara de ionização, I , operando em determinadas condições, e a corrente de saturação “ideal”, I_{sat} , pode ser determinada por cálculo ou experimentalmente [1]. O inverso de f fornece o fator de correção para recombinação iônica. Sempre que possível, a tensão na

câmara deve ser ajustada para se ter menos que 1% de perdas, isto é, eficiência de coleção melhor que 99%.

Às vezes, para uma dada ionização, a carga iônica coletada por uma câmara de ionização muda em magnitude quando a polaridade da tensão é invertida. Há muitas causas possíveis de tais efeitos de polaridade, alguns dos quais foram examinados por Boag [1]. Os efeitos de polaridade podem ser corrigidos medindo-se a carga com os valores máximos permitidos de tensão de polarização positiva e negativa aplicada à câmara e tomando-se a média como a medição corrigida.

O número de pares de íons formados por unidade de caminho percorrido é uma função da densidade do gás em uma câmara de ionização. Portanto, em câmaras não seladas, devem ser feitas correções no valor da corrente de ionização para temperatura e pressão ambientais em relação a valores de referência, quando o alcance da radiação primária for maior que as dimensões da câmara. O fator de correção k_{TP} para as condições de referência de temperatura e pressão, isto é, 20°C e 101,3 kPa, pode ser determinado por

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{293,2} \right) \times \left(\frac{101,3}{P} \right) \quad (1)$$

onde P é a pressão em kPa e T é a temperatura em °C.

O objetivo nesta aula prática é testar as características operacionais de corrente de fuga, estabilidade a curto prazo, saturação, eficiência de coleção e efeitos de polaridade de um dosímetro clínico.

Materiais

Câmara de ionização cilíndrica, eletrômetro digital, fonte de ^{90}Sr armazenada em blindagem adequada, termômetro e barômetro.

Procedimento experimental

Faça dez medições sucessivas da corrente de ionização produzida na câmara de ionização exposta à fonte de ^{90}Sr . A câmara de ionização deve ser completamente removida da blindagem e recolocada entre uma medição e outra.

Como a câmara de ionização utilizada não é selada, devem ser feitas correções no valor da leitura para temperatura e pressões ambientais em relação a valores de referência.

A corrente de fuga sem irradiação pode ser determinada aplicando-se a tensão de polarização à câmara e medindo-se a carga (sem irradiação) por 20 min (ou menos).

Faça medições da corrente de ionização produzida na câmara de ionização exposta à fonte de ^{90}Sr variando-se a tensão de polarização positiva aplicada. Registre a tensão de polarização e a respectiva corrente de ionização.

Quando atingir a tensão de polarização máxima meça a corrente de ionização nas polaridades positiva e negativa.

Análise dos dados e relatório

Expresse a repetitividade em função do desvio padrão porcentual das dez medições sucessivas. A corrente de fuga deve ser expressa como uma porcentagem da corrente de ionização produzida quando a câmara foi exposta à fonte de ^{90}Sr .

Faça um gráfico da corrente de ionização medida (I) em função da tensão de polarização aplicada (V), isto é, a curva de saturação da câmara de ionização, e discuta o resultado.

A eficiência de coleção (f) pode ser determinada experimentalmente obtendo-se um gráfico do inverso da corrente de ionização medida ($1/I$) em função do inverso do quadrado da tensão de polarização ($1/V^2$). A corrente de saturação “ideal” (I_{sat}) é então determinada extrapolando-se a curva para a tensão de polarização infinita ($1/V^2 = 0$).

Faça um gráfico de $1/I$ em função de $1/V^2$ para valores de V na região de saturação e determine a corrente de saturação “ideal” I_{sat} por regressão linear.

Um método simplificado para o cálculo de f , válido para o intervalo $0,7 < f < 1,0$, é o chamado método das duas tensões. Este método consiste na determinação das correntes de ionização, I_1 e I_2 , em dois valores de tensão de polarização distintos, V_1 e V_2 , respectivamente. A eficiência de coleção f_1 na tensão de polarização V_1 é dada por:

$$f_1 = \frac{I_1}{I_{\text{sat}}} = \frac{(V_1/V_2)^2 - I_1/I_2}{(V_1/V_2)^2 - 1}. \quad (2)$$

Assim, a corrente de saturação “ideal” é então $I_{\text{sat}} = I_1/f_1$.

Para verificar a acurácia do método das duas tensões, determine I_{sat} a partir de vários pares diferentes de medições de V_1, I_1 e V_2, I_2 . Compare os resultados com o valor determinado por regressão linear.

Determine a razão entre os módulos da corrente de ionização positiva e negativa com os valores máximos de tensão de polarização positiva e negativa. Discuta os efeitos de polaridade. O fator de correção para efeitos de polaridade é dado por

$$k_{\text{pol}} = \frac{|I_+| + |I_-|}{2I}, \quad (3)$$

onde I_+ e I_- são as correntes de ionização obtidas nas polaridades positiva e negativa, respectivamente, e I é a corrente de ionização obtida com a polaridade utilizada rotineiramente (positiva ou negativa).

Câmaras de ionização são descritas com a omissão de muitos detalhes por Knoll[2]. Descrições mais específicas de projetos e construções de câmaras são incluídas em vários textos, como por exemplo, Price [3] e Boag [1]. Outros textos úteis sobre câmaras de ionização são de Johns e Cunningham [4] e Rajan [5].

Bibliografia

- [1] BOAG, J. W. Ionization chambers. In: KASE, K. R.; BJÄRNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. (Ed.). *The dosimetry of ionizing radiation*. Orlando, FL: Academic, 1987. v. 2. p. 169–243.
- [2] KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement*. 4. ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2010.
- [3] PRICE, W. J. *Nuclear radiation detection*. 2. ed. New York, NY: McGraw-Hill, 1964.
- [4] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 4. ed. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1983.
- [5] RAJAN, K. N. G. *Advanced medical radiation dosimetry*. New Delhi: Prentice-Hall of India, 1992.