UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FEEC – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO ELETRÔNICO PARA DETERMINAÇÃO DE CAMADA SEMI-REDUTORA EM FEIXE DE RAIOS-X DIAGNÓSTICO

DANIEL MASSARO ONUSIC

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Adelaide de Almeida (FFCLRP/USP Ribeirão Preto) Profa. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (FEEC/UNICAMP) Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa (FEEC/UNICAMP)

Campinas - SP

Julho de 2005

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

On9c	Onusic, Daniel Massaro Construção de um dispositivo eletrônico para determinação de camada semi-redutora em feixe de raios-x diagnóstico / Daniel Massaro OnusicCampinas, SP: [s.n.], 2005.
	Orientador: Sérgio Santos Mühlen Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.
	1. Raios X. 2. Radiação - Dosimetria. 3. Fotoresistor. 4. Antraceno. I.Mühlen, Sérgio Santos. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.
Titulo e	RMS-BAE em Inglês: Construction and the validation tests of an electronic device able to measure the balf value layer in diagnostic X-ray bea

ams Palavras-chave em Inglês: X Ray, Radiation monitoring, Photo electric cells e Anthracene

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica Banca examinadora: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, Eduardo Tavares Costa

Data da defesa: 28/07/2005

AGRADECIMENTOS

Agradeço meu orientador Prof^{or}. Sérgio Santos Mühlen pela confiança, ensinamento, incentivo e trabalho dedicado;

Aos físicos Antonio Carlos Alexandre e Rita Elaine Franciscato Côrte pela amizade, respeito, dedicação e auxílio no desenvolvimento do projeto;

Ao engenheiro de eletrônica Sergio Paulo Moura pela elaboração dos circuitos eletrônicos envolvidos no projeto;

Ao físico José Renato de Oliveira Rocha pelas sugestões sobre o uso do antraceno na confecção do transdutor;

À física Rosângela Franco Coelho pelo incentivo e apoio na conclusão desse trabalho;

À Prof^{ora}. Adelaide de Almeida por ter aceitado fazer parte da banca deste trabalho;

Ao colega Rodrigo Augusto Rubo por ter disponibilizado as informações de seu trabalho sobre dosimetria com Antraceno.

Aos colegas de trabalho, Jorge, Fortes e Aldo pelo convívio e a grande amizade criada;

Aos amigos, Alexsandro C. de Paula e Igor L. Freire pelos momentos de desespero, alegria e por compartilharem o conhecimento durante a nossa graduação;

Aos amigos, César (Tupã), Daniel Albiero e Fabrício R. S. P. pelas festas, repúblicas, viagens e todas as cervejadas;

Aos meus pais, José Aparecido Onusic e Rute Massaro Onusic por acreditarem em mim e me incentivarem até mesmo quando eu não tinha mais forças para continuar;

Aos meus irmãos, Luciana, Alexandre e Gustavo Massaro Onusic pela família maravilhosa que eu tenho;

A minha esposa, agora Sra. Cláudia de Aguiar Picinato Onusic pelo carinho, compreensão e confiança dedicada;

Agradeço sinceramente a todos que estiveram comigo e que de forma direta ou indireta contribuíram para a conclusão desse trabalho;

À CAPES, pelo apoio financeiro;

Ao CEB, por me receber com respeito e atenção como aluno e agora como funcionário;

À UNICAMP pela realização profissional;

A DEUS, pelos desafios e pela vida.

SUMÁRIO

LIS	STA DE FIGURAS	03
RE	ESUMO	05
AE	3STRACT	05
1.	INTRODUÇÃO	06
	1.1. Aspectos Teóricos	06
	1.2. Produção de raios-X (efeito bremmstrahlung)	08
	1.3. Medida da Camada Semi-Redutora pelo Método Convencional	10
	1.3.1. Definição de Camada Semi-Redutora.(CSR)	10
	1.3.2. Efeito do Espalhamento na Medida da CSR	11
	1.3.3. Efeito do Detector na Medida da CSR	12
2.	OBJETIVOS	14
3.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
	3.1. Interação da Radiação com a Matéria	15
	3.2. Unidades da Radiação Ionizante	16
	3.2.1. Exposição	16
	3.3. Dose "Build-Up" e Equilíbrio Eletrônico	17
	3.4. Câmara de Ionização	18
	3.5. Uniformidade do Campo de Raios-X (Efeito Anódico)	18
	3.6. Sistema de Detecção	20
	3.7. Antraceno	21
	3.8. Fotoresistor	26
	3.9. Fotodiodo	27
4.	MATERIAL E MÉTODOS	28

	4.1.	Sensor Construído com Fotodiodo e Antraceno	28
	4.2.	Sensor Construído com Fotoresistor e Antraceno	29
	4.3.	Preparação do Antraceno	30
	4.4.	Dependência Angular do Sensor de Antraceno	31
	4.5.	Confecção do Sensor de Antraceno	31
	4.6.	Dependência do Sinal com o Volume de Antraceno	32
	4.7.	Desenvolvimento do Circuito de Leitura do Sinal do Sensor de Antraceno	32
	4.8.	Caracterização do Sensor de Antraceno	33
	4.9.	Montagem do Circuito de Retenção da Tensão de Pico Multicanal	35
	4.10	Montagem do Transdutor de Antraceno (tipo "array")	37
	4.11	Caracterização do Transdutor de Antraceno	38
	4.12	. Determinação da CSR de Feixe de Raios-X com Câmara de Ionização	е
		Transdutor de Antraceno	40
5.	RES	ULTADOS	42
	5.1.	Curvas de Caracterização do Sensor de Antraceno	42
	5.2.	Curvas de Caracterização do Transdutor	43
	5.3.	Curvas de Atenuação e Determinação da CSR de Feixe de Raios-X co	m
		Câmara de Ionização e Transdutor de Antraceno	44
6.	DISC	CUSSÃO	48
	6.1.	Transdutor Construído com Fotodiodo	48
	6.2.	Transdutor Construído com Fotoresistor	48
7.	CON	ICLUSÕES	51
8.	REF	ERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52
AF	PÊND	ICE 1 Cuidados para Manusear o Cintilador Antraceno	53
AF	ÊND	ICE 2 Característica da Câmara de Ionização	55
AF	ÊND	ICE 3 Foto Ilustrativa do Protótipo (com o transdutor)	57
AF	ÊND	ICE 4 Tabela de Dados	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Curvas de espectros obtidos de tubos de raios-X	07
Figura 02 – Esquema de produção de raios-X	09
Figura 03 – Arranjo típico para medição da CSR	11
Figura 04 – Efeito do espalhamento na medida da CSR'	12
Figura 05 – Ilustração do efeito anódico em tubos de raios-X	20
Figura 06 – Níveis de energia de uma molécula orgânica com uma estrutura π -elétr	on
	23
Figura 07 – Fluorescência do antraceno em função da energia dos elétro	ns
irradiados	25
Figura 08 – Ilustrações do fotodiodo Silonex, SLD-70BG2	28
Figura 09 – Resposta espectral do fotodiodo Silonex, SLD-70BG2	29
Figura 10 – Ilustrações do fotoresistor Silonex NORPS-12	30
Figura 11 – Resposta espectral para diversos tipos de fotoresistores da Silonex	30
Figura 12 – Ilustração da montagem do sensor: fotoresistor e antraceno	32
Figura 13 – Diagrama esquemático da montagem experimental	34
Figura 14 – Esquema eletrônico do equipamento completo	36
Figura 15 – Detalhes da montagem do transdutor	38
Figura 16 – Arranjo experimental para caracterização do transdutor construído	39
Figura 17 – Nova configuração do transdutor, com o distanciamento entre filtros	; e
sensores	41
Figura 18 – Gráfico do comportamento elétrico do sensor em função da variação	da
exposição ao feixe de raios-X	42
Figura 19 – Gráfico da resposta do transdutor em função da variação da exposiç	ão
ao feixe de raios-X	43
Figura 20 – Curvas de atenuação e valor comparativo entre câmara de ionização e	9 O E
protótipo construído para exposição a 50 kVp	44
Figura 21 – Curvas de atenuação e valor comparativo entre câmara de ionização e	9 O E
protótipo construído para exposição a 70 kVp	45

RESUMO

Este trabalho descreve a construção de um dispositivo eletrônico para medição de camada semi-redutora em feixes de raios-X de aparelhos de radiodiagnóstico. O dispositivo faz uso de um transdutor constituído por três sensores que utilizam o efeito fotoluminescente do cintilador orgânico antraceno. O sinal luminoso, proporcional à radiação incidente, sensibiliza três fotoresistores que fazem parte de um circuito eletrônico de aquisição e registro de medida. Além das características adequadas de sensibilidade e dependência energética do transdutor construído, é desejável que apresente baixo custo em relação aos transdutores tradicionais. Os resultados obtidos com os protótipos já caracterizados demonstraram a sua viabilidade e encorajam a sua utilização em serviços de campo.

Palavras-chave: Camada semi-redutora, raios-X, antraceno, fotoresistor.

ABSTRACT

This work describes the construction and the validation tests of an electronic device able to measure the half value layer in diagnostic X-ray beams. The device utilizes a transducer assembled with three sensors using the photoluminescence of the organic scintillator anthracene. The light signal, proportional to the incident radiation, reaches three photo resistors that are part of the electronic acquisition circuitry and measurement register. Besides adequate features of sensitivity and energy response, it is expected that the assembled transducer present low cost compared to the conventional measurement devices. The results obtained with the characterized prototypes have shown their feasibility and encouraged their use in field services.

Key words: Half value layer, X-ray, anthracene, photo resistor.

1. INTRODUÇÃO

1.1. Aspectos Teóricos

A qualidade de um feixe de raios-X diagnóstico é avaliada através do valor de sua camada semi-redutora (CSR), expressa em milímetros de alumínio. O método convencional para obtenção desse valor possui limitações inerentes à baixa reprodutibilidade de exposição de alguns aparelhos de raios-X.

A atual legislação do país (Portaria MS-453 de 01/06/1998) estabelece limites para o valor de camada semi-redutora, e determina que o valor medido esteja à disposição dos órgãos de fiscalização (vigilâncias sanitárias) [Ministério da Saúde, 1998]. Esta realidade motivou o estudo da viabilidade de um novo método para avaliação da qualidade de feixes de raios-X através da medida da CRS, considerando aspectos econômicos, práticos e a exatidão do valor obtido.

Até o presente momento não foram encontrados na literatura métodos alternativos ou qualquer equipamento eletrônico que se distinguisse do método convencional. As dificuldades de obtenção do valor de CRS em aparelhos de raios-X com baixa reprodutibilidade de exposição e a ausência de metodologia alternativa encorajaram a busca de um novo método de medição.

A importância dada à qualidade de um feixe de raios-X diagnóstico está vinculada à dose de radiação recebida pelo paciente, que pode (deve) ser reduzida sem perda de informações para a imagem radiográfica. "As exposições ocupacionais e as exposições do público decorrentes de radiodiagnóstico devem ser otimizadas a um valor tão baixo quanto exeqüível" (Portaria MS-453/98).

Na radiologia diagnóstica o feixe de raios-X é composto por fótons de diversos comprimentos de onda (diferentes energias). Os fótons de baixa energia não contribuem para a imagem diagnóstica, uma vez que não são capazes de atravessar os tecidos do paciente e sensibilizar um sistema de detecção; no entanto é possível que produzam danos biológicos, principalmente à pele do paciente. Assim, é necessário que filtros atenuadores sejam adicionados aos feixes de raios-X de modo

a eliminar a porção indesejada do espectro de radiação, uma vez que a produção de fótons de baixa energia é inevitável na maioria dos equipamentos. A distribuição espectral dos raios-X filtrados define a qualidade do feixe, como ilustrado na figura 01. Para avaliação da qualidade do feixe usa-se como referência o valor de camada semi-redutora em um material padrão (alumínio) para um determinado potencial de excitação do tubo de raios-X [Wolbarst, 1993].



Figura 01 – Curvas D, E, F: espectros gerados com potencial de 80 kV sem filtro, e com filtros de 0,026 mm e 0,052 mm de tungstênio respectivamente [modificado de Johns e Cunninghan, 1977]. A adição de filtros atenuadores no feixe causa o estreitamento do espectro de energias dos raios-X.

O espectro de raios-X é decorrente da forma como o feixe é produzido e filtrado. Em tubos de raios-X diagnóstico, os raios-X são produzidos por efeito *bremsstrahlung* e radiação característica (como será visto adiante), e possuem

filtração inerente decorrente das barreiras que formam as próprias estruturas do tubo de raios-X (por exemplo: o vidro da ampola e o sistema de colimação).

Como mencionado anteriormente, a determinação da camada semi-redutora (CSR) do feixe de raios-X em radiodiagnóstico é um procedimento exigido por lei. A CSR é definida como a espessura de um filtro necessária para reduzir a intensidade original do feixe de raios-X pela metade; é geralmente expressa em milímetros de alumínio (mmAl), e está relacionada com a energia efetiva do feixe de raios-X [Johns e Cunninghan, 1977]. A energia efetiva de um feixe de raios-X policromático é igual à energia dos fótons de um feixe monocromático que possui a mesma característica de atenuação de um material de referência (tipicamente alumínio) [Wolbarst, 1993]. Dessa forma, a CSR caracteriza o feixe de raios-X que está sendo utilizado para a aquisição da imagem radiográfica. Essa medida é realizada de forma convencional, com dispositivos que utilizam câmaras de ionização e um conjunto de lâminas de alumínio (filtros). No Brasil a Portaria MS-453/98 exige que os aparelhos de radiodiagnóstico médico trifásicos apresentem uma CSR ≥ 2,3 mmAl para uma tensão aplicada ao tubo de 70 kVp; para os aparelhos bifásicos nas mesmas condições, o valor de CSR esperado deve ser $\geq 2,1$ mmAl [Ministério da Saúde, 1998].

Para compreensão dos processos que envolvem a obtenção do valor da camada semi-redutora, a seguir é feita uma breve apresentação dos conceitos físicos de produção de raios-X e da metodologia de medida da CSR.

1.2. Produção de Raios-X (efeito bremsstrahlung)

O funcionamento dos tubos de raios-X pode ser descrito pelo esquema da figura 02. A passagem de corrente pelo filamento aquece o cátodo, dando origem a uma nuvem de elétrons por efeito termoiônico. Esses elétrons serão acelerados em direção ao anodo por uma tensão elétrica aplicada pelo gerador de alta tensão.

Quando elétrons acelerados se aproximam dos átomos do alvo, existe uma repulsão entre elétrons e a nuvem eletrônica do alvo. Neste tipo de interação, os

elétrons são desviados de sua trajetória com perda de energia. Os elétrons sofrem deflexões, produzindo ionizações e calor. Ao passar próximo ao núcleo, o elétron experimenta uma forte variação do vetor velocidade e irradia energia na forma de fótons-X, proporcional ao quadrado da sua aceleração (efeito bremsstrahlung). De modo menos fregüente o elétron pode perder toda sua energia numa única interação, produzindo um fóton-X de máxima energia equivalente à sua energia cinética. Como os elétrons acelerados podem passar perto (ou não) do núcleo dos átomos do alvo, a radiação eletromagnética produzida poderá assumir qualquer valor desde quase zero, até um valor máximo dado pela energia do elétron, o que dá origem a um espectro contínuo de raios-X. Além desse espectro, há também um espectro de linhas (superposto ao contínuo) proveniente da interação com elétrons orbitais dos átomos alvo. Quando elétrons do feixe (ou fótons produzidos no alvo), removerem elétrons de camadas mais internas dos átomos do alvo, haverá uma ionização e estes átomos ionizados voltam ao seu estado normal, preenchendo a vaga criada pelo elétron ejetado, com elétrons mais externos e assim por diante, até que todas as vagas sejam preenchidas. Acompanhando este arranjo, aparece a emissão de radiação característica na forma de espectro de linhas.





Os raios-X liberados no anodo saem pela janela do tubo de raios-X, sendo em seguida filtrados e colimados, seguindo em direção ao paciente.

As curvas de distribuição espectral de um feixe de raios-X, como as

exemplificadas na figura 01, são obtidas em laboratórios por espectroscopia. Não é possível realizar esse processo em aparelhos de raios-X em funcionamento para uso diagnóstico, uma vez que estes geram exposições superiores ao limite de saturação dos detectores utilizados nos equipamentos de espectroscopia. Uma solução seria reduzir a exposição aumentando a distância dos detectores em relação à fonte, mas isso não é possível devido às dimensões das salas de radiologia [Johns e Cunninghan, 1977].

1.3. Medida da Camada Semi-Redutora pelo Método Convencional

1.3.1. Definição de Camada Semi-Redutora

A CSR é definida como a espessura de um material atenuador (tipicamente alumínio) necessária para reduzir a intensidade original do feixe de raios-X pela metade. A CSR de um feixe de raios-X diagnóstico é obtida pela medição da variação da intensidade do feixe, resultado da interposição de uma série de atenuadores com diferentes espessuras [Johns e Cunninghan, 1977]. O arranjo experimental para medição da CSR está esquematizado na figura 03. Essa medição é geralmente realizada com dispositivos que utilizam câmaras de ionização e um conjunto de lâminas de alumínio (filtros com pureza acima de 99%) com dimensões laterais de 10 cm, e espessuras 0,1 mm, 0,2 mm, 0,5 mm, 1,0 mm e 2,0 mm. A intensidade do feixe de raios-X (exposição) deve ser determinada para uma série de diferentes lâminas de alumínio, enquanto a tensão ânodo-cátodo (kVp) e a corrente anódica (mA) selecionadas no aparelho de raios-X devem permanecer constantes. O procedimento consiste em realizar uma exposição de raios-X sem qualquer atenuador e registrar o valor obtido (intensidade inicial). Em seguida colocar uma lâmina de alumínio e medir a intensidade da nova exposição. Repete-se este procedimento variando-se a espessura das lâminas de alumínio até encontrar a combinação cuja atenuação melhor se aproxime da metade da intensidade inicial do feixe.

Os valores obtidos constituem pontos de uma curva de atenuação exponencial

onde o valor para a metade da intensidade inicial deve ser obtido pela interpolação dos valores de exposição de cada filtro (cada espessura de alumínio).

A geometria do arranjo experimental é extremamente importante e será discutida a seguir.



Figura 03 – Arranjo típico para medição da CSR.

1.3.2. Efeito do Espalhamento na medida da Camada Semi-Redutora

Na medição da CSR, os fótons de raios-X que sofrem espalhamento (mudança de trajetória) devido à interação com os filtros de alumínio, não devem ser contabilizados pelo detector de radiação, pois se considera que eles sofreram atenuação. A CSR consiste na redução (atenuação) da intensidade do feixe em uma área definida. Devido ao ângulo sólido de espalhamento, esses fótons espalhados podem variar a intensidade do feixe (quantidade de fótons por área) em função da distância entre o plano de interação com o filtro e a área de detecção. Se o arranjo experimental for tal que o detector fique muito próximo às lâminas de alumínio, com o tamanho do campo de raios-X muito superior à área do detector, haverá uma contribuição significativa dos fótons espalhados pelo atenuador sobre o detector (figura 04). Como conseqüência disso o valor de CSR será maior que o valor

esperado. Sem o uso do atenuador (intensidade inicial) o detector será sensibilizado apenas pelo cone de radiação cuja superfície coincide com a sua área, independente do campo de radiação ser maior. Mas quando um filtro de alumínio é inserido, a radiação espalhada também atingirá o detector resultando em um valor de intensidade maior que o real. Isto irá fazer com que a CSR medida seja maior que a esperada. A radiação espalhada deve, então, ser evitada, corrigindo a colimação do campo de raios-X sobre o detector e a geometria do arranjo de medição.



Figura 04 – Efeito do espalhamento na medida da CSR.

1.3.3. Efeito do detector na medida da CSR

Durante o processo de medição da CSR, o espectro de energia dos fótons emitidos pelos tubos de raios-X é modificado, à medida que os filtros são introduzidos no feixe. Isso ocorre porque estão sendo retirados os fótons de baixa energia. Logo, uma característica desejável do detector é que este seja pouco sensível às variações do espectro, ou seja, que a eficiência na detecção independa da energia do espectro de raios-X. Além disso, como em qualquer instrumento de

medição, é desejável boa reprodutibilidade de medida e uma sensibilidade tal que produza um sinal facilmente mensurável para as taxas de exposição usuais em radiodiagnóstico [Johns e Cunninghan, 1977].

2. OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo a construção de um dispositivo de testes portátil, capaz de medir a camada semi-redutora de feixes de raios-X diagnósticos (independente da reprodutibilidade da exposição da fonte de raios-X), de baixo custo e satisfazendo, na medida do possível, as seguintes características:

É desejável que o transdutor de radiação ionizante construído apresente resposta análoga aos transdutores adotados como padrão para a medida de exposição de raios-X e tenha dimensões físicas e custos inferiores.

Espera-se que o transdutor responda às diferentes energias de um feixe de raios-X do mesmo modo que uma câmara de ionização.

O dispositivo deverá ser de fácil construção e montagem, viabilizando a sua produção em escala, para uso de rotina em diferentes localidades.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:

Aparelhos de raios-X cujos parâmetros de exposição não se mantenham constantes (baixa reprodutibilidade) tornam a medida da CSR inexata, uma vez que o procedimento consiste de uma série de exposições com a mesma programação de intensidade do feixe. Como solução, este trabalho propõe a construção de um dispositivo eletrônico capaz de obter todas as informações necessárias para o cálculo da CSR em uma única exposição de raios-X.

O método convencional de obtenção do valor da CSR necessita que sejam feitas ao menos três exposições de raios-X. A primeira para obter a intensidade inicial do feixe sem filtração e as duas outras, utilizando filtros de alumínio de modo a intercalar as exposições de valor pouco superior e pouco inferior à metade da intensidade inicial.

Para reduzir a medição a uma única exposição de raios-X sem perda de informação, o novo dispositivo deve ser um sistema com três sensores adjacentes, onde dois deles possuem filtros de alumínio de espessuras diferentes e o terceiro é usado para obter o valor de exposição sem filtração. Com essa configuração é possível obter todas as informações necessárias para determinar a CSR do feixe de raios-X.

A construção de transdutores que atendam aos requisitos necessários para o desenvolvimento desse trabalho depende do conhecimento dos processos físicos, metodológicos e construtivos envolvidos na medição da intensidade do feixe de raios-X, como será visto a seguir.

3.1. Interação da Radiação com a Matéria

A interação da radiação ionizante (feixe de raios-X) com a matéria resulta na transferência de energia dos fótons incidentes para o meio através da ejeção de elétrons dos átomos do material alvo. Esses elétrons transferem a energia recebida, produzindo outras ionizações e excitações nos átomos ao longo de seu trajeto no

meio. Pode-se discriminar quatro formas de interação da radiação ionizante com a matéria que terão relevância para o detector a ser construído:

Espalhamento Coerente

Este é um tipo de interação onde um fóton-X que atravessa a matéria é desviado de sua trajetória inicial sem perda de energia. Não há, portanto, transferência de energia para o meio.

Efeito Fotoelétrico

Neste processo o fóton interage com um átomo do material alvo arrancando um elétron das camadas mais internas (geralmente das camadas K, L ou M). Para que a interação ocorra é necessário que a energia do fóton incidente seja igual ou superior à energia de ligação do elétron. O fóton desaparece completamente e o elétron salta de sua órbita com alguma energia cinética resultante da interação. Como o processo envolve elétrons ligados, ele vai depender do número atômico (Z) do material absorvedor.

Espalhamento Comptom

Na colisão Comptom um fóton colide com um elétron das camadas mais externas do átomo. O processo resulta na emissão de um fóton com menor energia e na remoção do elétron. Este processo envolve elétrons fracamente ligados, portanto independe do número atômico (Z), mas depende da densidade do material.

3.2. Unidades de Medida da Radiação Ionizante

3.2.1. Exposição

É uma grandeza que caracteriza um feixe de radiação ionizante (raios-X, raios-γ, etc.) através da quantidade de cargas elétricas produzidas por ionização no ar, por unidade de massa de ar, ou seja, é a soma total dos íons de um só sinal produzido pelos elétrons liberados pelos fótons incidentes num volume de ar de

massa *dm* até que estes sejam totalmente freados neste volume, sendo dada pela relação abaixo [Johns e Cunninghan, 1977]:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{1}$$

onde: X é a exposição [röentgen, R],

Q é a quantidade de cargas elétricas [C],

m é a massa de ar [kg].

A unidade de exposição é o röentgen, $1R = 2,58 \cdot 10^{-4}$ C/kg [Johns e Cunninghan, 1977]. No sistema internacional usa-se como unidade de exposição o valor de cargas por unidade de massa de ar (coulomb/quilograma, C/kg). As medidas e resultados deste trabalho são expressos na unidade R (röentgen) porque o equipamento de medidas utilizado trabalha com essa unidade.

3.3. Dose "Build-Up" e Equilíbrio Eletrônico

A interação de um fóton com a matéria produz partículas ionizantes que transferem energia cinética ao meio. Essas partículas podem ter diversos alcances no meio de acordo com suas energias oriundas da interação com o fóton incidente. A ionização aumenta com a diminuição da velocidade da partícula, portanto a densidade de ionização cresce até atingir um valor máximo quando está próximo à posição de alcance da partícula. No entanto, a fluência de fótons decresce com a profundidade de penetração e conseqüentemente a fluência de elétrons também decresce. Logo, tem-se uma profundidade na qual se dá o máximo de ionizações, conhecida por região de equilíbrio eletrônico ou de "*build-up*", em que a espessura dessa região é denominada espessura de equilíbrio eletrônico, ou profundidade de equilíbrio eletrônico. Essa profundidade é tanto maior quanto maior for a energia dos fótons incidentes [Johns e Cunninghan, 1977].

3.4. Câmara de Ionização e Eletrômetro

As câmaras de ionização são compartimentos de gás com um par de eletrodos em seu interior. Esses dispositivos são capazes de coletar cargas produzidas por elétrons secundários, criados num volume de ar com massa conhecida. A câmara de ionização é ligada a um eletrômetro que pode registrar o total de cargas geradas no interior da câmara de ionização para um dado intervalo de tempo ou a taxa de formação desses íons. Esses instrumentos podem apresentar a quantidade de cargas medida como um valor em coulombs, ou utilizar fatores de conversão para outras unidades, apresentando o valor medido em röentgen (por exemplo). Desse modo, o padrão para quantificar a exposição de raios-X é o valor obtido em unidades röentgen utilizando câmara de ionização. Qualquer transdutor de radiação ionizante que for montado deverá ser caracterizado em relação a esse dispositivo.

Para os objetivos desse trabalho a câmara de ionização utilizada deve ser específica para uso em raios-X diagnóstico, o que significa possuir as paredes bem finas, de material pouco denso e de baixo número atômico, para permitir a passagem dos raios-X de baixa energia. Esse tipo de câmara de ionização não conserva o gás de seu interior de forma pressurizada. São câmaras de ar abertas.

A referência de exposição utilizada nesse trabalho foi obtida com um sistema de câmara de ionização e eletrômetro (Keithley modelos 96035B e 35050A respectivamente), calibrados no fabricante. Esse equipamento, cujas principais características técnicas estão resumidas no apêndice 2, utiliza a unidade R.

3.5. Uniformidade do Campo de Raios-X (efeito anódico – Heel effect)

O campo de radiação dos aparelhos de raios-X diagnósticos não tem a mesma intensidade e espectro de energias em todas as direções em que é produzido. Esse fato é extremamente relevante para a geometria da construção do transdutor com mais de um sensor, como é o caso deste projeto.

O efeito anódico é responsável pela não uniformidade da intensidade do feixe de raios-X no plano perpendicular ao feixe de exposição. Essa intensidade depende do ângulo no qual os raios-X são emitidos do ponto focal (no ânodo). Os elétrons penetram uma certa espessura na superfície do ânodo e os fótons de raios-X são liberados a uma certa profundidade. Estes fótons, emergindo sob ângulos muito pequenos em relação à superfície do ânodo, sofrem maior atenuação por percorrerem maior trajetória no material do ânodo [Wolbarst, 1993]. Devido à maior filtragem, a distribuição espectral dessa radiação apresenta menor intensidade e maior energia efetiva do que a radiação que emerge sob ângulos maiores, conforme ilustrado na figura 05.

Devido a essas características, o plano de radiação que atinge o paciente possui uma intensidade variável ao longo do comprimento do tubo, com a intensidade diminuindo na direção do ânodo, e intensidade uniforme no eixo perpendicular ao comprimento do tubo. Se um filme radiográfico, paralelo ao plano de radiação, sofrer uma exposição de raios-X, será possível notar uma sensibilização desigual: no eixo alinhado ao sentido cátodo-ânodo ocorre uma diminuição da densidade óptica. Esse comportamento do feixe não é corrigido nos aparelhos de radiologia por ter utilidade clínica (exames de coluna, por exemplo).



Figura 05 – A) Ilustração da maior atenuação sofrida pelo fóton 1 em relação ao fóton 2; B) Variação da intensidade de radiação ao longo do eixo cátodo-ânodo [modificado de Wolbarst, 1993].

3.6. Sistema de Detecção

A detecção de raios-X por dispositivos eletrônicos pode ser realizada com vários tipos de transdutores: câmara de ionização, detectores de estado sólido e cintiladores (orgânicos e inorgânicos). Pode-se assim relacionar a exposição de radiação com o sinal do transdutor, onde eficiência intrínseca de detecção é definida como a razão entre o número de pulsos elétricos registrados e o número de fótons que incidem no detector [Knoll, 1989].

A eficiência intrínseca de detecção do transdutor pode variar com a energia dos fótons incidentes, característica chamada de dependência energética.

As câmaras de ionização não pressurizadas são transdutores bastante adequados para medições de exposição, por apresentarem geralmente resposta

plana com a energia dos fótons incidentes. Câmaras de ionização pressurizadas são mais sensíveis por apresentarem uma massa maior de gás no seu interior, aumentando a probabilidade de interações (ionizações) para um mesmo volume. No entanto, para confinar gás sobre pressão no seu interior é preciso aumentar a espessura das paredes da câmara, que funcionará como atenuador da radiação ionizante de baixa energia.

É desejável também que o detector não possua picos de sensibilidade em função de energia do espectro ionizante, caso contrário ocorreria uma mudança brusca de eficiência do detector para as diferentes energias dos raios-X.

Os cintiladores inorgânicos e detectores de estado sólido, ao contrário das câmaras de ionização, possuem significativa dependência energética, principalmente nas baixas energias utilizadas em radiodiagnóstico, devido ao elevado número atômico dos seus elementos constituintes [Attix *et al.*, 1990]. Cintiladores de baixo número atômico possuem resposta menos dependente da energia e são, portanto, mais adequados ao interesse desse trabalho [Robinson e Jentschke, 1954; Birks, 1951].

Foi realizada uma busca na literatura com o objetivo de localizar substâncias com características adequadas para a construção do dispositivo de medição de camada semi-redutora. O resultado dessa busca indicou o antraceno, que é um cintilador orgânico sólido policristalino.

3.7. Antraceno

O cintilador orgânico antraceno é um hidrocarboneto policlínico aromático (HPA) de fórmula (C_6H_4CH)₂ proveniente da destilação do alcatrão da hulha [Knoll, 1989; Netto *et al.*, 2000]. Constitui-se de pequenos cristais quebradiços que apresentam fluorescência na faixa do azul-violeta com uma linha de emissão de luz em 447 nm.

A fluorescência é um processo de emissão de luz decorrente de transições de níveis de energia (excitação ⇔ desexcitação) de estruturas de uma única molécula,

21

portanto, pode ser observada em uma dada espécie molecular independente de seu estado físico. A emissão de luz fluorescente é rápida e isotrópica, que é uma característica dos cintiladores orgânicos. Os cintiladores inorgânicos cristalinos necessitam de uma rede cristalina geometricamente regular para que o processo de cintilação ocorra.

A fluorescência do antraceno é observada no estado sólido policristalino, em vapor ou em solução de multicomponentes com tempo de desexcitação da ordem de 30 ns.

Uma grande quantidade de cintiladores orgânicos baseia-se em moléculas orgânicas com certa propriedade de simetria, conhecida como estrutura π -elétron.

O nível de energia π -eletrônico de uma molécula está ilustrado na figura 06. A energia pode ser absorvida quando o elétron é promovido para um dos estados do diagrama, onde S_0 , S_1 , S_2 representam uma série de singletos (spin 0). Para cintiladores orgânicos, o intervalo de energia entre S_0 e S_1 é 3 ou 4 eV, sendo que cada uma dessas configurações eletrônicas é subdividida em uma série de níveis (subscritos como S_{ij}) com pequenos espaços de energia (tipicamente da ordem de 0,15 eV) correspondentes aos vários estados vibracionais da energia da molécula. Como o intervalo entre os estados vibracionais é grande, comparado com a energia térmica média cedida (0,025 eV), quase todas as moléculas em temperatura ambiente estarão no estado S_{00} . No diagrama da figura 06 a absorção de energia é representada pelas setas apontadas para cima.

No caso de um cintilador esses processos representam a absorção de energia cinética de uma partícula carregada interagindo com o cintilador. Os estados eletrônicos singletos mais altos, depois de excitados, são rapidamente desexcitados (ordem de picosegundos) para o estado eletrônico S_1 , através de conversão interna sem radiação. Além disso, um estado com excesso de energia vibracional (semelhante a S_{11} ou S_{12}), não está em equilíbrio com sua vizinhança e novamente, de maneira rápida, perde a energia vibracional. A principal luz de cintilação (fluorescência) é emitida em transições entre o estado S_{10} e um dos estados vibracionais de mais alto estado eletrônico (setas para baixo no diagrama da figura 06).



Figura 06 – Níveis de energia de uma molécula orgânica com uma estrutura π -elétron [modificado de Knoll, 1989].

Se τ representa a constante de tempo de decaimento da fluorescência (do nível **S**₁₀), então a intensidade da fluorescência *I* no tempo *t* seguinte à excitação é dada por:

$$I = I_0 e^{t/\tau}$$

onde I_0 é a intensidade inicial.

Define-se eficiência da cintilação como a razão de toda energia incidente de radiação que é convertida em luz visível [Birks, 1951].

23

Em 1954 Robinson e Jentschke mostraram que o antraceno apresenta resposta linear aos elétrons secundários de feixes de fótons com energias maiores que 130 keV, originários da irradiação por feixes de raios-X, conforme ilustrado no gráfico da figura 07. A eficiência da fluorescência de um cristal orgânico depende da densidade de ionização ao longo do caminho da partícula no cristal. Birks propõe uma relação semi-empírica entre a dependência da fluorescência específica dL/dx e a perda de energia da partícula dE/dx [Birks, 1951]:

$$\frac{dL}{dx} = \frac{A\frac{dE}{dx}}{1 + B\frac{dE}{dx}}$$
(3)

onde $A \in B$ são constantes independentes da natureza da partícula [Robinson e Jentschke, 1954].

Em outras palavras, o experimento de Robinson e Jentschke mostra que a eficiência de fluorescência do antraceno é linear para elétrons com energia superior a 160 keV e supralinear para as baixas energias. Fazendo uso da fórmula de Birks conclui-se que a linearidade da resposta independe da natureza da partícula que interage com o antraceno, portanto, na interação com fótons-X o comportamento deverá ser o mesmo do gráfico da figura 07. A faixa de energia dos fótons gerados pelos aparelhos de raios-X diagnósticos encontra-se tipicamente abaixo de 120 keV [Johns e Cunninghan, 1977].

É interessante que os detectores de radiação tenham sensibilidade para realizar medições na faixa de energias do espectro da radiação que consegue causar ionizações (e possíveis danos) nos tecidos do corpo humano.



Figura 07 – Intensidade do sinal de fluorescência do antraceno em função da energia dos elétrons irradiados. A escala arbitrária "Intensidade do Sinal de Fluorescência" está normalizada em "624" para elétrons de 624 keV [modificado de Robinson e Jentschke, 1954].

Devido à constituição química do corpo humano, os simuladores utilizados para medição de dose de radiação (simulação de paciente) e espalhamento do feixe de radiação são feitos com água. Em razão do baixo número atômico efetivo, a água não apresenta picos de absorção de energia no espectro de radiação utilizado. O antraceno possui número atômico efetivo $Z_{ef} = 5,88$, densidade $\rho = 1,25$ g/cm³ e índice de refração 1,62. Esses valores são próximos aos da água ($\rho = 1,0$ g/cm³ e $Z_{ef} = 7,42$), o que sugere um comportamento semelhante dessas substâncias quanto aos processos de interação da radiação com a matéria na água. Essa informação é muito importante, uma vez que a água é um dos meios simuladores utilizados em dosimetria.

Existem cintiladores orgânicos plásticos comerciais, com características físicoquímicas próximas às da água, porém com uma eficiência menor do que a do antraceno quando usado na forma pura. A eficiência de cintilação dos demais cintiladores orgânicos é normalizada pela cintilação do antraceno.

Devido à sua eficiência em converter radiação ionizante (no intervalo de energia de interesse) em luz detectável, o antraceno foi escolhido para ser usado como um detector de cintilação na construção dos sensores no instrumento de medida da CSR. Outra característica importante considerada é o fato do cintilador antraceno não possuir picos de absorção de energia como ocorre nos cintiladores inorgânicos.

O processo de transdução do sinal de luz proveniente de um cintilador é feito através do seu acoplamento com um sensor óptico (geralmente uma câmara fotomultiplicadora) e um dispositivo de contagem de cargas elétricas (eletrômetro) a ele associado. Em virtude do alto custo desses dispositivos o seu uso foi descartado neste projeto, e outras alternativas foram estudadas. A primeira opção foi utilizar um fotodiodo como sensor óptico (como será brevemente descrito adiante), mas a melhor opção foi a associação do cintilador antraceno com um fotoresistor (LDR) de uso comercial. A luz emitida pelo antraceno incide no LDR produzindo uma variação na sua resistência elétrica. Com um circuito simples de alimentação, pode-se obter o valor da tensão medida sobre um resistor conectado em série com o LDR.

3.8. Fotoresistor (LDR – Light Dependent Resistor)

O fotoresistor é um componente cuja resistividade varia em função da incidência de luz em sua face sensível. O material fotocondutivo (sulfeto de cádmio, CdS) possui uma diferença de energia da banda de valência para a banda de condução de alguns eV, exatamente a energia do espectro de luz visível (em torno do amarelo). Desse modo, na presença de luz, elétrons da banda de valência absorvem energia dos fótons e saltam para a banda de condução, diminuindo a resistividade do material, que é então função da taxa de fótons incidentes.

Se os fótons possuírem energia inferior à energia entre as bandas (valência e condução), o processo de fotocondução não ocorrerá. Caso os fótons tenham energia superior à diferença de energia entre essas bandas, os elétrons arrancados

da banda de valência terão energia suficiente para sair do átomo (processo de ionização) e não irão influenciar na resistividade do material.

3.9. Fotodiodo

O fotodiodo consiste de uma junção *P-N* onde ocorre a formação de uma zona de transição entre a região de material semicondutor cuja condutividade elétrica é dominada por portadores de carga tipo-*N* (elétrons) e a região cuja condutividade é dominada por portadores de carga tipo-*P* (lacunas). A largura e a simetria dessa região dependem dos processos de fabricação e dos materiais envolvidos.

As energias E_C e E_V correspondem respectivamente à energia mínima da banda de condução, e à energia máxima da banda de valência, sendo a diferença $E_g = E_C - E_V$ a largura de banda proibida do semicondutor. A energia potencial dos portadores de carga majoritários em relação ao nível de Fermi E_f no fundo da banda de condução e no topo da banda de valência, é eV_N e eV_P , respectivamente.

Supondo que um fluxo *F* de fótons com energia $hv > E_g$ incida sobre o dispositivo propiciando a excitação de pares elétrons-lacunas em ambos os lados da junção, os portadores minoritários estimulados pelos fótons a uma certa distância da junção podem, por difusão, atingir a zona de depleção antes de se recombinarem, sendo acelerados pelo campo elétrico para o outro lado onde se tornam majoritários. Desta forma cria-se uma corrente de portadores minoritários, chamada fotocorrente I_f [Knoll, 1989].

É possível então perceber que a fotocorrente depende da excitação dos pares elétrons-lacunas, e que existe uma energia de fótons mais propícia à sua formação.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Sensor Construído com Fotodiodo e Antraceno

O primeiro transdutor desenvolvido neste trabalho foi construído utilizando um fotodiodo marca Silonex modelo SLD-70BG2 (figura 08). Esse componente foi escolhido por apresentar baixa capacitância, resposta espectral de 400 a 700 nm (figura 9), resposta linear com a irradiância de luz (no modo fotocondutivo) e filtro contra a radiação infravermelha. A curva de resposta espectral da figura 10 mostra que este fotodiodo é insensível a fótons com energias superiores ao ultravioleta (300 nm).

De acordo com as especificações técnicas, o fotodiodo deveria ser sensível apenas à luz proveniente da cintilação do antraceno, e insensível aos raios-X. Entretanto, analisando o modelo teórico do fotodiodo, verificou-se que a fotocorrente ocorrerá quando os fótons incidentes possuírem energias superiores à diferença entre a energia mínima da banda de condução e máxima da banda de valência. Portanto, não há uma especificação para a energia máxima dos fótons incidentes, o que induz à suspeita de que os raios-X sejam capazes de gerar uma fotocorrente no fotodiodo. Este fato foi verificado experimentalmente, com a exposição do fotodiodo sem cobertura de antraceno ao feixe de raios-X, e a medição de um ruído incompatível com o sinal esperado. O sinal gerado no fotodiodo devido aos raios-X era maior que o sinal gerado pela cintilação do antraceno.



Figura 08 – Ilustrações do fotodiodo Silonex, SLD-70BG2.

Assim, a idéia de um transdutor de antraceno associado a um fotodiodo foi abandonada porque a interferência causada pelos raios-X no fotodiodo era superior ao sinal gerado pela luz cintilada do antraceno.



Figura 9 – Resposta espectral do fotodiodo Silonex SLD-70BG2. O gráfico apresenta a resposta espectral dos fotodiodos do fabricante Silonex com dois tipos de filtros. Informações disponíveis no *site* do fabricante.

4.2. Sensor Construído com Fotoresistor e Antraceno

Nesta montagem foi utilizado um fotoresistor marca Silonex modelo NORPS-12 (figura 10) em cápsula plástica com pico de absorção de luz em 550 nm (figura 11). Este LDR é o que dá o maior ganho na faixa de emissão de luz por cintilação do antraceno, que ocorre em 447 nm. O processo de fotocondução do LDR implica que este não é sensível aos fótons com energia superiores ao do espectro visível (raios-X). Essa característica foi testada expondo o LDR com a face sensível protegida da luz (silicone preto) sob um feixe de raios-X. Durante as exposições o LDR não apresentou qualquer mudança na sua resistividade.



Figura 10 – Ilustrações do fotoresistor Silonex NORPS-12.



Comprimento de onda (nm)

Figura 11 – Resposta espectral para diversos tipos de fotoresistores da Silonex. Informações disponíveis no *site* do fabricante.

4.3. Preparação do Antraceno

O antraceno utilizado foi uma doação por cortesia do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) à Área de Física Médica do CEB-Unicamp. Esse material (fabricante Carlo Erba, lote n°287311244991) consiste de cristais granulados e quebradiços que foram moídos até atingirem a forma de um pó. Todos os cuidados com o manuseio do antraceno foram tomados como recomendado pela literatura apropriada, e descrito no apêndice 1.

4.4. Dependência Angular do Transdutor de Antraceno

Rubo (2001) constatou experimentalmente que o cintilador antraceno não apresenta dependência angular em sua resposta com a radiação incidente para o dosímetro desenvolvido especificamente. A dependência angular implicaria em uma perda de sinal, uma vez que os raios-X ao passarem pelas lâminas de alumínio (filtros) mudam seu ângulo de incidência no transdutor devido ao espalhamento. O fenômeno de dependência angular na resposta do detector é relevante para cintiladores inorgânicos devido a sua estrutura cristalina isotrópica.

4.5. Confecção do Sensor de Antraceno

A cápsula plástica do LDR foi desmontada e a face sensível foi coberta com o cintilador, como mostrado na figura 12.

O fotoresistor coberto pelo cintilador foi encapsulado com plástico transparente de 0,4 mm de espessura na face frontal. Quanto menor essa espessura, menor é a atenuação dos raios-X de baixas energias que chegam até o cintilador. O antraceno é uma substância tóxica e, portanto, há necessidade de selar o material depositado no fotoresistor. Além disso, a cápsula plástica foi envolvida por uma folha de alumínio (espessura de 0,01 mm) para isolamento da luz externa e para refletir internamente a luz emitida pelo cintilador. Essa folha representa uma atenuação desprezível ao feixe de raios-X.



Dimensões em mm

Figura 12 – Ilustração da montagem do sensor: fotoresistor e antraceno.

4.6. Dependência do Sinal com o Volume de Antraceno

O antraceno foi sendo colocado e compactado dentro da cápsula do fotoresistor até atingir a espessura de 1 mm. O número de eventos de cintilação depende da sua espessura, no entanto a luminosidade gerada é também mais atenuada até atingir a face sensível do fotoresistor, devido ao índice de refração do cristal. Estudos realizados com radiação γ de Co-60 mostraram uma saturação do processo de cintilação a partir de uma camada de antraceno com espessura superior a 0,6 mm [Rubo, 2001]. O volume de antraceno para a construção do detector de raios-X foi definido a partir das informações contidas nesse trabalho e de facilidades construtivas.

4.7. Desenvolvimento do Circuito de Leitura do Sinal do Sensor de Antraceno

O fotoresistor do sensor de antraceno foi ligado em série com um resistor de 100 k Ω e o conjunto foi alimentado por uma tensão de 9,0 Vcc. A tensão nos

terminais do resistor é a referência para comparação com a intensidade da exposição de raios-X.

Devido à rápida variação do sinal de tensão no curto espaço de tempo da exposição, a leitura no voltímetro utilizado (multímetro de bancada) ficou prejudicada. Para contornar isso, foi montado um circuito detector da tensão de pico, que retém este sinal por tempo suficiente para ser medido pelo voltímetro. O circuito foi testado em um aparelho de raios-X diagnóstico (Shimadzu modelo UD150B-10), tendo como referência um sistema de câmara de ionização e eletrômetro (Keithley modelos 96035B e 35050A respectivamente).

4.8. Caracterização do Sensor de Antraceno

Para a caracterização do sensor construído foi elaborada a montagem que aparece na figura 13. O arranjo experimental é tal que as superfícies do sensor e da câmara de ionização estão no mesmo plano sob o feixe de raios-X, alinhados perpendicularmente ao comprimento do tubo de raios-X de modo a desprezar o efeito anódico.

A filtração inerente do tubo e o sistema de colimação deste aparelho de raios-X corresponde a 2,65 mmAl a 70 kVp.

Foram realizadas medições com várias taxas de exposição: a corrente de tubo do aparelho de raios-X foi ajustada em diversos valores (160 mA, 200 mA, 320 mA, 400 mA e 500 mA) e combinada com dois de seus níveis de tensão (60 kVp e 80 kVp). Para cada combinação de corrente e tensão foram realizadas cinco medições, sempre usando o mesmo tempo de disparo (1s).

O tempo de exposição utilizado foi de 1,0 s, escolhido considerando a limitação para tempos exposição geralmente imposta pelos aparelhos de raios-X diagnósticos, e o tempo suficiente para estabilização do sinal no circuito de medição. Para um aparelho de raios-X diagnóstico operando com as correntes anódicas utilizadas, o tempo de 1s de exposição é considerado longo. Nessas condições, sucessivas exposições de raios-X acarretariam um desgaste desnecessário no tubo

de raios-X, reduzindo sua vida útil.

As leituras de tensão obtidas com o sensor foram comparadas às leituras de exposição de raios-X realizadas pela câmara de ionização e eletrômetro. Foram traçadas curvas de resposta de tensão x exposição para 1,0 s de duração.



Figura 13 – Diagrama esquemático da montagem experimental.

Em uma análise preliminar, os resultados comparativos demonstraram que o detector construído possuía sensibilidade e linearidade adequadas ao objetivo do projeto. No entanto, o circuito detector de tensão de pico não conseguiu preservar o sinal de tensão por tempo superior a 20 s. Por se tratar de trabalho com radiação ionizante, o procedimento de uso do aparelho de raios-X exige que o operador da máquina esteja protegido da radiação e, portanto, perde alguns momentos entre "disparar" os raios-X no comando do aparelho e se deslocar até onde está o detector sob o feixe de raios-X. Nesse procedimento, quando terminava a exposição dos

raios-X, lentamente o circuito começava a ter queda do sinal de tensão, conforme os capacitores do circuito descarregavam. Como essa descarga é uma função exponencial; em um circuito com três sensores de leituras independentes não seria possível registrar os valores obtidos para as exposições se decorrido alguns segundos. Esse fato exigiu o uso de um voltímetro com função *peak hold*.

Para o novo transdutor com três sensores houve a necessidade de construir um novo circuito com um sistema de retenção do sinal da tensão de pico por tempos mais longos para que fosse possível usar um voltímetro convencional.

Os três sensores são usados para medições comparativas entre si, portanto não há necessidade que as suas respostas tenham equivalência com o valor absoluto de exposição (R). Os detetores precisam ter apenas resposta linear com a taxa de exposição, e assim não será necessária nenhuma conversão do sinal do sensor (em volts) para a exposição do sistema com câmara de ionização e eletrômetro (em röentgen).

Dessa forma um transdutor com três sensores adjacentes, com as características do sensor descrito e caracterizado acima foi construído, e um novo circuito de retenção da tensão de pico foi elaborado.

4.9. Montagem do Circuito de Retenção da Tensão de Pico Multicanal

O novo circuito, com três canais de leitura e com um voltímetro interno é apresentado na figura 14. Como cada um dos três canais é idêntico aos outros, será feita a descrição do funcionamento de apenas um deles.

O LDR1 forma um divisor de tensão com o resistor R1 e o trimpot de calibração TP1. A tensão resultante é aplicada na entrada não-inversora do comparador U1A, cuja tensão de referência é aplicada na entrada inversora. Esta tensão de referência é proveniente do seguidor de tensão U3, que é a tensão no capacitor C1. No instante inicial quando o circuito é ligado, esta tensão é zero. A saída do comparador U1A é portanto alta, colocando o transistor Q1 (que funciona como chave) em condução, dando início à carga do capacitor C1. A tensão nesse

capacitor vai aumentando até que ultrapassa o sinal da entrada não inversora de U1A. Neste momento a saída desse comparador vai para nível baixo, cortando o transistor Q1, e a tensão no capacitor C1 é a tensão de pico do sinal de entrada, que fica estável por um tempo que depende apenas da corrente de fuga do capacitor e da impedância de entrada do CI U3.





Se a chave SW1 "RESET" for pressionada, a chave eletrônica U2A entra em condução descarregando o capacitor C1, e uma nova medição começa.

Quando o equipamento é ligado, o circuito formado pelo comparador U1D,

pelos resistores R12, R13, R14 e R15, e pelo capacitor C6 gera um sinal de *Power On Reset*, que é aplicado ao contador U7A, de tal modo que a saída X do multiplex U6 é a tensão X0 do canal 1.

As tensões de U3, U4 e U5 são enviadas ao multiplex CI U6, cuja saída X é encaminhada ao voltímetro digital. A tensão a ser medida é escolhida sucessivamente pela chave MODO, através do contador U7A, e o LED correspondente é aceso. A quarta posição da chave MODO é a tensão da bateria que alimenta o circuito (BAT1).

A tensão aplicada aos divisores dos LDRs é de 5 V, proveniente do regulador de tensão U8. A bateria BAT2 é utilizada para alimentar o voltímetro digital, cujo fundo de escala é ajustado para 200 mV por meio do curto-circuito em P2 na sua placa de circuito impresso. Para a calibração do voltímetro, deve-se retirar o CI U6 da placa e aplicar no pino 13 do soquete a tensão de 5,0 V. Ajustar o trimpot TP4 para que a leitura no voltímetro seja 50 mV (no *display* deve aparecer "5.0").

Como os fotoresistores não possuíam resistências idênticas e no processo de construção existiam pequenas variações na quantidade do cintilador (devido à compactação do pó de antraceno), os três sensores apresentaram diferenças de resistividade para uma mesma exposição. Para superar esse problema, cada fotoresistor é ligado a um trimpot (TP1, TP2 e TP3), cujo ajuste definitivo é feito em campo. Posiciona-se o transdutor sob o feixe de raios-X de modo a evitar o efeito anódico e, usando uma corrente anódica baixa (em torno de 10mA e 1s), realiza-se uma exposição. Verifica-se o sinal de tensão resultante de cada sensor vai-se ajustando os trimpots e realizando novas exposições até que os três sensores apresentem o mesmo sinal de tensão. Usando correntes anódicas baixas é possível realizar exposições suficientes para ajustar os detectores sem comprometer o tubo de raios-X.

4.10. Montagem do Transdutor de Antraceno (tipo "array")

O transdutor foi montado em uma placa de chumbo com as seguintes

37

dimensões: 2,5 cm de largura, 5,0 cm de comprimento e 2,0 mm de espessura, com três furos adjacentes de 11,0 mm, como indicado na figura 15. Foi colado um filme plástico de 0,1 mm na superfície da placa de chumbo, e vedada a entrada de luz no seu interior com uma folha de alumínio (0,01 mm) e silicone preto. Os furos foram preenchidos com 1,0 mm de antraceno pulverizado e fechados com o próprio fotoresistor.



Figura 15 – Detalhes da montagem do transdutor.

4.11. Caracterização do Transdutor de Antraceno

Para a caracterização do transdutor foi elaborada a montagem que aparece na figura 16. O arranjo experimental é tal que as superfícies do transdutor e da câmara de ionização estão no mesmo plano sob o feixe de raios-X. Ambos foram alinhados perpendicularmente ao comprimento do tubo de raios-X de modo a desprezar o efeito anódico.



Figura 16 – Arranjo experimental para caracterização do transdutor construído.

O protótipo (fotografia no apêndice 3) foi testado com um aparelho de raios-X diagnóstico (GE modelo Prestige II), tendo como referência o sistema de câmara de ionização e eletrômetro Keithley (modelos 96035B e 35050A respectivamente). Esse aparelho de raios-X foi escolhido para os testes por ter um gerador de potencial constante e portanto possuir excelente reprodutibilidade de tensão (kVp) e exposição (R). Os valores de exposição foram normalizados para expressar a intensidade relativa em função da atenuação do feixe.

Foram realizadas medições com várias taxas de exposição, variando a corrente anódica do aparelho de raios-X (10 mA, 12,5 mA, 16 mA, 20 mA, 25 mA, 32 mA, 40 mA, 50 mA, 64 mA, 80 mA, 100 mA, 120 mA, 160 mA e 200 mA). Essas correntes foram combinadas com três níveis de tensão (50 kVp, 70 kVp e 90 kVp).

Para cada combinação de corrente e tensão foram realizadas cinco medições para maior significância estatística no cálculo do desvio padrão. Os resultados da caracterização aparecem na figura 19.

4.12. Determinação da CSR de Feixe de Raios-X com Câmara de Ionização e Transdutor de Antraceno.

Com o transdutor alinhado devidamente sob o feixe de raios-X (para evitar o efeito anódico), foram feitas medidas de exposição sobrepondo filtros de alumínio nos sensores laterais do transdutor. As espessuras desses filtros foram (em mmAl): 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0; 4,5 e 5,0. Os valores de exposição foram normalizados e comparados com os resultados obtidos através do método convencional, realizado com a câmara de ionização e eletrômetro Keithley. Este arranjo utiliza os filtros de alumínio diretamente sobre os sensores laterais do protótipo. Devido a essa configuração, é possível que ocorra algum aumento no valor da camada semi-redutora pelo fato da radiação espalhada pelo alumínio ser adicionada na área do sensor.

Durante as medições verificou-se que o transdutor necessitava espessuras de filtro de alumínio superiores às usadas para a câmara de ionização pelo método convencional, o que pode ser explicado pelo fato dos sensores do transdutor possuírem uma resposta para a exposição sem filtro menor que a ideal (menor sensibilidade para as baixas energias). Então, quando os filtros eram inseridos, uma parcela de fótons de baixa energia que eram atenuados neles não era perceptível para o transdutor, uma vez que eles não sensibilizaram o sensor sem filtração (sensor de referência de exposição).

Considerando a diferença nos resultados (valor da CSR) em virtude da pouca distância entre o filtro de alumínio e os sensores, a estrutura do transdutor foi modificada de modo a aumentar esta distância (figura 17). A idéia é colocar os filtros de alumínio mais afastados dos sensores para diminuir a captação da radiação espalhada. No entanto, esse distanciamento é limitado pelo fato de que, como o feixe

40

de raios-X não é completamente paralelo (a radiação é colimada na forma de um cone), a implantação de "afastadores" muito longos acaba criando regiões de sombra nos sensores, com redução da superfície sensibilizada.

Analisando geometricamente o arranjo e considerando as dimensões dos sensores, parece suficiente usar afastadores com 10 cm de altura, visto que o transdutor fica posicionado a aproximadamente 60 cm do ponto focal do aparelho de raios-X, e com isso as regiões de sombra não atingem os sensores.

Os resultados obtidos com o transdutor nas duas situações (com e sem afastadores) são mostrados nos gráficos das figuras 20, 21 e 22.



Figura 17 – Nova configuração do transdutor, com o distanciamento entre filtros e sensores.

5. RESULTADOS

5.1. Curvas de Caracterização do Sensor de Antraceno

As curvas a seguir são resultado da montagem esquematizada na figura 13, onde o detector é caracterizado em relação à câmara de ionização. Essas curvas descrevem a variação da tensão (proporcional à resistência do fotoresistor) em função da exposição ao feixe de raios-X, medida com a câmara de ionização e eletrômetro. Aumentando a corrente anódica do aparelho de raios-X e conservando a mesma geometria e tempo de exposição, foi registrado o aumento proporcional do sinal de tensão no circuito do detector. O procedimento foi realizado para duas faixas de tensão aplicada ao tubo de raios-X (60 e 80 kVp).



Figura 18 – Gráfico do comportamento elétrico do sensor em função da variação da exposição ao feixe de raios-X (tempo de exposição constante em 1,0 s).

5.2. Curvas de Caracterização do Transdutor

As curvas abaixo caracterizam a sensibilidade e a linearidade do transdutor. Cada curva representa a resposta para um valor de tensão (50 kVp, 70 kVp e 90 kVp) em função da exposição medida com a câmara de ionização. Há que se notar que a câmara de ionização realiza a medição integrando no tempo a exposição total, enquanto o transdutor realiza a medição apenas da taxa de exposição (valor estabilizado da exposição). O gráfico da figura 19 representa a variação da tensão (proporcional à resistência do fotoresistor) em função do aumento da taxa de exposição do feixe de raios-X.



Figura 19 – Gráfico da resposta do transdutor em função da variação da exposição ao feixe de raios-X (tempo de exposição constante em 1,0 s).

5.3. Curvas de Atenuação e Determinação da Camada Semi-Redutora de Feixe de Raios-X com Câmara de Ionização e Transdutor de Antraceno.

Foram obtidas experimentalmente curvas de atenuação (CSR) para tensões aplicadas de 50 kVp, 70 kVP e 90 kVp usando a câmara de ionização, o transdutor com os filtros sobrepostos nos sensores e o transdutor com o sistema de afastadores (figuras 20, 21 e 22). Os valores de exposição foram normalizados e denominados de Intensidade Relativa para uma visualização fácil do valor da camada semi-redutora. A linha horizontal de 50% de Intensidade Relativa cruza as curvas no valor da espessura de alumínio que define a camada semi-redutora para cada uma das tensões de exposição.



Figura 20 – Curvas de atenuação e valor comparativo entre câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 50 kVp.



Figura 21 – Curvas de atenuação e valor comparativo entre câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 70 kVp.



Figura 22 – Curvas de atenuação e valor comparativo entre câmara de ionização e o protótipo construído para exposição a 90 kVp.

Observa-se que quando o valor da exposição inicial com a câmara de ionização atinge 50% (CSR), nesta mesma condição (mesma filtração de alumínio) foi medido aproximadamente 60% da intensidade inicial com o protótipo sem afastadores, em todas as condições de medição. Foi então gerada uma curva comparando os valores de CSR obtidos para exposições a 50 kVp, 70 kVp e 90 kVp usando a câmara de ionização com os valores obtidos no protótipo sem os afastadores. Para cada uma das tensões selecionadas acima, foi obtido um valor de CSR. O resultado está mostrado no gráfico da figura 23.



Figura 23 – Curva de comparação dos valores de CSR obtidos com o sistema Keithley para feixes de 50, 70 e 90 kVp e a intensidade relativa medida com o protótipo.

6. DISCUSSÃO

6.1. Transdutor Construído com Fotodiodo e Antraceno

A idéia de construir um transdutor de antraceno associado a um fotodiodo foi abandonada porque o fotodiodo não se mostrou imune aos raios-X. Embora seja uma solução atraente, o sensor utilizando fotodiodo apresentou ruído maior que o sinal proveniente da cintilação em presença da radiação ionizante, o que inviabilizou sua utilização para o propósito desse trabalho.

6.2. Transdutor Construído com Fotoresistor e Antraceno

Tendo constatado os problemas de ruído no sensor construído com o fotodiodo, o mesmo teste de sensibilidade para os fótons-X foi realizado com o fotoresistor. A cápsula com antraceno foi retirada e a face sensível foi protegida da luz com silicone preto. O componente assim preparado foi montado em um circuito em série com um resistor e uma fonte de 9,0 V e foi exposto ao feixe de raios-X. Os terminais do fotoresistor foram ligados a um osciloscópio e a variação da sua resistência pôde ser analisada. Durante a exposição ao feixe de raios-X o fotoresistor não apresentou qualquer mudança na sua resistência, mostrando assim sua imunidade à fotocorrente.

A resposta do fotoresistor varia exponencialmente com a intensidade da luz incidente, segundo características desse componente. Logo, as curvas de resposta do sensor obtidas com a exposição aos raios-X apresentaram o mesmo padrão. Os dados obtidos para os dois valores de tensão (60 kVp e 80 kVp) selecionados no aparelho de raios-X em função da variação da exposição estão representados no gráfico da figura 18. Nota-se claramente a menor sensibilidade do transdutor para os fótons de baixa energia (curva de 60 kVp). Para uma mesma taxa de exposição, observa-se uma leitura maior no transdutor para os fótons-X provenientes da exposição com o tubo de raios-X excitado a 80 kVp. O ideal seria que as duas curvas

estivessem sobrepostas. No entanto, já era prevista uma pequena diferença de sensibilidade na detecção, uma vez que as características de interação dos fótons-X com o transdutor são diferentes das características de interação com o ar, referência utilizada para exposição. As medidas apresentaram boa reprodutibilidade com desvio padrão inferior a 3,5%, o que motivou a continuação do projeto.

O fotoresistor utilizado possui tempo de queda da resistividade dependente da intensidade luminosa. Para a intensidade luminosa do cintilador na exposição do ensaio foi necessário utilizar um tempo mínimo de irradiação de 1,0 s para garantir a saturação. Esse tempo foi definido observando no osciloscópio o comportamento de subida e queda de sinal para baixas exposições. Tempos superiores a 1,0 segundo seriam desnecessários e só comprometeriam as condições de funcionamento do aparelho de raios-X. Uma característica importante é que o transdutor não exija tempos longos de exposição. Os aparelhos de raios-X projetados para expor feixe apenas para radiografias operam em correntes anódicas altas (50 ~ 300 mA) e tempos curtos (poucos milisegundos).

É possível verificar que as curvas de atenuação realizadas com o protótipo sob 50 kVp, 70 kVp e 90 kVp não coincidem com as curvas obtidas pelo método convencional. Diversos fatores são responsáveis por esta diferença. A dependência energética e o efeito do espalhamento devido à geometria do arranjo dos sensores em relação aos filtros de alumínio são as causas mais prováveis da divergência dos resultados. Acreditava-se que o maior responsável pela dependência da resposta do sensor ao espectro de energia dos raios-X fosse a espessura da cápsula plástica que envolve o fotoresistor, funcionando possivelmente como um filtro para os fótons de baixas energias. Um encapsulamento mais fino poderia eliminar esse fator de erro na resposta do sensor e deixar as curvas de resposta quase sobrepostas. No transdutor com três sensores o encapsulamento foi reduzido a 0,1 mm, enquanto a do sensor inicial era de 0,4 mm. Essa nova espessura deve permitir a passagem dos raios-X de baixa energia. Só para comparação, a câmara de ionização utilizada tem sua face de exposição feita de policarbonato (*lexan*) com 0,25 mm de espessura (apêndice 2).

Numa primeira análise dos testes com o transdutor de três sensores foi observado um comportamento semelhante ao das curvas obtidas com 50 kVp,

70 kVp e 90 kVp em relação ao valor da exposição, porém nota-se ainda uma diferença na eficiência de detecção com a energia do feixe de raios-X, mostrada no gráfico da figura 19. É possível perceber uma melhora significativa na montagem do transdutor com relação ao testado anteriormente. O transdutor chegou ao melhor de sua eficiência dentro das limitações de confecção disponíveis nesse projeto. As características físicas do sensor que poderiam melhorar a eficiência do dispositivo, como espessura do cintilador, espessura da cápsula do detector, tamanho da área sensível do detector, resposta espectral e sensibilidade do fotoresistor foram estudas e testadas, sendo que a melhor combinação foi o transdutor construído.

Ficou evidente que existe uma variação na eficiência de detecção com a energia do feixe de raios-X. No entanto esse aspecto não parece ser o principal responsável pela diferença nos resultados da curva de atenuação.

O fato dos filtros de alumínio terem sido colocados em contato com os sensores implica que não existe uma distância suficiente para que os fótons-X espalhados pelo atenuador consigam escapar da área do sensor, ou seja, eles continuam sendo contabilizados, resultando em um sinal no transdutor maior do que o adequado. Foram obtidas as curvas de atenuação com o transdutor usando os afastadores (aproximando à geometria da câmara de ionização) para identificar a maior causa da diferença nos resultados. Os gráficos das figuras 20, 21 e 22 mostram que, aumentando a distância entre o sensor e o filtro de alumínio há uma aproximação das curvas de atenuação obtidas com o protótipo em relação às curvas de referência (medidas com a câmara de ionização). No entanto, apesar da melhoria nos resultados, o sistema de afastadores reduz a praticidade do dispositivo construído e o deixa dependente do alinhamento do feixe de raios-X, que pode não coincidir com o campo luminoso do sistema de colimação do aparelho de raios-X.

O gráfico da figura 23 faz uma comparação entre o valor real da CSR e o valor de intensidade no transdutor. Parece razoável corrigir os valores de CSR obtidos com o protótipo em função deste resultado, quando medidas de campo reais forem realizadas. Em termos práticos, a CSR corresponderia à espessura de alumínio necessária para reduzir aproximadamente 60% a intensidade inicial medida no feixe de raios-X com o protótipo.

7. CONCLUSÕES

O projeto e a construção do protótipo foram concluídos, sendo que as características do conjunto resultaram excelentes para uso em rotina de serviço. Os circuitos e os transdutores foram montados e receberam aperfeiçoamentos à medida que os problemas de detecção foram surgindo. Os resultados mostraram que o dispositivo é um bom transdutor para a faixa de exposição de raios-X diagnóstico. O sistema idealizado e construído não necessitou amplificação ou tratamento de sinal e conseguiu apresentar boa reprodutibilidade. O objetivo de construção de um transdutor de radiação de fácil manuseio e baixo custo foi alcançado. Analisando a evolução dos transdutores montados há claras evidências de que é possível montar um transdutor com antraceno com resposta espectral mais plana do que os construídos até aqui.

O dispositivo atual necessita mais testes para poder ser utilizado na rotina de medição de camada semi-redutora de feixe de raios-X de aparelhos diagnósticos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Attix, F.H., Bjärngard, B.E., Kase, K.R., (1990), *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, San Diego: Academic Press Inc.
- Birks, J.B., (1951), "The Specific Fluorescence of Anthracene and Other Organic Materials", *Physical Review*, v. 84, p. 364-365.
- Johns, H.E., Cunninghan, J.R., (1977), *The Physics of Radiology*, Springfield: Charles C. Thomas.
- Knoll, G.F., (1989), *Radiation Detection and Measurement*, New York: John Wiley and Sons.
- Ministério da Saúde, (1998), *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*, Regulamento Técnico nº 453, jun.
- Netto, A.D.P., Moreira, J.C., Dias, A.E.X.O., Arbilla, G., Ferreira, L.F.V., Oliveira, A.S., Barek, J., (2000), "Avaliação da Contaminação Humana por Hidrocarbonetos Policlínicos Aromáticos (HPAs) e seus Derivados Nitratos (NHPAS): Uma Revisão Metodológica", *Química Nova*, v. 23, n.6, p.765-773.
- Okuno, E., Caldas, I.L., Chow, C., (1982), *Física para Ciências Biológicas e Biomédicas*, São Paulo: Harper & Row do Brasil.
- Robinson, W.H., Jentschke, W., (1954), "Response of Anthracene Scintillation Crystals to Monoenergetic Soft X-Rays", *Physical Review*, v. 95, n. 6, p. 1.412-1.414.
- Rubo, R.A., (2001), *Dosímetro de Cintilação de Antraceno para uso na Dosimetria de Megavoltagem*, Tese de Mestrado, Programa de Física Médica, FFCLRP/USP, Ribeirão Preto, 55 p.
- Wolbarst, A.B., (1993), *Physics of Radiology*, Madison Wisconsin: Medical Physics Publishing.

Cuidados que devem ser tomados com o antraceno:

O antraceno é um hidrocarboneto policlínico aromático (HPA) pertencente a uma família de compostos caracterizada por possuírem 2 ou mais anéis aromáticos condensados. Estas substâncias, bem como seus derivados nitratos e oxiogenados, podem ser encontrados como constituintes de misturas complexas em todos os compostos ambientais. Tanto os HPAs como seus derivados estão associados ao aumento da incidência de diversos tipos de câncer no homem [Netto *et al.*, 2000].

Identificação dos danos:

O contato com o antraceno pode causar irritação na pele, irritação ao trato respiratório quando inalado, irritação na área gostrointestinal se ingerido, e no contato com os olhos causa vermelhidão e dor.

Medidas de Primeiros Socorros:

Inalação: Remover ao ar livre o indivíduo exposto. Se não estiver respirando, fazer repiração artificial. Se respirar com dificuldade, dê oxigênio. Procure um médico.

Ingestão: Dê grande quantidade de água para beber. Nunca dê algo pela boca para uma pessoa inconsciente. Procure ajuda médica.

Contato com a pele: Lave a área contaminada imediatamente em água corrente, por pelo menos 15 minutos. Caso necessário, remova a roupa contaminada e os sapatos, procure ajuda médica se houver irritação ou persistência da mesma.

Contato com os olhos: Lave imediatamente com água corrente, por pelo menos 15 minutos, abrindo e fechando ocasionalmente as pálpebras. Procure ajuda médica imediatamente.

Manuseio e Armazenamento

Mantenha o material em recipiente bem fechado, armazenando-o em local fresco, seco e em área ventilada. Proteja o material contra dano físico e isole-o de substâncias incompatíveis.

Os recipientes vazios deste material são tóxicos, pois retêm resíduos. Observe todos os avisos e precauções com relação ao produto.

Controle de Exposição Pessoal

Sistema de ventilação: Um sistema de exaustão local ou geral é recomendado para manter a exposição do usuário a menor possível.

Respiradores pessoais: É recomendado um respirador de meia face para as condições de uso em que há exposições a poeira e vapor.

Proteção da pele: São recomendadas luvas protetoras e roupas limpas que cubram todo o corpo.

Proteção dos olhos: É recomendado o uso de óculos químico-protetores.

Eliminação

O antraceno deve ser colocado em um aparato aprovado e apropriado para eliminação do lixo. O processamento, o uso ou contaminação deste produto pode alterar a forma de administrar o lixo.

Características da Câmara de ionização.



		Connector Collector I	: Plate:		BNC connector than the center of the chamber body. These regions are centered in the other direction (see above diagram). The active window regions have an area of 12.32 cm ² . Side-mounted triaxial two-lug BNC connector. The collector is a 0.25 mm thick, centrally mounted, graphite-coated, polycarbonate (lexan) plate. The diameter is 3.18 ± 0.01 cm. A 1.27 x 0.89 cm guard region is electrically isolated from the collector area.						
	I	Electrical Spec	ificati	ons							
		Sheet Resi	stivity:		All are measu	as sprayed with μ re less than 6 k Ω	graphite conductive coating /square but greater than				
		Leakage C	urrent	:	3 kΩ/s With 3 impose 50% re within under 1 second operati relative absolut 75% at	quare. 00 volt bias in effective humidity, 60 seconds of ap- the above bias co- s of applying the ng temperature r e humidity, but o- te humidity is ≤ 2 $\geq 25^{\circ}$ C, 60% at 30	ffect and 0.1 volt potential ard and collector, at 20°C and the leakage current is < 10 fA oplying the voltage. The leakage nditions is < 100 fA within 60 a voltage over both the full ange of 8 - 38°C and for 20 - 80% nly for conditions in which the 20 g/m3 (the equivalent R.H. is 0°C, and 50% at 35°C).				
	I	Radiological S	pecific	ations							
		Energy Ra	nge:		30 to 1 50 kVr	50 kVp for diagr	nostic measurements. 20 to bhic measurements.				
	Nominal Sensitivity:				L100:	2.00 x 10 ⁸ R/C	(1.75 x 10 ⁶ Gy/C) at 22°C and				
						1013 hPa. : 2.21 x 10 ⁸ R/C	(1.94 x 10 ⁶ Gy/C) at 22°C and				
						1013 hPa.					
DV70: 2.01 x 10 ⁸ R/C (1.76 x 10 ⁶ Gy/C) at 20 ⁶ 1013 hPa						$(1.76 \times 10^{6} \text{ Gy/C})$ at 20°C and					
	DH70: 1.89 x 10 ⁸ R/C (1.66 x 10 ⁶ Gy/C) at 20°C and						(1.66 x 10 ⁶ Gy/C) at 20°C and				
MH						1013 hPa. MH30: 2.16 x 10 ⁸ R/C (1.89 x 10 ⁶ Gy/C) at 20°C and					
						1013 hPa.					
					L100, 1 to the o and MI Multip	DV70, and DH70 liagnostic side of H30 apply to the ly values by 0.00	0 nominal sensitivities apply f the chamber, while MV30 mammographic side. 0876 to convert from R to Gy.				
Inovis	sion Radia	tion Measurements	;		DATE:	3/6/95	Title: 96035B Specification				
REV	ECO NO	RELEASED FOR	ENG	DATE	DRN:	M. Labbe					
G	1263	PRODUCTION			Sheet	2 of 2	No. 37896ES				

Foto ilustrativa do protótipo (com o transdutor)



Tabela de Dados

Caracterização do sensor - Testes realizados no aparelho de raios-X Shimadzu							
	60	kVp			80	kVp	
R	σ	V	σ	R	σ	V	σ
2,712	0,0020	7,33	0,017	3,291	0,0037	7,59	0,023
2,210	0,0039	7,06	0,023	2,672	0,0025	7,46	0,023
1,799	0,0049	6,75	0,036	2,189	0,0026	7,22	0,035
1,415	0,0041	6,39	0,038	1,693	0,0031	6,81	0,029

Caracteriza	ição do Transdu	tor - Testes reali	zados no aparel	ho de raios-X GE	-Prestige II
50	kVp	70	kVp	90 k	۲
R*	V**	R*	V**	R*	V**
0,822	2,26	0,670	2,14	0,672	2,29
0,638	1,85	0,522	1,79	0,537	1,95
0,510	1,45	0,417	1,45	0,420	1,58
0,405	1,18	0,334	1,14	0,335	1,24
0,326	0,90	0,260	0,85	0,268	0,94
0,254	0,66	0,210	0,65	0,211	0,70
0,203	0,50	0,168	0,49		
*desvio padrão (σ) máximo das exposições do aparelho de raios-X GE Prestige II < 0,7 %.					
**desvio padrão	(σ) máximo das m	nedidas do transo	lutor < 2, <mark>5 %</mark> .		

	Curvas de Atenuação (valores normalizados)							
		50 kVp						
Filtros	Koithlov	Transdutor sem	Transdutor com					
1 111/03	Returney	afastador	afastador					
mmAl	R * (%)	V** (%)	V** (%)					
0,0	100,0	100,0	100,0					
0,5	81,7	89,2	85,9					
1,0	66,7	76,6	73,4					
1,5	56,7	66,3	62,7	CCD = 1.97 mm M	Transdutor sem			
2,0	48,1	55,8	52,1	CSH = 1,07 IIIIIAI	afastador: 58,4 %			
2,5	42,0	48,0	43,5		Propagação de erro:			
3,0	35,9	41,9	36,8		3,5 % (máximo)			
3,5	31,9	35,5	31,8					
4,0	27,9	30,4	26,3					

	Curvas de Atenuação (valores normalizados)							
		70 kVp						
Filtros	Koithlov	Transdutor sem	Transdutor com					
1 111/03	Returney	afastador	afastador					
mmAl	R * (%)	V** (%)	V** (%)					
0,0	100,0	100,0	100,0					
0,5	85,6	90,6	91,8					
1,0	73,6	81,3	79,0					
1,5	65,5	73,8	72,2					
2,0	57,2	65,8	62,3					
2,5	52,1	59,7	56,0	CSP = 2.61 mm Al	Transdutor sem			
3,0	46,6	53,8	48,7	C3n = 2,01 IIIIIAI	afastador: 58,2 %			
3,5	42,1	48,8	43,0		Propagação de erro:			
4,0	38,1	42,9	38,4		3,5 % (máximo)			

	Curvas de Atenuação (valores normalizados)						
		90 kVp					
Filtros	Koithlov	Transdutor sem	Transdutor com				
1 111/03	Renney	afastador	afastador				
mmAl	R* (%)	V** (%)	V** (%)				
0,0	100,0	100,0	100,0				
0,5	88,2	94,7	92,6				
1,0	78,4	87,8	84,6				
1,5	70,7	81,6	77,3				
2,0	64,0	74,6	69,1				
2,5	58,1	69,3	62,3				
3,0	53,2	64,3	57,4	CSB = 3.42 mm Al	Transdutor sem		
3,5	49,4	60,0	51,4	C3n = 3,42 IIIIIAI	afastador: 60,1 %		
4,0	45,8	55,7	47,7		Propagação de erro: 3,5 % (máximo)		

*desvio padrão (σ) máximo das exposições do aparelho de raios-X GE Prestige II < 0.7 %.
**desvio padrão (σ) máximo das medidas do transdutor < 2.5 %
Tedes es leitures forem obtidos usendo 1.0 e de expecição de reise V
Todas as leituras foram oblidas usando 1,0 s de exposição de falos-X.