

DETERMINAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO ANÓDICA NA PRODUÇÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO X

Flávio Augusto Penna Soares,¹ Maria Eduarda Fernandes da Costa,² Bianca de Freitas³

^{1,2,3} Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Santa Catarina/Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços

¹flavio@ifsc.edu.br

Palavras-Chave: Raios X, Proteção Radiológica, Ângulo Anódico.

INTRODUÇÃO

A utilização da radiação ionizante na área médica vem sendo utilizada a mais de cem anos. A radiologia convencional é o método mais antigo de aquisição de imagem para fins diagnósticos. Contudo, apesar do avanço científico e tecnológico com o decorrer dos anos, ainda há uma escolha empírica pelos técnicos e tecnólogos das variáveis elétricas que determinam a produção da radiação.

O empirismo nessa área não deve ser descartado, pois a experiência dos profissionais está agregada ao método de escolha em função das características de cada paciente. Entretanto, há variáveis que influenciam diretamente na dose entregue ao paciente e, conseqüentemente, está ligado aos danos biológicos da radiação. Tratando-se de dados, nossa legislação ampara os pacientes, os profissionais e o público em geral em relação à diminuição desses danos. A Portaria 453/98 apresenta três princípios de radioproteção, e entre eles está o da otimização – o uso da dose mínima possível de radiação para realização de imagens com qualidade (BRASIL, 1998).

Em alguns serviços de radiodiagnóstico, encontramos mais de uma sala de exames com equipamentos de marcas diferentes, dessa forma as variáveis utilizadas em cada equipamento podem ser diferentes. Isso leva a um empirismo ainda maior, visto que deverão ser selecionados parâmetros diferenciados em cada equipamento.

Uma dessas variáveis é o ângulo anódico, inclinação do alvo metálico que produz a radiação, em relação ao plano da mesa. Essa inclinação é responsável pelo chamado efeito anódico, que consiste em atenuar parcialmente o feixe de radiação produzido no sentido longitudinal da mesa de exames, deformando a intensidade de radiação. Isso faz com que a intensidade do feixe seja máxima do lado catódico e reduza até o ânodo. No entanto, esse efeito também gera radiação espalhada, que por envolver fótons de baixa energia – com maior interação com os tecidos – aumenta a probabilidade do efeito biológico da radiação. O presente estudo busca compreender quantitativamente a influência do ângulo nesta deformação do feixe, uma vez que já se sabe qualitativamente que ângulos maiores produzem menor efeito anódico. Para expressar com exatidão, serão elaboradas equações simples que permitam a correlação entre valores de ângulo com valores de Kerma no ar.

METODOLOGIA

O trabalho de pesquisa apresentado é de caráter quantitativo. Para a delimitação dos dados a serem analisados, primeiramente utilizou-se o método de revisão integrativa de dados. Então os dados a serem estudados foram as variáveis elétricas e técnicas.

Os dados foram coletados de um software do Ipe (1997), que armazena diferentes valores de energia

média dos fótons, Kerma no ar e camada semirredutora. Esses valores são fornecidos a partir da escolha de tensão, ângulo, ondulação da tensão (ripple), alvo anódico, espessura de filtração e seu material.

Foram gerados espectros para todos os possíveis valores de ângulo, que representa uma faixa entre 6 e 16 graus. Para cada valor de ângulo foram selecionados valores permutáveis de tensão em uma faixa de 40 a 120 kVp; e ripple que variou de 0% a 30%. Em todos os espectros, foi utilizado alvo de tungstênio e espessura de 1 mm Al.

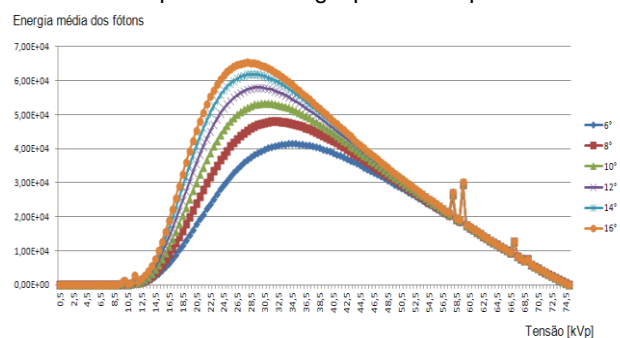
Com a obtenção desses valores de Kerma no ar e energia média dos fótons, foram montados gráficos para análise do comportamento das relações. Logo foi feita a compilação dos dados para que, por meio de recursos matemáticos, fossem estabelecidas as equações.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a geração dos espectros, os dados foram compilados e organizados de forma que se viabilizasse a análise. Dividimos os dados adquiridos em diferentes grupos, para propiciar o estudo.

A primeira etapa foi verificar a diferença da energia média do fóton para cada valor de ângulo fornecido pelo software. Para isso, selecionamos algumas tensões, e elaboramos um gráfico para cada valor estipulado. Todos com a ondulação da tensão fixa em 0%, com filtração de alumínio de 1 mm, e a 750 mm de distância da fonte. A relação pode ser visualizada no Gráfico 1, logo abaixo.

Gráfico 1 – Espectro da energia para 75 kVp

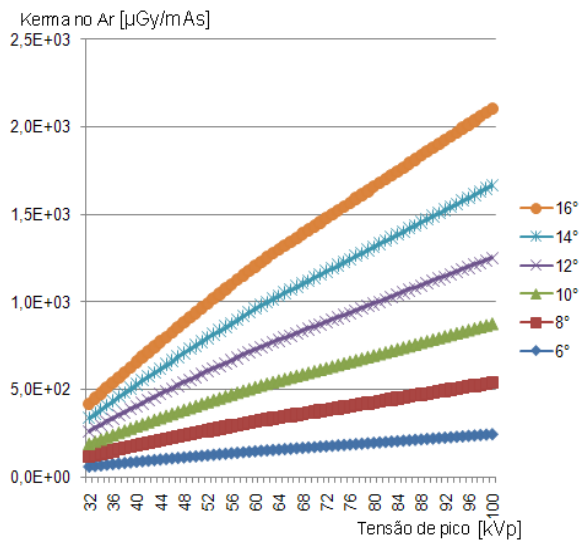


Observando a diferença entre as energias, podemos afirmar que quanto maior for o ângulo, maior será a energia na faixa de baixa tensão. E essa faixa de energia não contribui para a formação da imagem, pois a tensão selecionada é referente a uma maior faixa de energia, logo só servirá para aumentar os borrões na imagem e a dose no paciente.

Logo a meta foi estabelecer a relação entre o kerma no ar e a tensão de pico, para cada valor de ângulo anódico possível; para tal foi selecionada a opção sem ondulação de tensão, filtração de alumínio de 1 mm de espessura, com uma distância de 750 mm da fonte de radiação. Os dados foram colocados em gráficos a fim de visualizar a

tendência de comportamento das relações. Desse modo, foi possível determinar uma linha de tendência e, a partir dela, desenvolver a relação matemática adequada, como podemos observar no Gráfico 2.

Gráfico 2 – Kerma versus tensão



Com o gráfico que relaciona o Kerma no ar e a tensão de pico, podemos observar que a dose no paciente vai aumentar conforme o aumento do ângulo anódico; e esse aumento será mais significativo com tensões de pico maiores.

E a partir da verificação da linha de tendência das curvas acima (Gráfico 2), encontramos equações que formaram curvas muito similares à formada pelos valores reais. As equações, para 0% de ripple, estão dispostas abaixo, conforme o ângulo.

$$K_6(V) = 164,3 \ln(V) - 519,9$$

$$K_8(V) = 201,3 \ln(V) - 646,9$$

$$K_{10}(V) = 235,6 \ln(V) - 763,2$$

$$K_{12}(V) = 266,5 \ln(V) - 869,3$$

$$K_{14}(V) = 294,9 \ln(V) - 968,0$$

$$K_{16}(V) = 321,5 \ln(V) - 1060$$

Onde:

$K_x(V)$ = KERMA no ar [μ Gy/mAs]

V = tensão de pico [kVp]

Observando as equações, visualizamos que a relação entre as variáveis Kerma no ar e tensão de pico é logarítmica, o que confere com as curvas de comportamento do Gráfico 2.

CONCLUSÃO

Com a análise das equações encontradas, é possível estabelecer uma relação na qual o ângulo pode ser acrescentado como variável, na própria relação matemática. Isso trará como benefício a determinação exata de quanto aumentar ou diminuir a tensão selecionada de acordo com a angulação do equipamento utilizado.

As curvas formadas pelas equações são similares, porém praticamente idênticas às curvas formadas pelos valores do software. Pode-se afirmar a credibilidade das equações já que o erro foi abaixo de 1% para todas elas.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a instituição financiadora, que propiciou a bolsa de pesquisa pelo edital interno (PIP-CIT) e, a partir disso, foram possíveis as horas de dedicação à pesquisa e análise dos dados. O agradecimento também vai aos colegas pesquisadores que auxiliaram nas horas dedicadas à pesquisa e elaboração das publicações.

REFERÊNCIAS

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Portaria nº 453/98**, de 1/6/1998. Diário Oficial da União, Brasília; 2 de junho de 1998.

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. **Catalogue of diagnostic X-ray spectra & other data. IPEM Report 78** (Bristol: Institute of Physics), ISBN 0904 181 89 8 (1997)

PIRES, J. S. J. **Avaliação da Grandeza Tensão de Pico Prática em Equipamentos Clínicos Utilizados em Radiodiagnóstico**. Dissertação de Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear, Autarquia associada a Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

SOARES, F. A. P. **Produção de raios X em ampolas radiográficas: estudo do tomógrafo computadorizado do hospital regional de São José/SC**. 2006. 102f. Dissertação do Doutorado em Física Experimental, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.