

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

CINTHIA MARQUES SOUSA DE MAGALHÃES

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
UTILIZANDO FOTOTRANSISTOR**

RECIFE

2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

CINTHIA MARQUES SOUSA DE MAGALHÃES

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
UTILIZANDO FOTOTRANSISTOR**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO ANTÔNIO FILHO (DEN/UFPE)

CO-ORIENTADOR: PROF. DR. LUIZ ANTÔNIO PEREIRA DOS SANTOS (CRCN/CNEN)

RECIFE

2007

M188d Magalhães, Cinthia Marques Sousa de.

Dosimetria em tomografia computadorizada utilizando fototransistor / Cinthia Marques Sousa de Magalhães. - Recife: O Autor, 2007.
66 folhas, il : figs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco.
CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2007.

Inclui bibliografia.

1. Energia Nuclear. 2. Fototransistor. 3. Tomografia Computadorizada. 4. Dosimetria. 5. Raios-X. I. Título.

UFPE

612.01448

CDD (22. ed.)

BCTG/2008-009

**DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
UTILIZANDO FOTOTRANSISTOR**

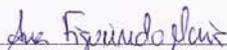
Cinthia Marques Sousa de Magalhães

APROVADA EM: 21.12.2007

ORIENTADOR: Prof. Dr. João Antonio Filho

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos

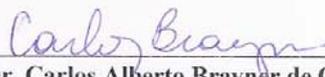
COMISSÃO EXAMINADORA:



Profá. Dra. Ana Figueiredo Maia – DF/UFSE



Prof. Dr. Ernando Barbosa da Costa – DF/UFRPE



Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão



Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*Aos meus pais, ao meu noivo
e à minha irmã!*

AGRADECIMENTOS

Aos Profs. João Antônio e Luiz Antônio pela orientação, incentivo, carinho e atenção ao longo do curso;

Ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares: Coordenador, Vice-coordenador, professores, secretária (Magali), amigos (Araújo, Rebeca, Marília, Edsom) e colegas por todo apoio e companheirismo. Em especial ao meu grande amigo Jonas, que participou comigo de momentos de discussões, descobertas, alegrias e aflições. Você foi muito importante nesse trabalho!

Ao CRCN: DIMET (Marcos, Mércia e técnicos), DIRAD (funcionários, colegas e pessoal do LIN: Arquimedes, Fábio, Neto, Petra, Evelyne) pela colaboração e amizade;

Aos técnicos do Hospital das Clínicas (Roberto, Isandro) que estiveram sempre disponíveis mesmo quando o tempo era limitado;

Ao CNPq, à Capes e à FACEPE pela bolsa concedida;

À Profa. Ana Maia pelos diálogos e indispensável colaboração que enriqueceram o trabalho;

Principalmente:

Aos meus pais “*Magal e Célida*”, minha irmã “*Chris*”, meu noivo “*Igor Borges*”, meu avô “*Aurélio*”, minhas tias “*Cacilda e Gena*” e demais familiares. Vocês foram essenciais para a construção e finalização desse trabalho. Muito obrigada pela educação, amor, confiança, incentivo e apoio nas horas difíceis. Amo vocês!

Às grandes amigas de Aracaju (Mari Mari, Dani, Marta, Jr. Boy, Eduardo) e à “família” do Recife (Clau, Patylene, Leo, Marcos, Adi e gagau) pelas palavras de força, consolo e carinho. “*A amizade duplica nossas alegrias e divide nossa tristeza*”.

À Deus, meu refúgio e minha fortaleza, que me deu força para superar os obstáculos e a Nossa Senhora que sempre intercedeu por mim.

DOSIMETRIA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZANDO FOTOTRANSISTOR

Autora: Cinthia Marques S. de Magalhães

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Filho

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

RESUMO

O aumento do uso da tomografia computadorizada (CT) na prática médica e a dose relativamente alta proporcionada ao paciente fazem da CT um forte contribuinte na dose populacional em radiologia médica. Portanto, existe a necessidade de avaliar e otimizar as doses de radiação em CT para os pacientes submetidos a essa técnica de radiodiagnóstico. A dosimetria atual é baseada na medida da integral do perfil de dose para um único corte utilizando uma câmara de ionização de 100 mm de extensão. Contudo, um sistema alternativo tem sido sugerido através da utilização de detectores menores. Nesse trabalho, o fototransistor OP520 foi proposto para avaliar a dose em raios-X de tomógrafo. Inicialmente, foi feita a caracterização do fototransistor em laboratório e no hospital. Em seguida, o detector foi utilizado no tomógrafo para avaliar o perfil de dose de um único corte no ar e num simulador de cabeça. Essas medidas foram feitas transladando o fototransistor através do feixe, utilizando múltiplas rotações da fonte e diferentes extensões de varredura. Os resultados da caracterização do fototransistor mostraram que o dispositivo apresenta resposta similar a do detector padrão para diferentes potenciais de tubo no experimento com o tomógrafo. As respostas em função da dose e da taxa de dose apresentaram comportamento linear, com coeficientes de determinação maiores que 0,95. A dependência angular foi expressiva nas irradiações em laboratório, mas no tomógrafo essa dependência foi menor que 3%. Os resultados das medidas do perfil de dose mostraram que o sensor pode ser utilizado para determinar os detalhes da distribuição de dose de um único corte em CT. Ao utilizar uma varredura de 100 mm de extensão, os perfis de dose obtidos com os fototransistores foram comparados com indicadores convencionais de dose no paciente em CT obtidos com a câmara de ionização: o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e o CTDI ponderado (CTDI_w). A partir daí, obtiveram-se fatores de conversão para converter a medida em nC para dose em mGy e os indicadores puderam ser obtidos utilizando o fototransistor. Efetuando uma varredura de 150 mm de extensão, ao invés dos 100 mm usual, foi observado que existe dose além do comprimento da câmara de ionização em concordância com a opinião de alguns autores de que a dosimetria atual pode deixar de ser adequada.

Palavras-chave: Fototransistor, dosimetria, raios-X, tomografia computadorizada.

DOSIMETRY IN COMPUTED TOMOGRAPHY USING PHOTOTRANSISTOR

Author: Cinthia Marques S. de Magalhães

Adviser: Prof. Dr. João Antônio Filho

Co-adviser: Prof. Dr. Luiz Antônio Pereira dos Santos

ABSTRACT

The increasing use of computed tomography (CT) in clinical practice and the relatively high dose delivered to the patient make CT a significant contributor to the population dose from medical radiology. Therefore, there is a need to assess and optimize CT radiation doses for patients undergoing this diagnostic radiology technique. The current dosimetry is based on the measurement of the single slice profile integral using a 100 mm long ion chamber. However, an alternative system has been suggested which involves smaller detectors. In this work, the OP520 phototransistor was proposed to evaluate the dose in tomography X-rays. At first, the phototransistor was characterized at the laboratory and in the hospital. After, it was used in the CT scanner to measure the single slice dose profile free in air and in head phantom. These measurements were taken by scanning the phototransistor through the beam using multiple rotations of the source and various scan lengths. The results of the phototransistor characterization showed that the device has similar response when compared with standard detector for different tube potentials at CT scanner experiment. Dose and dose rate response presented linear behaviour, with coefficients of determination better than 0.95. The angular dependence was significant for laboratory exposures, but in the CT scanner this dependence was less than 3%. The results of dose profile measurements indicated that the sensor could be used for determining the details of a CT single-scan dose distribution. Scanning a length of 100mm, the dose profile integrals obtained with the phototransistor were compared with the conventional indicators of patient dose in CT obtained with the ion chamber: computed tomography dose index (CTDI) and weighted CTDI ($CDTI_w$). Conversion factors to convert the nC measurements to a dose in mGy were obtained and those indicators could be estimated applying phototransistor. Using 150 mm scan length, instead of usual 100 mm, it was observed that there is a certain dose beyond the length of the CT ion chamber in agreement with some authors that the present methodology may no longer be suitable.

Keywords: Phototransistor, dosimetry, X-rays, computed tomography.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Gerações dos tomógrafos.	17
Figura 2: Tomógrafo Helicoidal.	18
Figura 3: Feixe de raios-X com uma única linha de detectores e outro com um conjunto de detectores (multicortes).	19
Figura 4: Contribuição percentual para dose coletiva dos exames de raios-X médicos: comparação dos dados de 1985-1990 e 1991-1996.	20
Figura 5: Feixe de raios-X típico em tomografia computadorizada.	21
Figura 6: Perfil de dose para um único corte com espessura nominal de $T = 10$ mm.	21
Figura 7: Perfil de dose para 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de intervalo entre cortes.	22
Figura 8: Perfil de dose para uma série de cortes múltiplos.	25
Figura 9: Estrutura planar e símbolo para circuitos de um transistor bipolar NPN.	29
Figura 10: Representação esquemática de um fototransistor sendo irradiado.	30
Figura 11: Orientação angular de irradiação.	33
Figura 12: Vista lateral e frontal de dois fotodiodos colados pela face posterior.	33
Figura 13: Dependência angular para um sensor de dois fotodiodos em raios-X de CT.	33
Figura 14: Fototransistor OP520 fabricado pela OPTEK [®] Technology.	36
Figura 15: Vista frontal, lateral e posterior da placa de circuito impresso com dois fototransistores OP520, funcionando como um detector.	37
Figura 16: Simulador dosimétrico de cabeça. Possui cinco orifícios, 15 cm de comprimento e 16 cm de diâmetro.	38
Figura 17: Câmara de ionização tipo lápis utilizada na dosimetria em CT.	38
Figura 18: Placa com dois fototransistores OP520, eletrômetro Flip-flop [®] e computador com programa DoseX [®] .	39
Figura 19: Arranjo experimental para a caracterização dos fototransistores.	39
Figura 20: Arranjo experimental para avaliação da dose no ar.	40
Figura 21: Arranjo experimental para avaliação da dose no simulador de cabeça.	40
Figura 22: Arranjo experimental para dependência angular em laboratório.	43

Figura 23: Dependência energética do fototransistor OP520 para as qualidades de radiodiagnóstico de feixes diretos (RQR) implantadas no Pantak.	46
Figura 24: Variação da sensibilidade do fototransistor OP520 em função do potencial aplicado ao tubo do tomógrafo, para uma corrente de 100 mA.	47
Figura 25: Resposta do fototransistor em função da dose com a corrente em 10 mA.	48
Figura 26: Repetitividade dos fototransistores OP520 na qualidade RQR9 para uma dose total de 1750 mGy.	49
Figura 27: Corrente do fototransistor OP520 em função de múltiplos da taxa de dose no Pantak, para tensão de 120 kV. A taxa de dose obtida com a câmara RC6 foi variada de 1,75 a 8,75 mGy/s.	50
Figura 28: Corrente do coletor em função da intensidade fotônica relativa para avaliar o comportamento do ganho do fototransistor	51
Figura 29: Dependência angular do fototransistores em laboratório na qualidade RQR9.	53
Figura 30: Dependência angular do fototransistores no tomógrafo.	54
Figura 31: Perfil de dose no ar para as espessuras de corte 3 e 5 mm.	56
Figura 32: Perfil de dose no orifício central e num dos orifícios da periferia do simulador para espessura nominal de corte de 5 mm.	57
Figura 33: Perfis de dose no orifício central do simulador de cabeça para espessura de corte de 5 mm e varreduras de 75, 100 e 150 mm de extensão.	59

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1: Valores de referência de dose para exame de rotina de CT com base na dose absorvida no ar.	27
Tabela 2: Características do fototransistor OP520.	35
Tabela 3: Características das qualidades de radiação de feixes diretos da RQR4 a RQR10.	41
Tabela 4: Parâmetros da avaliação do perfil de dose no tomógrafo.	44
Tabela 5: Dados do teste de dependência energética para qualidades RQR implantadas em laboratório. A corrente e a dose foram fixadas em 20 mA e 50 mGy, respectivamente. Filtração total: 3 mmBe + 2,5 mmAl.	47
Tabela 6: Dados da variação da sensibilidade do fototransistor OP520 em função do potencial aplicado ao tubo do tomógrafo.	48
Tabela 7: Cargas coletada pelo fototransistor OP520 e pela câmara de ionização RC6 para uma dose de 50 mGy.	49
Tabela 8: Dados da avaliação da leitura do fototransistor em função da taxa de dose no tomógrafo, para tensão de 120 kV e espessura nominal de corte de 10 mm.	52
Tabela 9: Valores das leituras relativas ao valor medido em 0° do teste da dependência angular no Pantak.	53
Tabela 10: Valores das leituras relativas ao valor medido em 0° do teste da dependência angular no tomógrafo. A tensão foi mantida em 120 kV, a corrente em 210 mA e a espessura de corte em 10 mm.	54
Tabela 11: Avaliação da dose no tomógrafo no ar. As medidas dos fototransistores e da câmara 3CT foram relacionadas pela razão entre o <i>CTDI</i> da câmara e a área do perfil de dose do fototransistor dividida pela espessura de corte.	56
Tabela 12: Avaliação da dose no tomógrafo utilizando um simulador de cabeça. As medidas dos fototransistores e da câmara 3CT foram relacionadas pela razão entre o <i>CTDI</i> da câmara e a área do perfil de dose do fototransistor dividida pela espessura de corte.	58
Tabela 13: Índices de dose em CT no orifício central do simulador para diferentes extensões de varredura.	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CRCN	Centro Regional de Ciências Nucleares
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CTDI	Computed Tomography Dose Index
CTDI _w	Weighted Computed Tomography Dose Index
DEN	Departamento de Energia Nuclear
D (z)	Função do perfil da dose
DLP	Dose-Lenght Product
EBCT	Electron Beam Computed Tomoghaphy
EMI	Electric and Musical Industries
FT	Fototransistor
FWHM	Full Width at Half Maximum
HC	Hospital das Clínicas
IEC	International Electrotechnical Commission
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
JBC	Junção Base-Coletor
JBE	Junção Base-Emissor
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IRD	Instituto de Dosimetria e Radioproteção
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
MSAD	Multiple Scan Average Dose
PMMA	Poli (metacrilato de metila)
SMT	Surface Mount Technology
SMD	Surface Mount Device
TBJ	Transistor Bipolar de Junção
TLD	TermoLuminescent Dosimeter

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1 Tomografia Computadorizada.....	15
2.1.1 Histórico	15
2.1.2 Gerações dos Tomógrafos	16
2.2 Dose de radiação em CT.....	19
2.2.1 Grandezas Dosimétricas em CT	23
2.3 Detectores de cristais semicondutores.....	27
2.4 Transistor Bipolar	28
2.4.1 Fototransistor Bipolar	30
2.5 Interação da radiação com os dispositivos semicondutores	31
2.5.1 Dependência Energética	32
2.5.2 Dependência Angular	32
2.5.3 Danos da radiação.....	34
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
3.1 Materiais e Equipamentos	36
3.2 Irradiação	39
3.3 Testes com os fototransistores.....	41
3.3.1 Dependência Energética	41
3.3.2 Resposta do fototransistor em função da dose.....	42
3.3.3 Repetitividade.....	42
3.3.4 Resposta em função da taxa de dose	42
3.3.5 Dependência Angular	43
3.4 Avaliação da dose.....	44
3.4.1 Avaliação do perfil de dose no ar	44
3.4.2 Avaliação do perfil de dose no simulador	45

4 RESULTADOS	46
4.1 Caracterização dos fototransistores	46
4.1.1 Dependência Energética	46
4.1.2 Resposta do fototransistor em função da dose.....	48
4.1.3 Repetitividade.....	49
4.1.4 Resposta em função da taxa de dose	50
4.1.5 Dependência Angular	52
4.2 Avaliação do perfil de dose	55
4.2.1 Avaliação do perfil de dose no ar	55
4.2.2 Avaliação do perfil da dose no simulador	56
5 CONCLUSÕES.....	61
6 PERSPECTIVAS	62
REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (CT)¹, introduzida na prática clínica em 1972, proporcionou um grande avanço no radiodiagnóstico médico, sendo reconhecida pelo alto potencial de diagnóstico, possibilitando a investigação de regiões do corpo humano até então não reproduzidas pelos métodos convencionais. Além disso, essa nova técnica substituiu alguns exames que traziam muito desconforto e determinados procedimentos que acarretavam elevado risco ao paciente.

Apesar da alta capacidade de diagnóstico da tomografia computadorizada, o método proporciona doses altas em relação a outros exames de diagnóstico radiológico. No Reino Unido, os procedimentos de CT representam 7% dos exames radiológicos, no entanto, são responsáveis por 47% da dose coletiva total da prática médica (HART; WALL, 2004). A elevada dose na tomografia tem sido fonte de preocupação para as agências e comissões de proteção radiológica que percebem a necessidade de minimizar a dose para uma mesma qualidade de informação radiológica através da otimização das condições técnicas (ICRU, 2005).

A dosimetria em CT é feita, principalmente, utilizando-se uma câmara de ionização tipo lápis com 100 mm de comprimento, que integra o perfil de dose através de um corte na sua região central. No entanto, alguns autores têm questionado se essa dimensão é suficiente para mensurar toda radiação espalhada de um único corte, principalmente após o surgimento dos tomógrafos de multicortes os quais possibilitam a aquisição simultânea de vários cortes. Ao invés de se fabricarem câmaras ainda maiores, uma forma alternativa tem sido proposta com a utilização de câmaras de ionização menores (DIXON, 2003; NAKONECHNY, 2005). Nesse novo método, o único corte na região central é substituído por uma translação do detector através do feixe, efetuando múltiplas rotações da fonte. Nakonechny et al. (2005) utilizaram uma câmara de pequeno volume e um detector de diamante para avaliar o perfil de dose em tomografia e obtiveram resultados que indicam a necessidade de mudanças na atual dosimetria. Anteriormente a esses fatos, Aoyama et al. (2002) utilizaram detectores pequenos para avaliação da dose em CT, caracterizando e utilizando como detector de radiação um fotodiodo PIN de silício.

¹ Tomografia computadorizada será abreviada para CT, e não TC, por ser a sigla mais utilizada no Brasil e o termo adotado pelo Ministério da Saúde na Portaria 453.

Dispositivos eletrônicos apresentam características que despertam o interesse para o estudo da aplicabilidade destes em dosimetria das radiações ionizantes. Dentre elas há: a capacidade de leitura em tempo real; as pequenas dimensões e a baixa energia necessária para produção de um par elétron-lacuna. Os fototransistores bipolares, dispositivos semicondutores que têm a propriedade de amplificação de sinal elétrico, têm sido avaliados para utilização como detectores de radiação na faixa de energia de radiodiagnóstico (SANTOS et al., 2002) e para altas energias (DHOLE; BHORASKAR, 1994). Os trabalhos de Santos et al. (2002); Santos et al. (2006) mostram a viabilidade da utilização de fototransistor NPN em radiodiagnóstico. Por esse motivo, aliado às novas perspectivas de dosimetria em CT utilizando detectores pequenos, o interesse pelo estudo dos fototransistores para dosimetria em tomografia foi despertado.

O objetivo desse trabalho foi a caracterização do fototransistor OP520 para dosimetria em feixes de tomografia computadorizada. Primeiramente, os fototransistores foram caracterizados numa qualidade de radiação utilizada para aplicações em CT. Os testes realizados nessa caracterização foram: dependência energética, resposta em função da dose e da taxa de dose, repetitividade e dependência angular. Em seguida, foram utilizados na avaliação dosimétrica em exames de tomografia computadorizada. A realização desse trabalho foi uma parceria entre o Departamento de Energia Nuclear da UFPE (DEN/UFPE), o Centro Regional de Ciências Nucleares da CNEN (CRCN/CNEN) e o Hospital das Clínicas da UFPE (HC/UFPE), Recife.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tomografia Computadorizada

2.1.1 Histórico

A imagem radiográfica tem apresentado mudanças significativas nas áreas clínica e tecnológica. O desenvolvimento e o refinamento das técnicas têm como objetivo otimizar a aquisição de imagens radiológicas e melhorar os cuidados com o paciente. O aparecimento da tomografia computadorizada, ferramenta revolucionária na radiologia, contribuiu fortemente para os avanços no campo do radiodiagnóstico por imagem (SEERAM, 2001).

A tomografia computadorizada, como a maioria das invenções, foi resultado de muitas pesquisas. J. Radon, um matemático australiano, trabalhando com teoria gravitacional, provou em 1917 que um objeto bi ou tri-dimensional pode ser reproduzido através de um conjunto infinito de todas as suas projeções. Em 1963, A. M. Cormack e W. H. Oldendorf entenderam o conceito de tomografia computadorizada e construíram modelos de laboratório, mas não tiveram recurso para desenvolver uma unidade de produção (CHRISTENSEN et al., 1992). Goldfrey N. Hounsfield, engenheiro eletrônico em Middlesex, na Inglaterra, foi quem apresentou à sociedade a tomografia computadorizada como método de radiodiagnóstico por imagem no ano de 1972, o original tomógrafo EMI (*Electric and Musical Industries*). Hounsfield e Cormack dividiram o Prêmio Nobel de Medicina em 1979 (BUSHBERG et al., 2001). O primeiro equipamento foi fabricado pela empresa EMI e constava de um tubo de raios-X simples de anodo fixo e alvo de dimensões relativamente grandes, mas suficientemente capaz de suportar o calor produzido pelos sucessivos bombardeios de elétrons. Essa primeira máquina era utilizada para escanear o cérebro. Em 1974, Dr. Robert Ledley, professor da Universidade de Georgetown, desenvolveu o primeiro equipamento de CT de corpo inteiro, provavelmente o primeiro desenvolvimento técnico de grande importância em radiodiagnóstico.

Na tomografia computadorizada, um feixe de raios-X estreito é direcionado ao paciente, e a radiação atenuada é mensurada por detectores cujos sinais são digitalizados por um sistema eletrônico e transmitidos a um computador para o processamento dos dados. Analisando o sinal dos detectores, a imagem é reconstruída e disponibilizada no monitor do computador. A

reconstrução da imagem da seção transversal da anatomia é realizada por meio de equações matemáticas adaptadas ao processamento computacional (BUSHONG, 1997).

2.1.2 Gerações dos Tomógrafos

Os tomógrafos têm sido continuamente aprimorados e devido às modificações que sofreram no decorrer da evolução tecnológica, os equipamentos de tomografia computadorizada foram classificados por gerações. São elas:

1ª Geração

O sistema de primeira geração (Figura 1a), como o apresentado à sociedade científica no ano de 1972, apresentava um único feixe de raios-X fino e colimado e um único detector. A fonte e o detector eram conectados de forma que se movimentassem sincronicamente. O conjunto fazia múltiplas varreduras lineares (translação) sobre o paciente coletando informações de 160 feixes distintos. Após uma varredura, o tubo sofria uma rotação de 1 grau para iniciar nova varredura e coletar outros 160 feixes na nova projeção. O processo era repetido por 180 vezes, variando-se cada projeção em um grau. Esse sistema possuía a vantagem de ser facilmente calibrado e oferecer a melhor possibilidade para rejeição da radiação espalhada. No entanto, apresentava uma grande desvantagem que era o longo tempo de aquisição de um único corte, de aproximadamente 5 minutos.

2ª Geração

A inovação do equipamento de segunda geração (Figura 1b) foi a aquisição de dados a partir de um conjunto de detectores, o que reduziu consideravelmente o tempo de aquisição das imagens. O feixe passou a ser parcialmente em forma de leque, capaz de cobrir o conjunto de detectores que podiam variar de 5 a 30. Os tomógrafos dessa geração ainda eram do tipo translação-rotação, ou seja, com múltiplas projeções intercaladas por um movimento de rotação. O aumento do campo de radiação do feixe e do número de detectores provocou um aumento da influência da radiação espalhada na imagem e do ruído.

3ª Geração

A grande evolução dos equipamentos de terceira geração (Figura 1c) foi a eliminação dos movimentos lineares. Com isso, o tubo de raios-X passou a fazer movimentos de rotação contínuos, girando de forma sincrônica com os detectores, havendo uma coleta simultânea dos dados. O tempo de aquisição dos cortes foi reduzido e uma imagem era produzida em 1 segundo. Para isso, o arranjo de detectores passou a ser curvilíneo, mantendo constante a distância fonte-detector facilitando a reconstrução da imagem e possibilitando uma colimação pós-paciente, que ajuda na redução do efeito da radiação espalhada. A principal desvantagem desse sistema é o surgimento ocasional de artefatos de anel que surgem por diversas razões, como o malfuncionamento de um ou mais detectores. Esses artefatos podem ser minimizados através de correções no *software* de reconstrução da imagem.

4ª Geração

Um conjunto de detectores distribuídos nos 360 graus do *gantry*, ocupando todo o anel, surgiu na quarta geração (Figura 1d). A fonte de raios-X passou a girar em torno do conjunto de detectores fixos havendo uma melhoria significativa na estabilidade dos detectores. As principais desvantagens dessa geração foram o aumento da dose nos pacientes e o aumento do custo, devido ao crescimento no número de detectores (BUSHONG, 1997; COSTA, 1999; NÓBREGA, 2005).

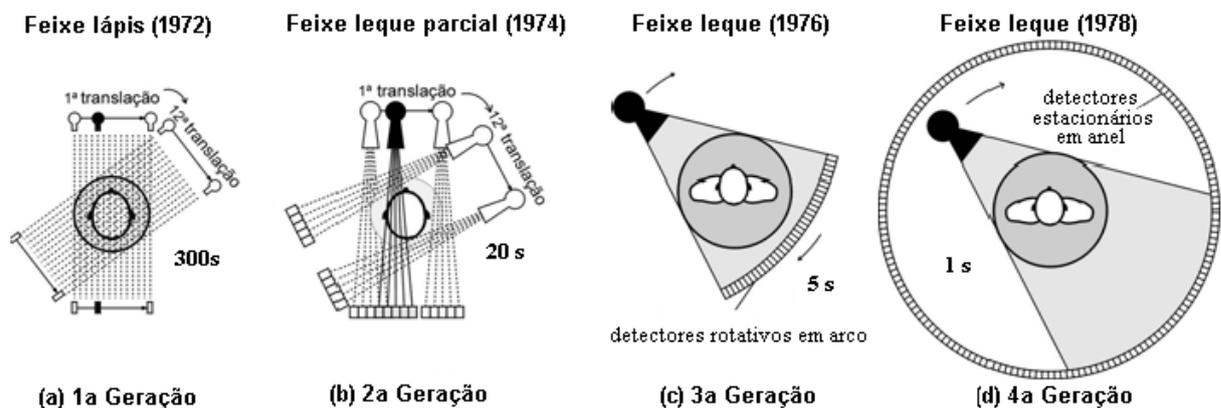


Figura 1: Gerações dos tomógrafos. Fonte: SILVA, 2005.

Em 1989, com o aprimoramento das técnicas de CT, foi introduzido o tomógrafo helicoidal (ou espiral). As CTs helicoidais permitem a rotação contínua do tubo ao deslocamento simultâneo da cama do paciente (Figura 2). Os cortes tomográficos são obtidos com a cama em movimento, de modo que as “fatias” não são necessariamente planas, enquanto o método de aquisição assemelha-se a um modelo espiral. Os dados são adquiridos continuamente e é possível reconstruir qualquer imagem ao longo do eixo de translação por meio de um algoritmo de interpolação. A capacidade de se obter a imagem de um grande volume de tecido em uma única respiração é a principal vantagem dos CTs helicoidais, reduzindo os artefatos gerados na imagem devido aos movimentos do paciente (BUSHONG, 1997; NÓBREGA, 2005).

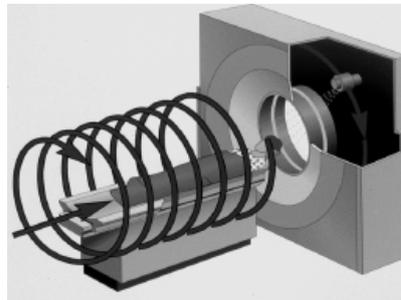


Figura 2: Tomógrafo Helicoidal.

Com o surgimento da CT helicoidal surgiu a definição passo (*pitch*). O passo, ou fator de passo, é dado matematicamente pela Equação 1:

$$p = \frac{d}{h} \quad (1)$$

onde d é o deslocamento da cama em uma rotação do tubo de raios-X de 360° e h é a espessura do corte.

Tomógrafos mais rápidos têm sido desenvolvidos devido à necessidade de obtenção de imagens funcionais do corpo humano. O tomógrafo de feixes de elétrons (EBCT, *Electron Beam Computed Tomography*) foi o precursor pela *Imatron* na obtenção de imagens cardíacas. No EBCT, o movimento do *gantry* é eliminado. Seu funcionamento consiste de um guia de onda para acelerar e focalizar um feixe de elétrons até um alvo de tungstênio, produzindo raios-X. Tanto os alvos de tungstênio quanto os conjuntos de detectores cobrem um arco de 210° . Esses

equipamentos são capazes de obter imagens em 50 ms e podem obter vídeos rápidos de imagens do batimento do coração (BUSHBERG et al., 2001; BUSHONG, 1997). Outro exemplo dessa nova geração é o tomógrafo de multicortes. Esses equipamentos apresentam múltiplos conjuntos de anéis detectores estrategicamente emparelhados, tornando-se possível a aquisição simultânea de vários cortes de imagens. A abertura do colimador é maior e conseqüentemente mais raios-X que são produzidos pelo tubo são utilizados na produção da imagem (Figura 3).

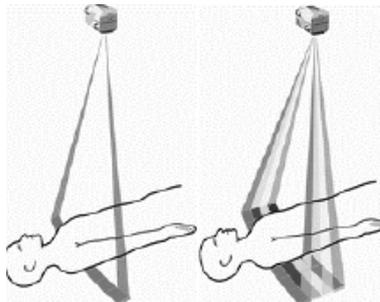


Figura 3: Feixe de raios-X com uma única linha de detectores e outro com um conjunto de detectores (multicortes).

2.2 Dose de radiação em CT

A distribuição de dose num paciente submetido a um exame de tomografia é completamente diferente da distribuição num exame de radiografia convencional. Na radiografia convencional, a dose decresce continuamente da entrada à saída do feixe de raios-X. Na tomografia computadorizada, que apresenta geometria rotacional do tubo de raios-X, a dose é quase igualmente distribuída no plano da varredura. O paciente é uniformemente irradiado em todas as direções.

A informação da dose em CT é importante por diversas razões. A tomografia é uma modalidade de radiodiagnóstico amplamente utilizada, que proporciona uma das mais altas doses em radiologia. Além disso, essa técnica produz melhores imagens quando a dose é aumentada. Por último, trata-se de uma técnica digital cuja imagem não se torna muito escura quando a dose é excessiva (ROTHENBERG; PENTLOW, 1992). A Figura 4 mostra a contribuição relativa por tipo de exame para dose coletiva de raios-X diagnósticos. Nela é possível perceber que a contribuição percentual dos exames de tomografia mais que duplicou no decorrer dos anos e que

é muito expressiva quando comparada com os demais exames, o que reforça a grande importância da avaliação da dose em CT.

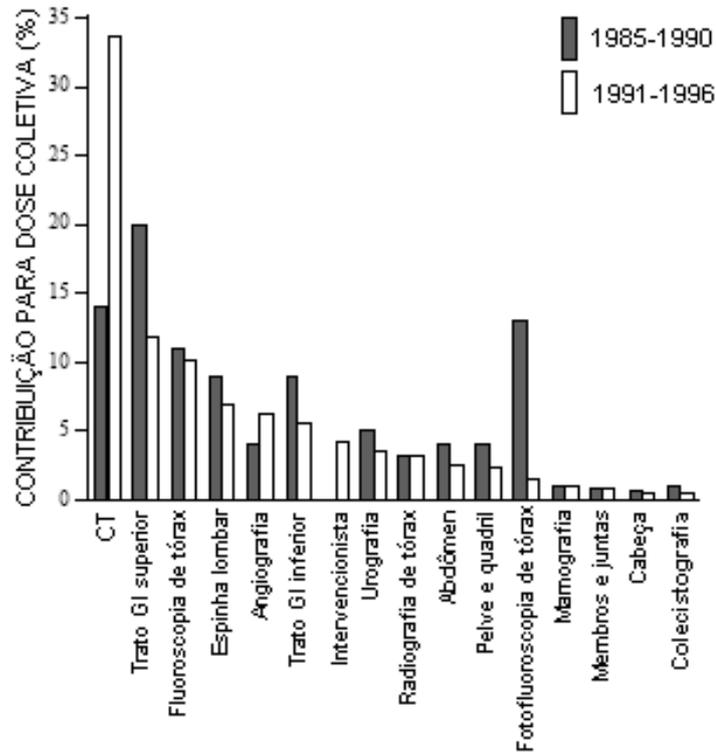


Figura 4: Contribuição percentual para dose coletiva dos exames de raios-X médicos: comparação dos dados de 1985-1990 e 1991-1996. Fonte: UNSCEAR, 2000.

A maioria dos equipamentos de CT emite um feixe de raios-X em forma de leque que possui uma seção transversal estreita. Ao longo do eixo longitudinal ao paciente (eixo z), o feixe é muito fino, de alguns milímetros de espessura (1 a 10 mm). A Figura 5 mostra um esquema de um feixe de raios-X típico em CT.

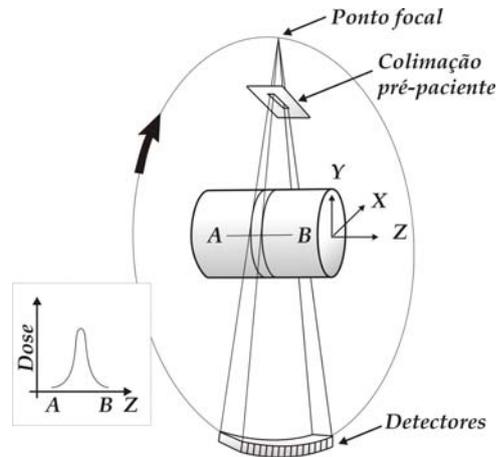


Figura 5: Feixe de raios-X típico em tomografia computadorizada. Fonte: KNOX; GAGNE, 1996.

A intensidade do feixe de radiação pode ser representada graficamente ao se definir o eixo longitudinal do paciente como eixo z. No caso ideal, a intensidade da radiação ao longo do eixo z teria o mesmo valor em qualquer posição dentro do feixe. Na realidade, a intensidade do feixe apresenta uma extremidade suavizada e a curva da intensidade ao longo do eixo z apresenta uma forma de sino. A Figura 6 apresenta o perfil de dose para um único corte.

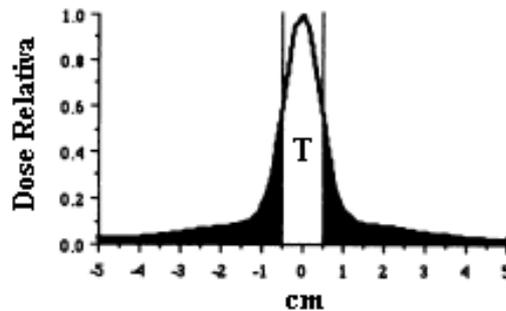


Figura 6: Perfil de dose para um único corte com espessura nominal de $T = 10$ mm. Fonte: ROTHENBERG; PENTLOW, 1992.

A área escura dessa Figura representa a dose recebida pelos tecidos exteriores à seção nominal do corte devido à combinação da divergência do feixe, penumbra e radiação espalhada. Portanto, quando seções adjacentes são escaneadas, a dose em qualquer seção é aumentada pela contribuição das outras seções. A magnitude desse aumento depende do número de cortes, da

separação ou intervalo entre os cortes, e das características particulares do perfil de dose de um único corte. A Figura 7 ilustra o perfil de dose para uma série de 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de intervalo entre cortes.

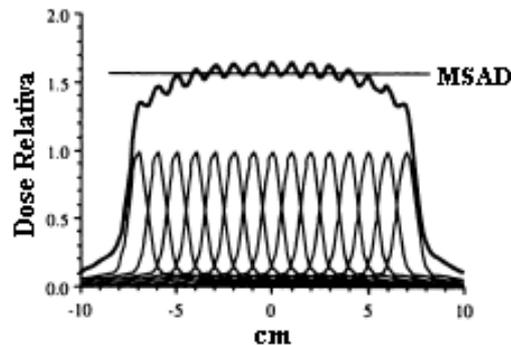


Figura 7: Perfil de dose para 15 cortes, com 10 mm de espessura e 10 mm de intervalo entre cortes. Fonte: ROTHENBERG; PENTLOW, 1992.

Na avaliação da dose em CT tem-se utilizado: câmaras de ionização, dosímetros termoluminescentes (TLDs) e filmes dosimétricos. O dosímetro mais utilizado é a câmara de ionização do tipo lápis com 100 mm de comprimento, que é capaz de medir a integral do perfil de dose de um único corte com apenas uma varredura. Para determinar com detalhes esse perfil, geralmente é empregado um arranjo de TLDs ao longo do eixo z . O filme é o menos utilizado, ele apresenta a característica de possibilitar a medição da dose em vários pontos simultaneamente, no entanto, possui grande variação da resposta na faixa de energia dos raios-X (ROTHENBERG; PETLOW, 1992).

Com o avanço tecnológico dos tomógrafos, Dixon (2003) questiona a viabilidade das câmaras lápis na dosimetria em tomografia. Acredita-se que os 100 mm de extensão da câmara não são suficientes para coletar toda radiação espalhada do perfil de dose de um único corte, principalmente para os tomógrafos de multicortes que utilizam feixes com espessuras de corte maiores. Ao invés de fazer uma câmara ainda maior, ele sugere um método que envolve câmaras de ionização menores. A dosimetria seria feita varrendo um comprimento suficiente para estabelecer um equilíbrio na dose na posição da câmara. Esse novo método não seria significativamente mais demorado que o da câmara de 100 mm devido à diminuição no tempo de varredura dos tomógrafos modernos. Baseados nessas idéias, Nakonechny et al. (2005) utilizaram uma câmara de ionização de pequeno volume e um detector de diamante (com comprimento ativo

de 0,25 mm e área ativa de 6,8 mm²) para avaliar o perfil de dose em CT. Os dois detectores apresentaram-se viáveis para essa finalidade. Eles também compararam a dose obtida com uma câmara lápis de 102 mm e a câmara de menor volume. As doses da câmara menor foram de 1%-4% mais baixas quando esta foi submetida a uma varredura de 102 mm de extensão. No entanto, aumentando a extensão da varredura, foi verificado que a câmara menor apresenta valores de dose maiores que a câmara CT (~29% mais alta para uma varredura de 250 mm no eixo central). A partir desses resultados, eles concluíram que a câmara padrão subestima a dose por não mensurar toda a radiação espalhada, fato que reforça a necessidade de mudanças nos procedimentos atuais empregados na dosimetria de tomografia.

Uma outra alternativa para a avaliação da dose em CT foi proposta por Aoyama et al. (2002). Eles utilizaram um semicondutor fotodiodo PIN para determinar tanto o perfil de dose como para estimar a dose nos órgãos em tomografia e obtiveram resultados muito satisfatórios quando comparados com os de uma câmara de ionização padrão.

2.2.1 Grandezas Dosimétricas em CT

Algumas grandezas dosimétricas foram desenvolvidas para avaliar a distribuição de dose em tomografia computadorizada, tendo em vista que os procedimentos de medição adotados na radiologia convencional não eram apropriados para a técnica de CT. Em 1981, foram sugeridas duas grandezas para CT pelo *Bureau of Radiological Health*: o índice de dose em tomografia computadorizada (*CTDI, Computed Tomography Dose Index*) e a dose média em múltiplos cortes (*MSAD, Multiple Scan Average Dose*) (SHOPE et al., 1981).

O *CTDI* é a principal grandeza dosimétrica utilizada em CT. Shope et al. (1981) o definiram como a integral do perfil de dose ($D(z)$) para um único corte ao longo de uma linha infinita paralela ao eixo de rotação z , dividida pela espessura nominal de corte. A Figura 6, mostrada anteriormente, representa um desses perfis e a Equação 2 descreve o *CTDI*:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2)$$

onde $D(z)$ é o perfil de dose em um único corte ao longo de uma linha infinita paralela ao eixo z e T é a espessura nominal de corte.

O valor estimado do *CTDI* representa o valor da dose em um elemento de volume devido à exposição de um único corte como se toda a dose absorvida do perfil fosse homogeneamente concentrada num elemento de volume de tamanho igual a um elemento de seção de área e espessura igual à espessura nominal de corte. É possível estimar o *CTDI* no ar (com pouca contribuição de radiação espalhada) e no simulador (de cabeça ou de tronco, com a contribuição de radiação espalhada). Vale salientar que o *CTDI* é sempre medido no modo convencional (axial).

A espessura à meia altura do perfil de dose, mesmo no ar, é maior do que a espessura nominal de corte. Essa diferença é mais perceptível na varredura de cortes finos (SEERAM, 2001). Chistensen et al. (1992) perceberam que se o valor do *CTDI* for calculado através do valor da espessura efetiva (FWHM, *full width at half maximum*), dado pela espessura à meia altura, os valores obtidos são mais satisfatórios, principalmente para cortes finos.

O *MSAD* é dado pela Equação 3 (SHOPE et al., 1981):

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz \quad (3)$$

onde I é o incremento da cama (espaçamento entre dois cortes sucessivos) e $D_{N,I}(z)$ é a dose decorrente de N cortes em função da posição.

O *MSAD* representa a dose média no corte central, relativa a uma série de cortes tomográficos. A Figura 8 mostra a distribuição da dose como uma função do número de cortes. O número 1 representa o perfil de dose para um único corte. Pode-se perceber que a sobreposição e o somatório dos perfis de dose de cada varredura contribuem para o perfil de dose de múltiplos cortes. À medida que o número de cortes é aumentado, a dose média no corte central alcança um valor limite. O valor limite é alcançado quando o primeiro e o último corte da série não contribuem para dose na região central. É nesse limite que o *MSAD* é definido (SHOPE et al., 1981).

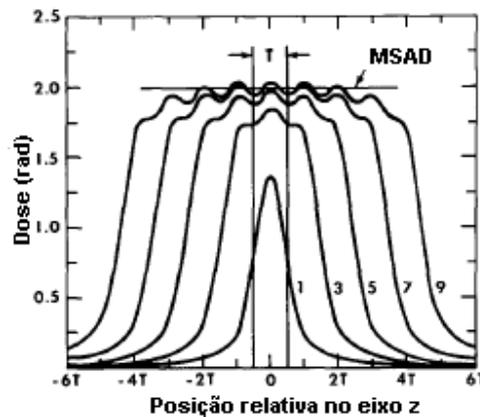


Figura 8: Perfil de dose para uma série de cortes múltiplos. Fonte: SHOPE et al., 1981.

De acordo com Jucius; Kambic (1977 apud MAIA, 2005)², o *CTDI* e o *MSAD* são iguais somente quando o incremento na posição da cama é igual à espessura do corte. Nos demais casos, a relação entre eles é dada pela Equação 4:

$$MSAD = CTDI \left(\frac{T}{I} \right) \quad (4)$$

onde *T* e *I* são a espessura nominal de corte e o incremento da cama, respectivamente.

Essa equação é válida somente se o número de cortes (*N*) é grande o suficiente para que o primeiro e último corte da série não colaborem para a dose na região do corte central da série. Geralmente essa situação é atingida para valores de *N* maiores que 10 ou 12 cortes (SHOPE et al., 1981).

Existem outras variações nas definições do *CTDI*. Uma delas é o *CTDI*₁₀₀, que é uma maneira prática de determinar o *CTDI* modificando seus limites de integração, já que uma câmara de ionização de 100 mm de comprimento ativo é utilizada na maioria dos casos. O *CTDI*₁₀₀ está definido na Equação 5:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (5)$$

² JUCIUS; R. A.; KAMBIC, G. X. Radiation dosimetry in computed tomography (CT). *SPIE Proc.*, Application of Optical Instrumentation in Medicine VI, v. 127, p. 286-295, 1977.

Essas medidas podem ser realizadas no ar, posicionando o detector no eixo de rotação ou paralelo ao mesmo, ou no centro ($CTDI_{100,c}$) e na periferia ($CTDI_{100,p}$) de simuladores dosimétricos padrões de CT.

Os dois tipos de simuladores freqüentemente utilizados são cilindros circulares feitos de poli (metacrilato de metila) (PMMA), com densidade de $(1,19 \pm 0,01) \text{ g/cm}^3$, comprimento de 14 a 16 cm e diâmetros de 16 e 32 cm para o simulador de cabeça e de abdômen, respectivamente. Os simuladores possuem canais ao longo de sua extensão para permitir o posicionamento do dosímetro em diferentes localizações co-axiais. Os simuladores padrões possuem 1 canal ao longo do eixo do cilindro e 4 canais a 1 cm da superfície, nas posições correspondentes a 3, 6, 9 e 12 horas de um relógio (AAPM, 1993). Existem, no entanto, simuladores que permitem o posicionamento em mais locais.

Outras grandezas dosimétricas propostas para CT são o $CTDI$ ponderado ($CTDI_w$, *Weighted CTDI*) e o produto dose-comprimento (DLP , *Dose-Lenght Product*). O $CTDI_w$, dado pela Equação 6, foi proposto por Leitz et al. (1995) para servir como indicador da dose média de um único corte tomográfico e é utilizado no protocolo dosimétrico padrão europeu (EC, 1999):

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (mGy) \quad (6)$$

A grandeza $CTDI_{100,c}$ é medida no centro do simulador dosimétrico padrão de CT e a $CTDI_{100,p}$ é a média dos valores medidos nas posições periféricas do mesmo simulador.

O DLP é utilizado para definir a energia total absorvida por um volume escaneado proveniente de um determinado protocolo. Representa a dose integral ao longo do comprimento escaneado e é definido pela Equação 7:

$$DLP = CTDI_w \times T \times N \quad (mGy.cm) \quad (7)$$

onde T é a espessura do corte e N é o número de cortes necessários para realizar o exame. Na técnica em espiral, o número de rotações deve substituir o número de cortes da tomografia convencional.

O $CTDI_w$ oferece uma melhor estimativa da dose no órgão que o $CTDI$ no ar. Por meio de fatores de conversão apropriados, o $CTDI_w$ e o DLP podem ser utilizados para estimar a dose no órgão e a dose efetiva, respectivamente, associada a um exame de CT de cabeça, pescoço e tronco (HIDAJAT et al., 1999). A Tabela 1 mostra alguns valores de referência de dose para essas duas grandezas dosimétricas.

Tabela 1: Valores de referência de dose para exame de rotina de CT com base na dose absorvida no ar.

Exame	Valores de referência de dose	
	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeça	60	1050
Tórax	35	650

Fonte: EC, 1999.

2.3 Detectores de cristais semicondutores

Materiais semicondutores caracterizam-se por ter uma condutividade elétrica intermediária entre os materiais condutores e os não-condutores. Atualmente, diversos tipos de materiais inorgânicos ou orgânicos estão sendo empregados na fabricação de dispositivos eletrônicos semicondutores. Os cristais semicondutores, ou seja, os inorgânicos são mais conhecidos na instrumentação nuclear e na física médica. Esses tipos de semicondutores têm propriedades únicas que os fazem apropriados na detecção da radiação ionizante. Certas propriedades encontradas nos cristais semicondutores podem ser mais valorizadas quando comparadas com as dos detectores de radiação mais largamente utilizados, como os baseados na ionização de gases. Algumas delas são: baixa energia média para a criação de um par elétron-lacuna; a alta densidade; e elevada resistência mecânica (LUTZ, 1999). Quando comparados com os dosímetros termoluminescentes (TLD's), têm as vantagens da leitura dos dados em tempo real e da alta sensibilidade.

Os cristais semicondutores mais comumente utilizados são o germânio e o silício; no entanto, outros materiais também são utilizados, como Arseneto do gálio (GaAs) e Telureto de Cádmio (CdTe). As propriedades elétricas dos cristais semicondutores podem mudar consideravelmente ao se adicionar pequenas quantidades de átomos diferentes dos átomos do

próprio cristal, processo conhecido como dopagem de impurezas. A diferença básica dessas impurezas em relação aos átomos do cristal semicondutor está no número de elétrons de valência. Dependendo do material da dopagem, pode-se ter um semicondutor do tipo N ou do tipo P, com excesso de elétrons na banda de condução ou excesso de lacunas na banda de valência, respectivamente. Atualmente, os dispositivos eletrônicos são construídos de junções PN (diodo), NPN (transistor bipolar) e de várias combinações entre metais (M), óxidos de semicondutores ou de metais (O) e semicondutores (S), conhecidas como dispositivos MOS.

Alguns dispositivos eletrônicos têm sido utilizados para dosimetria em radiodiagnóstico. Bower; Hintenlang (1998) utilizaram um sistema com transistor de efeito de campo tipo metal-óxido-semicondutor (MOSFET, *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) para caracterizá-lo em raios-X de diagnóstico. Realizaram vários testes (linearidade, resposta angular, análise da sensibilidade) e perceberam a possibilidade de utilização desse dispositivo para dosimetria em sistemas de diagnóstico. Peet; Pryor (1999) utilizaram o MOSFET como dosímetro alternativo aos TLDs para medidas de dose de entrada na pele em radiologia diagnóstica. Aoyama et al. (2002) utilizaram o fotodiodo de silício comercial PIN como sensor para estimar a dose nos órgãos durante exames de tomografia e outros exames radiológicos. Um fotodiodo comercial também foi avaliado como dosímetro em exames de mamografia e apresentou boa concordância com a câmara de ionização (BATISTA et al., 2005). Além dos dispositivos citados anteriormente, os transistores bipolares e fototransistores também têm sido analisados para dosimetria em radiologia, principalmente por causa da capacidade de amplificação do sinal elétrico devido ao efeito transistor (SANTOS et al., 2002).

2.4 Transistor Bipolar

Os transistores são dispositivos eletrônicos que revolucionaram a eletrônica. Eles são feitos como componentes discretos e também como parte de circuitos integrados, onde milhares deles podem estar integrados numa única pastilha de silício. O chaveamento e a amplificação de sinais elétricos são as suas duas principais funções de controle (DUNCAN, 1997).

O transistor bipolar de junção (TBJ) consiste de três regiões semicondutoras de dopagens diferentes, coletor (C), base (B) e emissor (E), formando duas junções PN de polaridades opostas. A base é uma fatia muito pequena fracamente dopada com material do tipo P ou N e está entre o coletor e o emissor que são fatias mais fortemente dopadas e de materiais de

tipo oposto. O TBJ pode ser do tipo PNP ou NPN, variando nas dopagens P e N, mas operando de forma análoga, sendo os papéis dos elétrons e das lacunas trocados entre si (REZENDE, 1996). A Figura 9 mostra a estrutura de um transistor NPN com seu símbolo para circuitos.

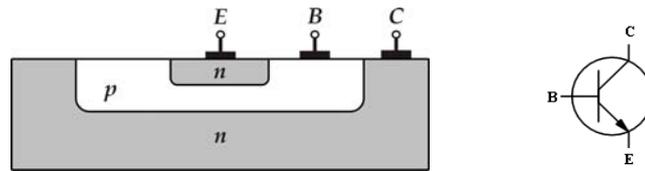


Figura 9: Estrutura planar e símbolo para circuitos de um transistor bipolar NPN. Fonte: SEDRA; SMITH, 2005.

Para função de amplificação têm-se as seguintes relações entre as correntes dos terminais de um transistor: a corrente do emissor (I_E) é igual à soma da corrente do coletor (I_C) e da corrente da base (I_B) (Equação 8) e a corrente do coletor está relacionada com a corrente da base através de um fator de amplificação (Equação 9).

$$I_E = I_B + I_C \quad (8)$$

$$I_C = \beta \cdot I_B \quad (9)$$

onde β é o fator de amplificação ou ganho de corrente. Esse fator é um parâmetro característico de cada transistor, mas também varia com as tensões de polarização das junções (REZENDE, 1996). Para transistores NPN modernos, β fica na faixa entre 100 a 200, podendo chegar à ordem de 1000 para dispositivos especiais.

Os TBJs já foram avaliados como detectores de radiação. Piemonte et al. (2004) utilizaram um TBJ fabricado com silício de alta resistividade e realizaram sua caracterização estática e dinâmica. Os resultados mostraram um bom desempenho dos dispositivos, especialmente devido ao alto ganho da corrente, permitindo perceber a funcionalidade dos mesmos como detectores de partículas.

2.4.1 Fototransistor Bipolar

Os fototransistores, que foram sugeridos primeiramente por Shockley, Sparks e Teal em 1951, apresentam alto ganho de corrente e têm sido utilizados como fotodetectores. Um fototransistor bipolar difere de um transistor bipolar convencional por ter uma grande junção base-coletor (JBC) como o elemento sensor de luz (SZE, 1981). Geralmente possui apenas dois terminais acessíveis, o coletor e o emissor, sendo a base incluída para eventual polarização ou controle elétrico. A Figura 10 mostra um fototransistor com a base aberta sendo irradiado com um fluxo de fótons de densidade uniforme.

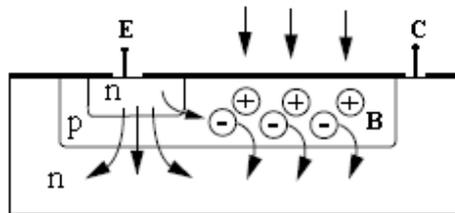


Figura 10: Representação esquemática de um fototransistor sendo irradiado. Fonte: SIEMENS, s.d. (modificado).

Ao irradiar a superfície superior do fototransistor planar, pares elétrons-buracos são gerados em todo o dispositivo. Os buracos gerados na região da base aumentam o potencial da base, polarizando diretamente a junção base-emissor (JBE). Conseqüentemente, elétrons são injetados do emissor para base na tentativa de neutralizar o excesso de buracos. Devido à proximidade da junção base-coletor, a probabilidade de ocorrer recombinação na base é pequena e a maioria dos elétrons injetados nela é arrastada através da região de depleção da JBC para o coletor. Com isso, a corrente do coletor é muito maior que a corrente fotogerada (I_{ph}) (SIEMENS, s.d.). A corrente total do coletor é dada pela equação 10:

$$I_C = \beta I_{ph} \quad (10)$$

onde β é o ganho de corrente e I_{ph} é a corrente fotogerada na base.

Os fototransistores possuem diversas aplicações, sendo muito utilizados como chaveadores e acopladores ópticos. Além disso, os fototransistores têm sido avaliados como detectores de radiação. Dhole; Bhoraskar (1994) utilizaram-os como monitor de radiação para feixes de elétrons de 1 MeV na faixa de 1 a 10^4 Gy. Batignani et al. (2004) projetaram e fabricaram fototransistores em substrato de silício de alta resistividade e obtiveram alto valor de ganho de corrente (600). Devido a essa alta amplificação interna, o dispositivo foi estudado para detecção de radiação ionizante quando não é possível pré-amplificar o sinal nas proximidades do detector. O dispositivo foi capaz de detectar radiações α , β e raios-X utilizando um *setup* experimental simples. Santos et al. (2006) utilizaram fototransistores comerciais para estimar a dose em feixe de raios-X na faixa de diagnóstico e mostraram que pode-se determinar a dose para energias entre 40 e 140 keV.

2.5 Interação da radiação com os dispositivos semicondutores

A interação da radiação ionizante com materiais semicondutores causa a criação de pares elétrons-lacunas que podem ser detectados como sinais elétricos e interpretados em termos da energia da radiação incidente. Para partículas carregadas, a ionização pode ocorrer ao longo do caminho por meio das colisões com elétrons. No caso dos fótons, eles interagem com um elétron alvo (efeito fotoelétrico ou Compton) ou com o núcleo do semicondutor (produção de pares). Em qualquer caso, parte da energia absorvida no semicondutor será convertida em ionização (a criação de pares elétrons-lacunas) e o restante em fônons (vibrações da estrutura), que finalizam em energia térmica (LUTZ, 1999).

Em dispositivos eletrônicos comerciais, como fotodiodos e fototransistores, o encapsulamento do dispositivo pode dar origem a alguns efeitos simultâneos, dependendo da faixa de energia de radiação. Dois efeitos que podem ocorrer são: o efeito *buildup*, devido ao tipo e à espessura do material de encapsulamento, e a cintilação de luz visível, em encapsulamentos transparentes. Na realidade, tais efeitos ocorrem pelo fato do dispositivo não ter sido fabricado para detecção de radiação ionizante.

Independente do mecanismo envolvido, a energia média gasta para produção de um par elétron-lacuna (energia de ionização) é a quantidade de interesse prático para aplicações na

detecção das radiações. Uma vantagem dos semicondutores é o pequeno valor dessa energia. Para o silício e germânio, é em torno de 3 eV, comparado com 30 eV para os gases típicos para detecção (KNOLL, 1989).

2.5.1 Dependência Energética

A resposta de um sistema dosimétrico é geralmente uma função da energia da radiação. Os sistemas dosimétricos calibrados para uma qualidade de radiação específica precisam corrigir a variação da resposta do sistema dosimétrico quando utilizados em uma qualidade de radiação diferente (IAEA, 2005).

A resposta dos dosímetros semicondutores apresenta uma dependência com a energia e com o tipo de radiação incidente. Como o número atômico do silício ($Z = 14$) é maior do que o número atômico efetivo da câmara de ionização ($Z \sim 7,4$), a resposta do semicondutor para fótons de baixa energia é maior do que a obtida com a câmara de ionização. Isso ocorre porque para esses fótons (abaixo de 100 keV) há uma alta probabilidade de interação por efeito fotoelétrico, que apresenta forte dependência com o número atômico do material (Z^5) (DIXON; EKSTRAND, 1982). Peet; Pryor (1999) perceberam isso ao analisarem a dependência energética de dosímetros semicondutores tipo MOSFET para raios-X na faixa de 60 a 100 kV, em intervalos de 5 kV. Os resultados deles mostraram a necessidade de coeficientes de calibração para cada energia utilizada nos exames.

2.5.2 Dependência Angular

A variação da resposta de um detector em função do ângulo de incidência da radiação é conhecida como dependência angular ou direcional do dosímetro. Bower; Hintenlang (1998) analisaram a dependência angular de semicondutores tipo MOSFET utilizando raios-X de diagnóstico com potencial de 90 kVp. Eles notaram que a resposta foi relativamente constante para as orientações de 90 a 270° e relativamente uniforme na face menos sensível, sendo em torno de 60% da resposta da face mais sensível. Apesar da diferença de sensibilidade nas duas regiões, a dependência angular foi considerada previsível. O ângulo foi variado em intervalos de 15° e a orientação angular está mostrada na Figura 11.

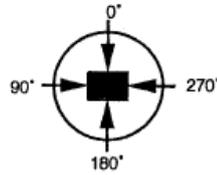


Figura 11: Orientação angular de irradiação.

sendo em 0° a face de menor sensibilidade e em 180° a de maior sensibilidade.

O fator preponderante na dependência angular de alguns dispositivos eletrônicos é a construção assimétrica dos mesmos devido à presença de uma pequena placa de metal na face posterior ao substrato da pastilha semicondutora. Na tentativa de diminuir a dependência angular, Aoyama et al. (2002) uniram com epóxi dois fotodiodos PIN pela face posterior (Figura 12).

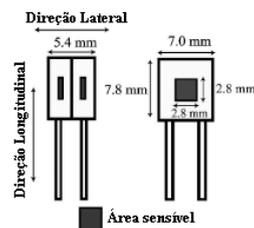


Figura 12: Vista lateral e frontal de dois fotodiodos colados pela face posterior. Fonte: MORI et al., 2005.

Utilizando um tomógrafo, posicionaram o sensor livre no ar (no eixo de rotação do tubo) e aplicaram 120 kV de potencial, 55 mA de corrente e 10 mm de espessura do corte. Os dados obtidos estão apresentados na Figura 13:

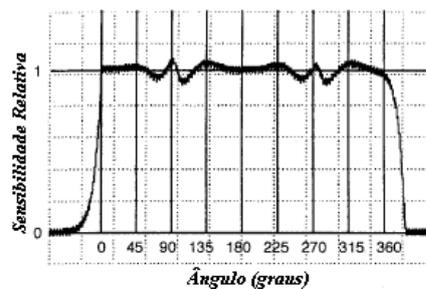


Figura 13: Dependência angular para um sensor de dois fotodiodos em raios-X de CT. Fonte: AOYAMA et al., 2002.

Considerando a mesma orientação angular da Figura 11 e fazendo os ângulos 0 e 180° corresponderem às faces mais sensíveis dos fotodiodos, uma melhoria considerável na resposta angular foi obtida. A curva de sensibilidade relativa foi aproximadamente constante com uma variação máxima de 8,5% em torno de 90 e 270°.

2.5.3 Danos da radiação

A radiação a ser mensurada pode modificar o material detector e também as suas propriedades. O uso extensivo dos detectores assegura que algum dano irá surgir devido a mudanças na rede cristalina do semicondutor causadas pela radiação ao interagir com o material (LUTZ, 1999). Devido ao dano causado pela radiação, os semicondutores utilizados como detectores de radiação precisam ser calibrados periodicamente já que a sensibilidade dos detectores depende do seu histórico de radiação (IAEA, 2005).

Os defeitos mais comuns criados na rede do cristal são as vacâncias e os intersticiais. A vacância é a ausência de um átomo na sua posição normal na rede. Se o átomo deslocado se mover para uma posição fora da rede, o defeito resultante é o intersticial. A combinação de uma vacância e um intersticial adjacente é conhecida como par de Frenkel ou par fechado (SROUR et al., 2003).

Os defeitos apresentam, principalmente, as seguintes conseqüências nos semicondutores:

1. Agem como centros de recombinação-geração: são capazes de capturar e emitir elétrons e buracos;
2. Agem como centro de armadilhas: elétrons e buracos são capturados e re-emitidos com algum tempo de atraso. Na região de carga espacial do detector, a carga do sinal pode ser armadilhada e liberada muito tarde para a eficiência de detecção, provocando uma redução no sinal;
3. Podem mudar a densidade de carga na região de carga espacial: requerendo um aumento na voltagem de polarização para fazer o detector inteiramente sensível (LUTZ, 1999).

A severidade do dano está relacionada ao tipo e à energia da radiação. Para partículas pesadas este efeito é muito significativo, no entanto, para elétrons e fótons é relativamente pequeno. Nesse último caso, os defeitos produzidos encontram-se homoganeamente distribuídos no cristal (KNOLL, 1989).

O dano da radiação pode causar perda de sensibilidade à radiação limitando o tempo de uso do detector. Para o MOSFET analisado por Peet; Pryor (1999), foi estimado um tempo de vida de 6 meses e uma dose máxima acumulada de 7 Gy.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais e Equipamentos

O fototransistor utilizado foi do tipo OP520, fabricado pela OPTEK[®] Technology, escolhido pelo fato de ter dimensões menores do que as espessuras de corte típicas em exames tomográficos. Algumas características dele estão na Tabela 2 e outras são: não possui terminal de base (base flutuante); está montado num encapsulamento tipo SMT (Surface Mount Technology); possui lente planar opaca para filtrar o espectro de luz visível (Figura 14). Dois dispositivos funcionando como um detector foram conectados, com pinos de ouro, em lados opostos de uma mesma placa de circuito impresso a fim de diminuir a dependência angular (Figura 15).

Tabela 2: Características do fototransistor OP520 (OPTEK, 2005).

Fototransistor OP520	
Área sensível	< 0,5 mm ²
Dimensões	3,20 × 1,50 × 1,10 mm ³
Comprimento de onda para máximo sinal de saída	910 nm



Figura 14: Fototransistor OP520 fabricado pela OPTEK[®] Technology. Fonte: OPTEK, 2005.

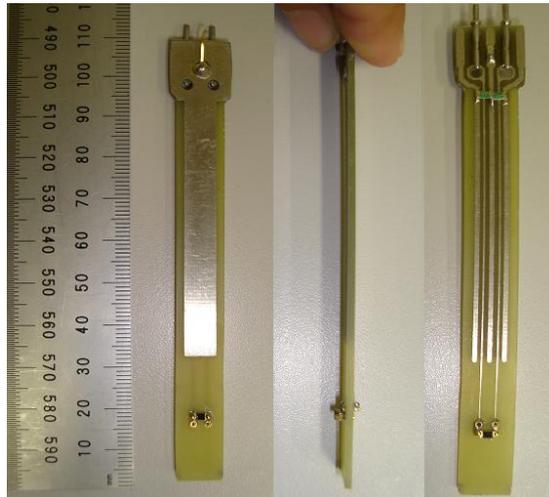


Figura 15: Vista frontal, lateral e posterior da placa de circuito impresso com dois fototransistores OP520, funcionando como um detector.

Para a caracterização dos fototransistores, foi utilizado um gerador de raios-X industrial, Pantak HF320, do Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN/CNEN), que opera entre 5 e 320 kV. Uma câmara de ionização, modelo RC6 da Radcal, acoplada a um eletrômetro Keithley® 6517^A (ambos previamente calibrados pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão de Energia Nuclear (IRD/CNEN, Rio de Janeiro)) foi utilizada para determinar as doses e as taxas de dose no ar durante a caracterização. Essa câmara possui 6 cm³ de volume ativo e é apropriada para faixa de energia de radiodiagnóstico. Alguns testes da caracterização, como a dependência angular e resposta em função da taxa de dose, também foram realizados no tomógrafo. A avaliação dosimétrica foi realizada no tomógrafo Asteion da Toshiba, helicoidal de terceira geração, do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC/UFPE), Recife.

A dosimetria foi realizada no ar e num simulador de cabeça, que foi construído no Departamento de Energia Nuclear (DEN/UFPE) com poli (metacrilato de metila) (PMMA). As dimensões do simulador estão de acordo com as especificações estabelecidas pela Associação Americana de Físicos Médicos (AAPM, 1993). Ele é cilíndrico com 15 cm de comprimento e 16cm de diâmetro. Possui 5 orifícios ao longo de sua extensão, sendo 1 central e 4 periféricos, esses estão a 1 cm da superfície e todos têm cerca de 11,4 mm de diâmetro. Dispõe de quatro plugues removíveis de PMMA que preenchem os orifícios que estão sem dosímetro. O simulador está mostrado na Figura 16.

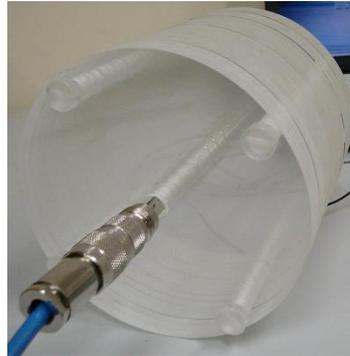


Figura 16: Simulador dosimétrico de cabeça. Possui cinco orifícios, 15 cm de comprimento e 16 cm de diâmetro.

Uma câmara de ionização tipo lápis, modelo 10X5 3CT, Radcal Corporation[®], acoplada ao eletrômetro da Radcal, foi utilizada para fazer comparações com as leituras dos fototransistores nos experimentos com o tomógrafo. Essa câmara é o padrão para dosimetria em CT, possui volume sensível de 3 cm³, 100 mm de comprimento e foi previamente calibrada no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN-SP) (Figura 17).



Figura 17: Câmara de ionização tipo lápis utilizada na dosimetria em CT.

A medição da corrente gerada pelos fototransistores, tanto na caracterização quanto na avaliação da dose, foi realizada utilizando o eletrômetro Flip-flop[®], desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Nuclear do CRCN. O eletrômetro Flip-flop foi calibrado utilizando o sistema Keithley[®] 6430 e suas leituras registradas no programa DoseX[®] instalado num computador, que atua como sistema de controle do eletrômetro Flip-flop (Figura 18).

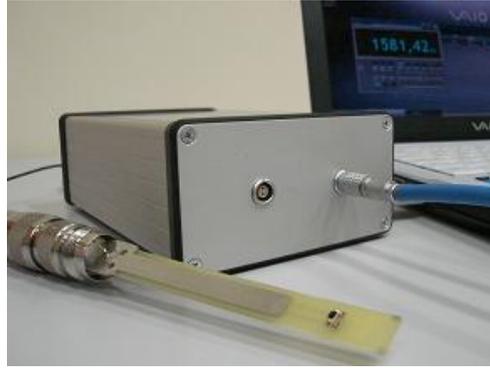


Figura 18: Placa com dois fototransistores OP520, eletrômetro Flip-flop[®] e computador com programa DoseX[®].

Para monitorar a temperatura e a pressão no laboratório, utilizou-se um termômetro HART SCIENTIFIC, modelo 1529-R, e o barômetro DRUCK, modelo DPI 740. Essas medidas foram tomadas para eventuais correções nas leituras da câmara de ionização.

3.2 Irradiação

A caracterização dos fototransistores em laboratório foi feita utilizando como referência a qualidade de radiação RQR9 da norma IEC 61267 da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC, *International Electrotechnical Commission*). Essa qualidade utiliza a tensão de 120 kV, filtração adicional de 2,5 mmAl e apresenta camada semi-redutora de 4,5 mmAl. A filtração inerente é de 3 mmBe. O arranjo experimental está mostrado na Figura 19.

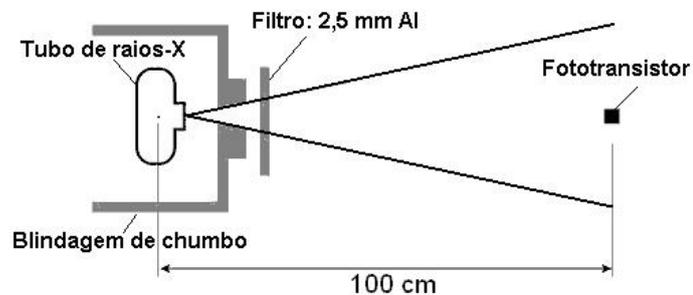


Figura 19: Arranjo experimental para a caracterização dos fototransistores.

As características do arranjo montado para a caracterização dos fototransistores em laboratório, baseado na Figura 19, foram: na blindagem de chumbo da saída do feixe foi colocado um colimador de 20 mm de diâmetro, pelo fato de ser suficiente para que o feixe de radiação cobrisse as dimensões da câmara de ionização. O filtro adicional e os detectores foram posicionados a 19,6 cm e a 100 cm do ponto focal, respectivamente. O feixe de referência para a qualidade RQR9 apresentou uma taxa de kerma no ar de 1,75 mGy/s, mantendo a corrente do tubo de raios-X fixa em 10 mA.

No tomógrafo, a avaliação do perfil de dose no ar foi feita posicionando o detector e a câmara de ionização CT no eixo de rotação do tubo de raios-X, através de um suporte colocado na extremidade superior da cama do paciente (Figura 20). Nas leituras utilizando o simulador de cabeça, o fantoma foi posicionado no suporte para cabeça conectado na extremidade superior da cama do paciente e os detectores foram inseridos nos orifícios do mesmo (Figura 21).



Figura 20: Arranjo experimental para avaliação da dose no ar.



Figura 21: Arranjo experimental para avaliação da dose no simulador de cabeça.

3.3 Testes com os fototransistores

Antes de iniciar os testes, leituras da corrente de escuro de cem fototransistores foram feitas para separá-los em lotes que apresentavam correntes de escuro semelhantes. Isso foi feito utilizando o sistema Keithley® 6430. Nos testes em laboratório, foram utilizados três pares de fototransistores, cada par de um mesmo lote, sendo que para cada dupla foram feitas cinco leituras e a partir delas as médias e os desvios foram calculados. Nos experimentos do tomógrafo, foram utilizados 2 pares de fototransistores. No total foram utilizados 13 fototransistores OP250.

3.3.1 Dependência Energética

A avaliação da dependência energética foi realizada em laboratório utilizando as qualidades de radiação de feixes diretos da RQR4 a RQR10 (potencial de 60 a 150 kV), que corresponde a uma variação de energia efetiva de 28,8 a 40,2 keV. As características dessas qualidades estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3: Características das qualidades de radiação de feixes diretos da RQR4 a RQR10.

Qualidade da Radiação	Potencial (kV)	Energia Efetiva (keV)
RQR 4	60	28,8
RQR 5	70	30,0
RQR 6	80	31,4
RQR 7	90	32,7
RQR 8	100	34,1
RQR 9	120	36,6
RQR 10	150	40,2

A corrente do tubo de raios-X e a dose foram mantidas constantes em 20 mA e 50 mGy, respectivamente. Os tempos de irradiação foram determinados em função das taxas de dose para cada qualidade, obtidas com a câmara RC6. Nessas condições, obteve-se a carga coletada dos fototransistores para as diferentes energias. A sensibilidade do dispositivo para cada qualidade foi determinada pela razão entre a carga coletada e dose. Essas leituras foram normalizadas em relação à qualidade RQR9.

Esse teste foi restrito às qualidades de radiação dos feixes diretos (RQR), que foram os feixes de radiodiagnóstico implantados no laboratório de metrologia do CRCN. Os feixes atenuados (RQA), que possuem energia efetiva mais elevada, não puderam ser implantados porque não havia filtros de alumínio suficientes.

A energia efetiva dos raios-X em tomografia está entre 36 e 72 keV (AOYAMA, 2002), tendo valores que superam os obtidos em laboratório. Essa energia é complicada de ser determinada devido à rotação do tubo de raios-X e não foi calculada nesse trabalho. Apesar disso, a resposta do fototransistor foi comparada com a leitura da câmara ionização padrão de CT submetendo-os a feixes gerados com os potenciais de 80, 100, 120 e 135 kV, para uma corrente de 100 mA. A espessura nominal de corte foi de 10 mm para garantir que o feixe encobrisse a área dos dois fototransistores. A sensibilidade do dispositivo para cada potencial foi determinada pela razão entre a corrente do detector e a taxa de dose da câmara. Essas sensibilidades foram normalizadas em relação ao potencial de 120 kV.

3.3.2 Resposta do fototransistor em função da dose

A resposta do fototransistor em função da dose foi avaliada submetendo os dispositivos a doses de 2 a 350 mGy. A dose foi obtida variando o tempo de irradiação do dispositivo em função da taxa de dose (1,75 mGy/s) para a qualidade RQR9 (120 kV) com a corrente em 10 mA.

3.3.3 Repetitividade

Para avaliar a repetitividade das leituras dos fototransistores, foram feitos 10 conjuntos de 100 medidas sucessivas sob as mesmas condições de irradiação, com a corrente em 10 mA na qualidade RQR9. Para cada conjunto de medidas foram tomados os valores da média e do desvio padrão.

3.3.4 Resposta em função da taxa de dose

Para esse teste em laboratório, diferentes correntes nominais de tubo, de 5 a 25 mA em intervalos de 5 mA, foram utilizadas para gerar variações na taxa de dose no ar no feixe padrão

RQR9. Os valores da taxa de dose foram determinados com a câmara RC6 e para as correntes de tubo selecionadas corresponderam a uma variação de 1,75 a 8,75 mGy/s.

Como no tomógrafo os valores da corrente de tubo são 10 vezes maiores do que os valores da corrente no Pantak, a resposta em função da taxa de dose também foi realizada no hospital com o detector posicionado no ar ao longo do eixo de rotação do tubo de raios-X. Com a tensão fixada em 120 kV, a corrente foi variada de 180 a 230 mA, em intervalos de 10 mA, e os valores da taxa de dose foram determinados com a câmara 3CT. Para as correntes de tubo selecionadas as taxas de dose estiveram entre 40 e 60 mGy/s. A tensão utilizada foi a de referência para exames de cabeça (120 kV) e a espessura nominal de corte foi de 10 mm. Essa espessura foi escolhida para garantir que o feixe encobrisse a área dos dois fototransistores.

3.3.5 Dependência Angular

Em laboratório, a dependência angular foi determinada posicionando os fototransistores em diferentes ângulos (0 a 360°) em relação à direção de incidência do feixe de radiação, como mostra a Figura 22.

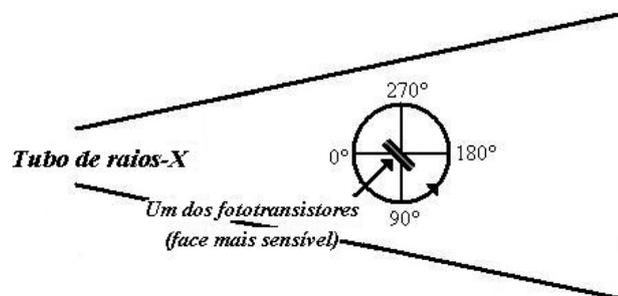


Figura 22: Arranjo experimental para dependência angular em laboratório.

O ângulo zero correspondeu à posição em que o vetor normal à face mais sensível de um dos fototransistores apontava para o tubo de raios-X. A variação do ângulo foi feita em intervalos de 15° utilizando um goniômetro. O potencial foi mantido em 120 kV e a corrente em 20 mA.

Esse teste também foi realizado no tomógrafo para os ângulos 0, 90, 180 e 270°, sendo que o ângulo zero correspondeu à direção em que a placa do detector estava paralela ao plano da cama do paciente. Os dispositivos foram submetidos no ar a uma varredura de 10 mm de espessura nominal, utilizando a tensão de 120 kV e a corrente de 210 mA.

3.4 Avaliação da dose

A avaliação da dose foi feita utilizando protocolos de exames de cabeça no modo axial, em que o tubo descreve uma volta completa com a cama do paciente parada. Os perfis de dose foram determinados e suas integrais foram comparadas com o índice de dose em CT ($CTDI$) e o índice de dose ponderado ($CTDI_w$) obtidos com a câmara 3CT.

3.4.1 Avaliação do perfil de dose no ar

Os fototransistores foram fixados por um suporte na extremidade superior da cama do paciente, como mostrado na Figura 20. Com a ajuda dos *lasers* do tomógrafo, o detector foi alinhado com o eixo de rotação do tubo de raios-X e exposto a varreduras de 100 mm de extensão, estando o mesmo no centro dessa varredura. Essa extensão foi escolhida para comparar com a dose da câmara 3CT que possui 100 mm de comprimento. Os protocolos selecionados para exames de cabeça, no modo axial, estão na Tabela 4.

Tabela 4: Parâmetros da avaliação do perfil de dose no tomógrafo.

Potencial (kV)	Corrente (mA)	Espessura do corte (mm)	Tempo de varredura (s)	Espaçamento entre cortes (mm)
120	210	3	0,75	3
120	210	5	0,75	5

O espaçamento entre cortes na região central do perfil foi reduzido para 1 mm a fim de que mais pontos fossem adquiridos e o pico do perfil de dose ficasse bem definido. A câmara 3CT foi submetida às mesmas condições operacionais para serem realizadas comparações. No entanto, ao invés de submetê-la a uma varredura de 100 mm de extensão, ela foi exposta a apenas um corte no centro.

Após o cálculo do $CTDI$ (mGy) da câmara e da área do perfil de dose do fototransistor (nC.mm), esses dados foram relacionados através de fatores de conversão (mGy/nC) determinados pela razão entre o $CTDI$ da câmara e a relação área/espessura de corte do fototransistor (nC). A área dos perfis de dose obtidos com os fototransistores apresenta a unidade

nC.mm tendo em vista que se trata da carga coletada (nC) em função da distância em relação ao centro (mm). Ao dividi-la pela espessura nominal de corte tem-se nC, que é a unidade da relação área/espessura de corte. Os fatores de conversão foram determinados para que o *CTDI* pudesse ser estimado utilizando o fototransistor.

3.4.2 Avaliação do perfil de dose no simulador

O simulador foi posicionado no suporte para cabeça da cama e alinhado, com a ajuda dos *lasers*, com o eixo de rotação do tubo de raios-X, de tal forma que um dos orifícios periféricos estivesse na posição equivalente a 12 horas de um relógio. A placa com os dois fototransistores foi posicionada no centro do orifício central do simulador e os outros orifícios foram fechados com os 4 plugues de PMMA. Depois, o mesmo foi feito para as quatro posições periféricas do simulador. Os parâmetros de irradiação utilizados foram os descritos na Tabela 3.

A câmara foi submetida às mesmas condições operacionais, sendo que exposta a apenas um corte no seu centro. Os valores dos *CTDI*s para cada posição foram calculados e a partir do valor médio do \overline{CTDI}_p (Equação 11) e do $CTDI_c$, o $CTDI_w$ foi obtido utilizando a Equação 12.

$$\overline{CTDI}_{100,p} = \frac{\overline{CTDI}_{100,p_1} + \overline{CTDI}_{100,p_2} + \overline{CTDI}_{100,p_3} + \overline{CTDI}_{100,p_4}}{4} \quad (11)$$

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \overline{CTDI}_{100,c} + \frac{2}{3} \overline{CTDI}_{100,p} \quad (12)$$

Os perfis de dose obtidos com os fototransistores foram analisados e suas integrais foram calculadas. A relação área/espessura de corte ponderada também foi determinada tomando como base as Equações 11 e 12. A partir desses valores e dos encontrados com a câmara 3CT, os fatores de conversão foram estimados da mesma forma descrita na avaliação da dose no ar.

A contribuição da radiação espalhada no perfil de dose foi avaliada posicionando o fototransistor no orifício central e expondo-o a varreduras de 75, 100 e 150 mm de extensão. Para esse teste a tensão foi mantida em 120 kV, a corrente em 210 mA e a espessura nominal de corte em 5 mm.

4 RESULTADOS

4.1 Caracterização dos fototransistores

4.1.1 Dependência Energética

A Figura 23 e a Tabela 5 mostram os resultados obtidos com o teste da dependência energética em laboratório. Verifica-se que a sensibilidade do dispositivo aumenta com a energia do feixe, apresentando uma dependência energética de 19%. Percebe-se que entre a RQR4 e a RQR8 a variação foi maior que 15% e para as qualidades adjacentes a recomendada para CT, da RQR8 a RQR10, a variação foi menor que 4%. Apesar dessa dependência energética, é possível estimar a dose conhecendo a energia efetiva do feixe.

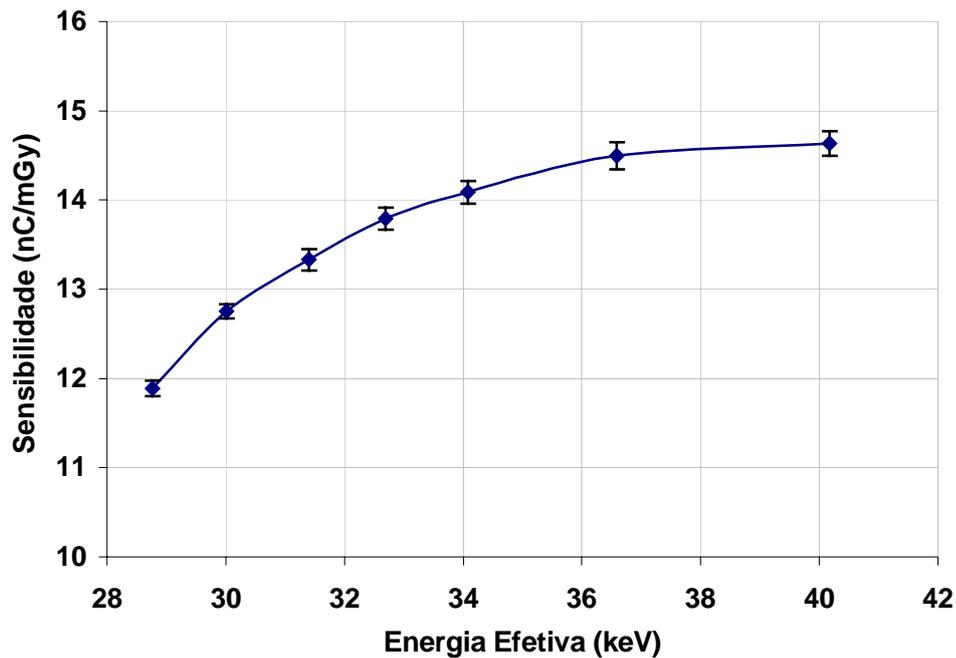


Figura 23: Dependência energética do fototransistor OP520 para qualidades de radiodiagnóstico de feixes diretos (RQR) implantadas no Pantak. A corrente e a dose foram fixadas em 20 mA e 50 mGy, respectivamente.

Tabela 5: Dados do teste de dependência energética para qualidades RQR implantadas em laboratório. A corrente e a dose foram fixadas em 20 mA e 50 mGy, respectivamente. Filtração total: 3 mmBe + 2,5mmAl.

Qualidade da Radiação	Sensibilidade (nC/mGy)	Sensibilidade normalizada para RQR9
RQR 4	$11,89 \pm 0,07$	0,820
RQR 5	$12,75 \pm 0,08$	0,880
RQR 6	$13,33 \pm 0,12$	0,920
RQR 7	$13,79 \pm 0,12$	0,952
RQR 8	$14,09 \pm 0,13$	0,972
RQR 9	$14,49 \pm 0,15$	1,000
RQR 10	$14,63 \pm 0,14$	1,010

A Figura 24 e a Tabela 6 mostram os resultados obtidos da variação da resposta do fototransistor em relação à leitura da câmara ionização padrão de CT submetendo-os a feixes gerados com os potenciais de 80, 100, 120 e 135 kV, para uma corrente de 100 mA. Analisando os dados percebe-se que a variação nas respostas foi pouco expressiva, apresentando uma variação máxima de 3%. Ao aplicar um ajuste linear, observa-se que os pontos são unidos por uma reta aproximadamente horizontal mostrando que a resposta do fototransistor não sofre variação significativa em relação à câmara para a faixa de tensão estudada. Esse resultado foi importante porque o espectro de energia dos raios-X no ar pode diferir do espectro no simulador devido à absorção e ao espalhamento dos raios-X no mesmo, sendo que se o sistema não tiver uma resposta praticamente constante poderá produzir erros significativos no valor da dose.

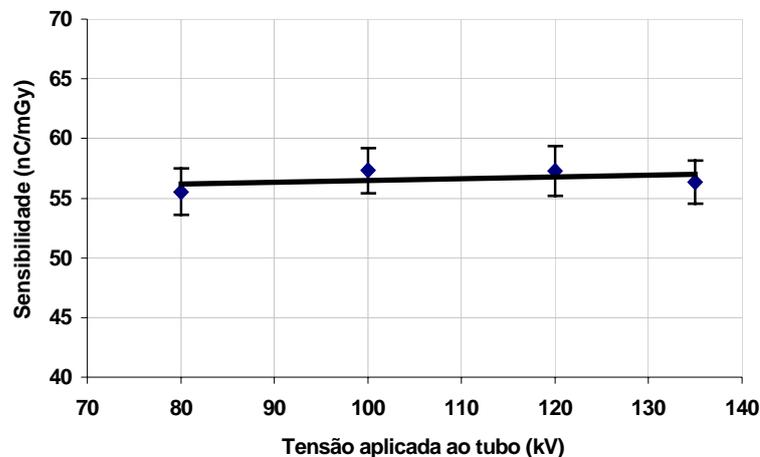


Figura 24: Variação da sensibilidade do fototransistor OP520 em função do potencial aplicado ao tubo do tomógrafo, para uma corrente de 100 mA.

Tabela 6: Dados da variação da sensibilidade do fototransistor OP520 em função do potencial aplicado ao tubo do tomógrafo.

Potencial (kV)	Sensibilidade (nC/mGy)	Sensibilidade normalizada para 120 kV
80	$55,5 \pm 1,9$	0,970
100	$57,3 \pm 1,9$	1,001
120	$57,3 \pm 2,1$	1,000
135	$56,3 \pm 1,8$	0,984

4.1.2 Resposta do fototransistor em função da dose

A Figura 25 mostra a resposta do fototransistor OP520 em função da dose para a qualidade RQR9 implantada no laboratório. Percebe-se que o comportamento do dispositivo foi linear e que, nesse intervalo de dose, não houve saturação. O coeficiente de determinação (R^2) da reta de ajuste foi 0,9999.

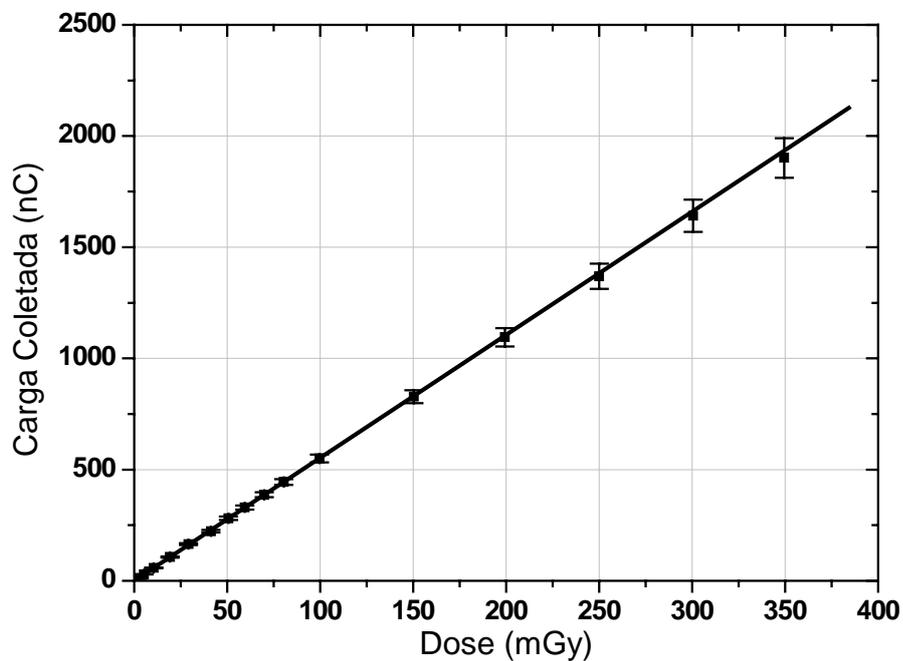


Figura 25: Resposta do fototransistor em função da dose para a qualidade RQR9 com a corrente de tubo em 10 mA.

Analisando a Figura 25, percebe-se que o fototransistor apresenta maior sensibilidade que a câmara de ionização, uma vez que ele produz uma carga cerca de 25 vezes maior que a da câmara, como pode ser visto na Tabela 7. Isso demonstra que a relação sinal ruído do fototransistor é melhor.

Tabela 7: Carga coletada pelo fototransistor OP520 e pela câmara de ionização RC6 para uma dose de 50mGy.

Detector	Carga coletada (nC)
Fototransistor OP520	276,4
Câmara de ionização RC6	10,85

4.1.3 Repetitividade

A Figura 26 mostra o resultado dos 10 conjuntos de medidas do teste de repetitividade, em que cada ponto é uma média 100 leituras sucessivas. Nela é possível perceber que a resposta do fototransistor sofre uma pequena perda de sensibilidade no decorrer das irradiações. Essa perda foi gerada pelo dano produzido pela radiação (dose acumulada) no dispositivo, característica conhecida dos detectores semicondutores (IAEA, 2005; SANTOS et al., 2002).

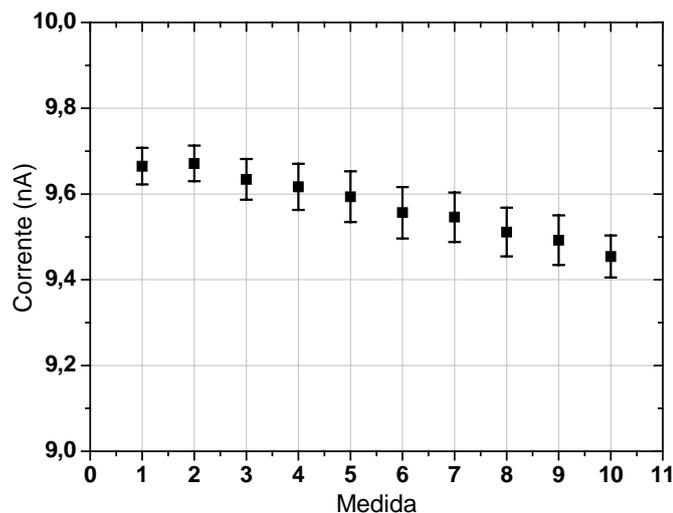


Figura 26: Repetitividade dos fototransistores OP520 na qualidade RQR9 para uma dose total de 1750mGy.

Em cada conjunto de medidas, o dispositivo foi submetido a uma dose de 175 mGy e ao final das leituras a dose total foi de 1750 mGy. Nesse período a resposta do fototransistor OP520 sofreu uma variação de 2,2%. Tomando como base esse resultado, pode-se considerar que para cada 1 Gy o dispositivo acumula uma perda na sensibilidade menor que 1,3%.

4.1.4 Resposta em função da taxa de dose

A Figura 27 apresenta a variação da leitura do fototransistor em função da variação da taxa de dose, para qualidade RQR9 em laboratório. A taxa de dose foi variada de 1,75 mGy/s até cinco vezes esse valor, 8,75 mGy/s. Essa variação foi obtida variando a corrente de 5 a 25 nA, em intervalos de 5 mA. Analisando a Figura 27, observa-se que a leitura do fototransistor não apresentou a mesma proporção que a câmara de ionização. Para o primeiro múltiplo da taxa de dose, a corrente do fototransistor foi 3,7 nA, para o terceiro, a corrente foi 14,5 nA, ou seja, a corrente aumenta numa proporção maior que a taxa de dose obtida com a câmara RC6. Isso ocorreu porque ao operar em baixas corrente, e conseqüentemente em baixas taxas de dose, o fototransistor apresenta uma pequena variação no ganho (Figura 28). No entanto, a resposta da Figura 27 foi linear e aplicando um ajuste à curva o coeficiente de determinação foi maior que 0,996.

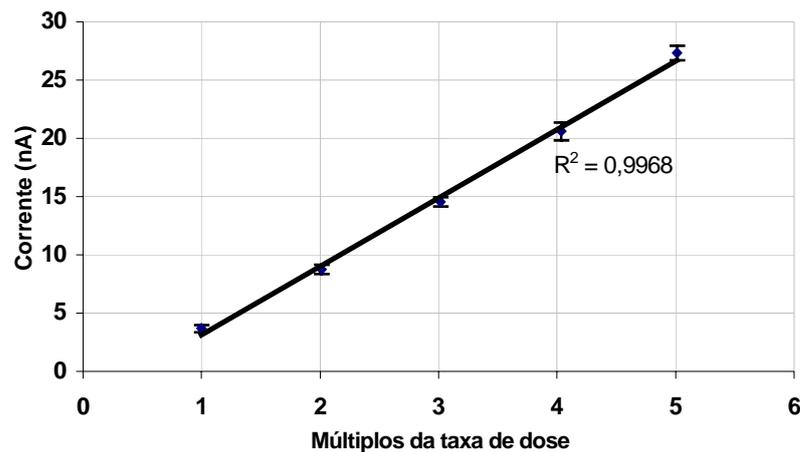


Figura 27: Corrente do fototransistor OP520 em função de múltiplos da taxa de dose no Pantak, para tensão de 120 kV. A taxa de dose obtida com a câmara RC6 foi variada de 1,75 a 8,75 mGy/s.

Para compreender melhor o comportamento da variação no ganho do fototransistor OP520, mediu-se a corrente de coletor, que é a grandeza mensurada pelo sistema dosimétrico, em função da intensidade fotônica relativa emitida por um LED, onde a unidade corresponde a uma potência fotônica constante de aproximadamente $50 \mu\text{W}$. A inclinação da curva está relacionada com o ganho do fototransistor, já que a corrente fotogerada (I_{ph}) é proporcional à intensidade fotônica e a expressão para o ganho é dada a partir da equação 10. Na Figura 28, percebe-se que para baixas correntes de coletor essa inclinação é variável, como pode ser bem visualizado no *zoom* do início da curva. O fato da inclinação e, por consequência, do ganho sofrerem um aumento nessa região explica porque a corrente do fototransistor apresenta uma maior variação do que a taxa de dose.

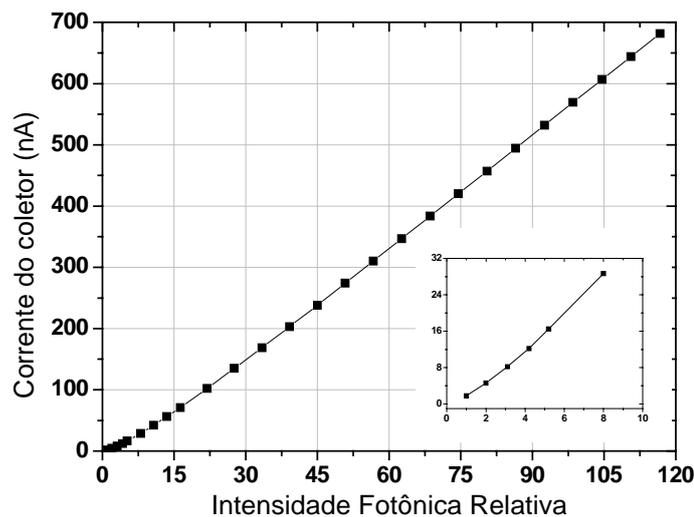


Figura 28: Corrente do coletor em função da intensidade fotônica relativa para avaliar o comportamento do ganho do fototransistor.

A Tabela 8 apresenta os dados da resposta do fototransistor em função da taxa de dose no tomógrafo. As leituras foram normalizadas para 210 mA por ser a corrente de referência para os exames de cabeça desse trabalho. Observando as leituras normalizadas do fototransistor e da taxa de dose, tem-se que a variação da resposta do fototransistor tem o mesmo comportamento da resposta da câmara de ionização. Isso ocorreu porque no experimento no tomógrafo a corrente de coletor produzida pelo fototransistor é da ordem de 350 nA, a qual se encontra na região da Figura 28 cujo ganho permanece praticamente constante, ou seja, acima de 100 nA.

Tabela 8: Dados da avaliação da leitura do fototransistor em função da taxa de dose no tomógrafo, para tensão de 120 kV e espessura nominal de corte de 10 mm.

Corrente do tubo (mA)	Taxa de dose (mGy/s)	Corrente do FT (nA)	Taxa de dose normalizada	Leitura do FT normalizada
180	45,52 ± 0,06	298,3 ± 5,3	0,852	0,841
190	48,11 ± 0,12	320,0 ± 3,3	0,901	0,902
200	50,68 ± 0,02	336,2 ± 3,1	0,949	0,948
210	53,40 ± 0,03	354,8 ± 4,1	1,000	1,000
220	55,76 ± 0,22	370,7 ± 4,0	1,044	1,045
230	58,54 ± 0,05	398,6 ± 6,4	1,096	1,124

4.1.5 Dependência Angular

A Figura 29 e a Tabela 9 apresentam os resultados obtidos no teste da dependência angular realizado em laboratório. Observa-se que a sensibilidade do detector apresentou uma queda na resposta de quase 80 % quando irradiado a 90 e 270°, que correspondem às regiões em que os fototransistores foram expostos lateralmente. Nas demais regiões, excluindo 0 e 180°, a leitura apresentou uma queda de aproximadamente 20 %. As leituras foram normalizadas para o ângulo 0°, que corresponde a posição em que a face mais sensível de um dos fototransistores está perpendicular ao feixe de radiação.

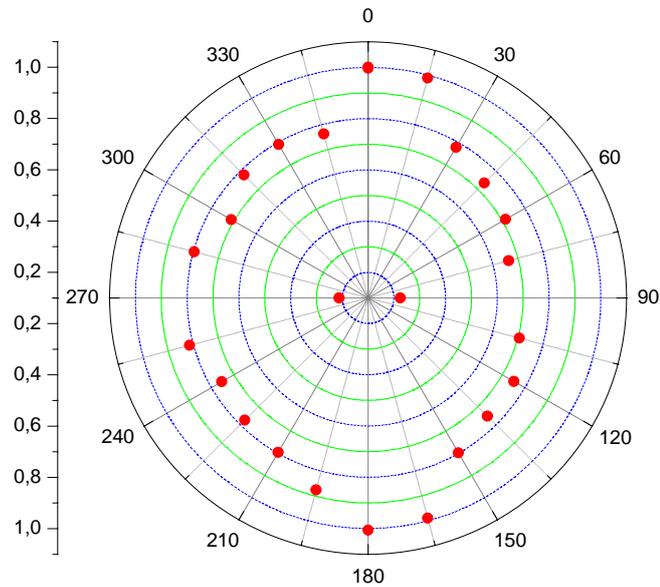


Figura 29: Dependência angular do fototransistores em laboratório para a qualidade RQR9.

Tabela 9: Valores das leituras relativas ao valor medido em 0° do teste da dependência angular no Pantak.

Ângulo (graus)	Leitura Relativa						
0	1,000 ± 0,011	90	0,224 ± 0,071	180	1,006 ± 0,003	270	0,212 ± 0,050
15	0,988 ± 0,011	105	0,705 ± 0,018	195	0,875 ± 0,021	285	0,796 ± 0,035
30	0,779 ± 0,015	120	0,750 ± 0,010	210	0,796 ± 0,007	300	0,711 ± 0,019
45	0,735 ± 0,009	135	0,752 ± 0,014	225	0,774 ± 0,016	315	0,779 ± 0,020
60	0,713 ± 0,012	150	0,798 ± 0,012	240	0,753 ± 0,017	330	0,792 ± 0,022
75	0,663 ± 0,014	165	0,989 ± 0,015	255	0,814 ± 0,022	345	0,763 ± 0,019

A Figura 30 e a Tabela 10 mostram o resultado da dependência angular no tomógrafo para os ângulos 0, 90, 180 e 270°.

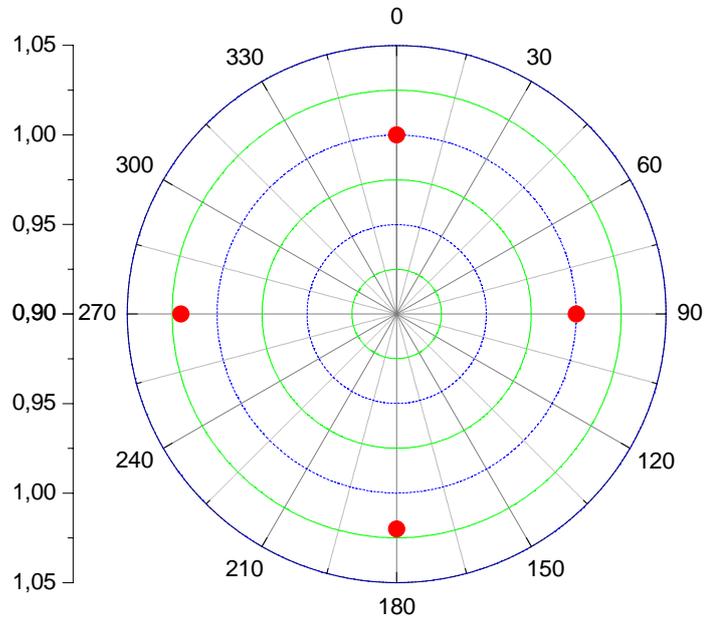


Figura 30: Dependência angular dos fototransistores no tomógrafo.

Tabela 10: Valores das leituras relativas ao valor medido em 0° do teste da dependência angular no tomógrafo. A tensão foi mantida em 120 kV, a corrente em 210 mA e a espessura de corte em 10 mm.

Ângulo (graus)	Leitura Relativa
0	1,000 ± 0,019
90	0,999 ± 0,023
180	1,023 ± 0,021
270	1,016 ± 0,025

A dependência angular apresentou uma variação máxima de 2,3% (em 180°), estando de acordo com as recomendações internacionais em que o valor medido em cada ângulo não deve variar mais de 3% do valor medido em 0° (IEC, 1997). Analisando esses dados, percebe-se que a dependência angular do detector com dois fototransistores conectados numa mesma placa pode

ser considerada pouco expressiva no tomógrafo, diferente do que foi observado com os resultados em laboratório. Isso pode ser explicado pelo fato do tubo de raios-X no tomógrafo efetuar um giro de 360°, proporcionando uma dose bem distribuída no plano de varredura.

4.2 Avaliação do perfil de dose

4.2.1 Avaliação do perfil de dose no ar

A Figura 31 apresenta o perfil de dose no ar obtido com os fototransistores para as espessuras nominais de corte de 3 e 5 mm e a Tabela 11 mostra os dados da análise desses perfis. Percebe-se que para a espessura nominal de 3 mm a espessura efetiva à meia altura (FWHM) foi maior, e para a espessura de 5 mm o valor encontrado foi bem próximo do nominal. Esse resultado confirma a tendência de que quanto menor a espessura nominal do feixe, maior é a sua diferença em relação ao valor medido da espessura à meia altura (SEERAM, 2001).

Se a média do fator de conversão (0,140 mGy/nC) for utilizada para estimar o $CTDI_{ar}$ com os fototransistores, o valor encontrado apresenta-se 2,2% acima do obtido com a câmara para a espessura de 3 mm e 2,2% abaixo para a espessura de 5 mm. Diante disso, verifica-se que é possível utilizar o fototransistor OP520 para avaliar o perfil de dose no ar em exames de tomografia, efetuando uma translação do dispositivo através do feixe (utilizando múltiplas rotações da fonte de raios-X) e aplicando um fator de conversão após o cálculo da relação área/espessura de corte.

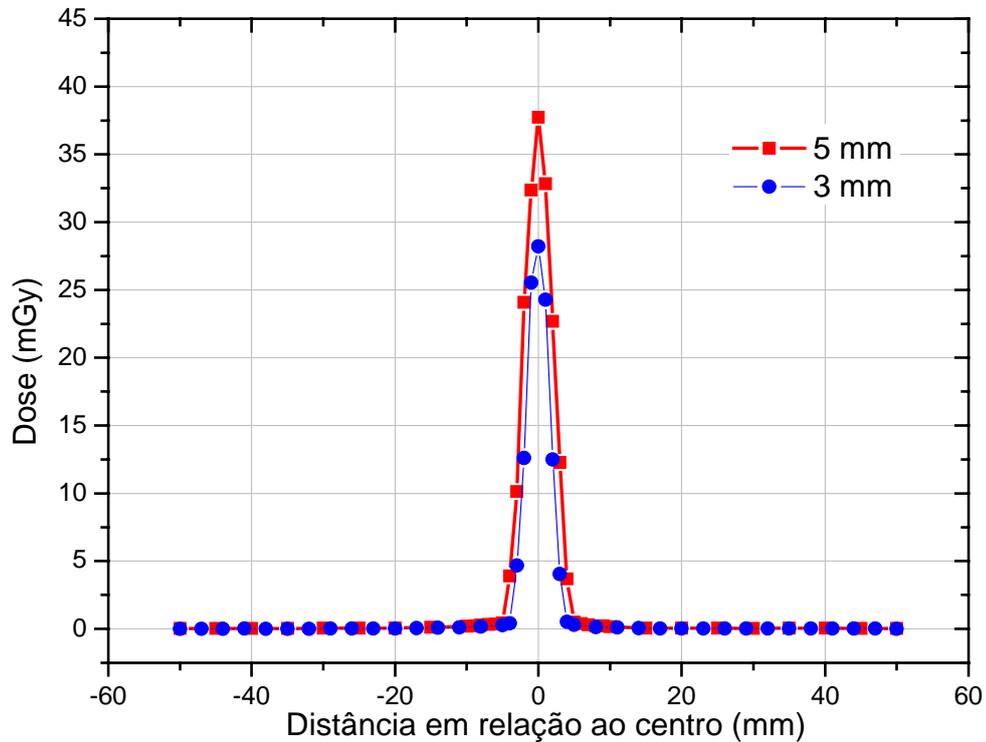


Figura 31: Perfil de dose no ar para as espessuras de corte 3 e 5 mm.

Tabela 11: Avaliação da dose no tomógrafo no ar. As medidas dos fototransistores e da câmara 3CT foram relacionadas pela razão entre o $CTDI$ da câmara e a área do perfil de dose do fototransistor dividida pela espessura de corte. Parâmetros operacionais: 120 kV, 210 mA, modo axial. Espessuras de corte: 3 e 5 mm.

Espessura [T] (mm)	FHWM (mm)	Área/T (nC)	$CTDI_{ar}$ (mGy)	Fator de conversão ($\times 10^{-2}$ mGy/nC)
3	$3,78 \pm 0,20$	$280,4 \pm 1,8$	$40,06 \pm 0,54$	$14,28 \pm 0,53$
5	$4,85 \pm 0,27$	$268,5 \pm 1,5$	$36,73 \pm 0,09$	$13,68 \pm 0,38$

4.2.2 Avaliação do perfil da dose no simulador

A Figura 32 mostra o perfil de dose adquirido com o detector inserido no orifício central e num dos orifícios da periferia do simulador de cabeça, para a espessura nominal de corte de 5mm. Nos dois casos, os perfis ficaram bem determinados e a diminuição do espaçamento entre os cortes na região central foi importante para definir melhor o pico.

O perfil de dose do orifício central apresentou uma altura de 7,7 mGy e espessura efetiva à meia altura de $(5,83 \pm 0,22)$ mm. O perfil do orifício da periferia apresentou uma altura de 14,5mGy e espessura à meia altura de $(4,98 \pm 0,15)$ mm. Esses resultados são justificados porque nos orifícios periféricos há menos atenuação do feixe e menos contribuição da radiação espalhada, proporcionando perfis de maior altura e menor largura. Já no orifício central há maior contribuição de radiação espalhada, o que proporciona um alargamento do perfil, e mais atenuação do feixe de raios-X, o que diminui a altura do pico do perfil.

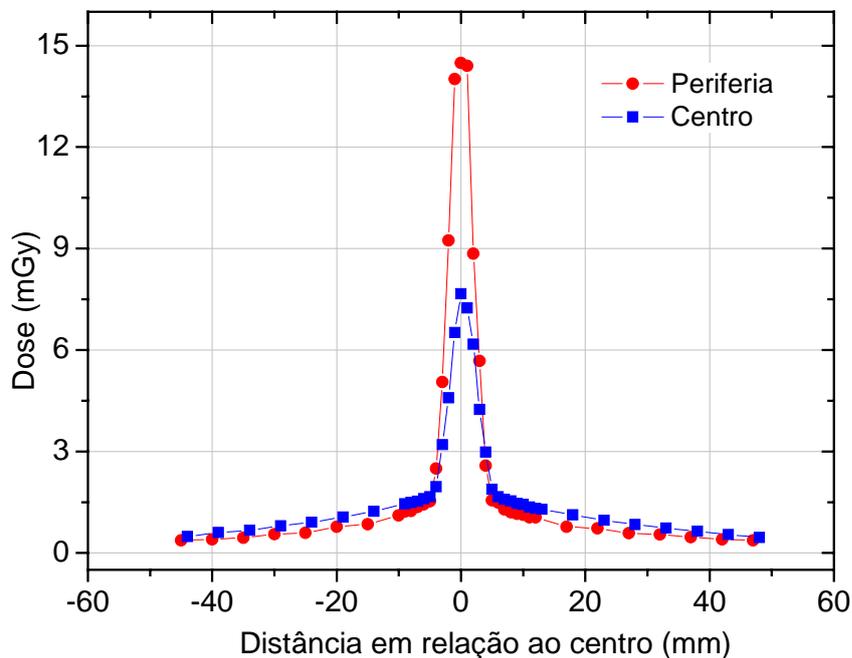


Figura 32: Perfil de dose no orifício central e num dos orifícios da periferia do simulador para espessura nominal de corte de 5 mm.

A Tabela 12 apresenta os dados obtidos com os fototransistores e com a câmara 3CT nas cinco posições do simulador para as espessuras de 3 e 5 mm. Analisando os dados do fototransistor, percebe-se que a menor resposta ocorreu no orifício central, devido à maior atenuação da radiação; e a maior resposta ocorreu no orifício superior, que foi a posição de máxima dose. Para a câmara isso não é muito perceptível levando em conta os desvios das respostas e o fato das leituras apresentarem pouca variação entre si. Observando cada orifício, verifica-se que as respostas para o fototransistor foram semelhantes nas duas espessuras de corte.

Nos orifícios da esquerda e da direita, onde há uma certa simetria em relação ao posicionamento do simulador, as leituras também foram semelhantes, com o orifício da direita apresentando um valor um pouco acima do orifício da esquerda. Este fato pode ser atribuído ao chamado *overscan* que proporciona uma não uniformidade na distribuição da dose pelo fato do tubo perfazer um giro maior que 360°.

Tabela 12: Avaliação da dose no tomógrafo utilizando um simulador de cabeça. As medidas dos fototransistores e da câmara 3CT foram relacionadas pela razão entre o *CTDI* da câmara e a área do perfil de dose do fototransistor dividida pela espessura de corte. Parâmetros operacionais: 120 kV, 210 mA, modo axial. Espessuras de corte: 3 e 5 mm.

Espessura [T] (mm)	Posição no simulador	Fototransistor: Área/T (nC)	Câmara: CTDI (mGy)	Câmara/FT: Fator de conversão ($\times 10^{-2}$ mGy/nC)
3	Superior	201,4 \pm 2,7	32,4 \pm 0,3	16,1 \pm 0,3
	Inferior	175,2 \pm 2,3	28,2 \pm 2,3	16,1 \pm 1,3
	Direita	172,9 \pm 1,5	30,1 \pm 1,7	17,4 \pm 1,0
	Esquerda	164,9 \pm 2,0	29,6 \pm 1,7	17,9 \pm 1,1
	Centro	141,4 \pm 0,5	27,4 \pm 1,5	19,4 \pm 1,1
	Ponderado*	166,2	29,20	17,6
5	Superior	192,7 \pm 0,4	26,8 \pm 0,2	13,9 \pm 0,1
	Inferior	167,4 \pm 3,8	24,8 \pm 0,5	14,8 \pm 0,4
	Direita	171,6 \pm 0,6	26,8 \pm 0,2	15,6 \pm 0,1
	Esquerda	160,0 \pm 2,8	24,8 \pm 1,8	15,5 \pm 1,2
	Centro	141,0 \pm 0,5	24,8 \pm 1,1	17,6 \pm 0,7
	Ponderado	162,3	25,23	15,5

* $CTDI_w = 1/3 CTDI_{centro} + 2/3 CTDI_{periferia}$

A Figura 33 mostra os perfis de dose no orifício central do simulador de cabeça obtidos para varreduras de 75, 100 e 150 mm de extensão, utilizando 5 mm de espessura nominal de corte. A Tabela 13 apresenta os valores de índice de dose em CT obtidos para cada caso.

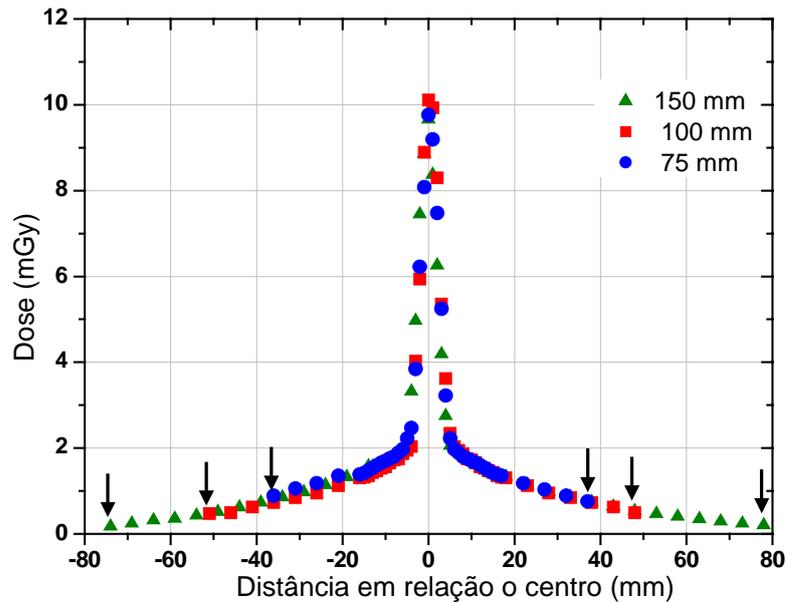


Figura 33: Perfis de dose no orifício central do simulador de cabeça para espessura de corte de 5 mm e varreduras de 75, 100 e 150 mm de extensão.

Tabela 13: Índices de dose em CT obtidos com o fototransistor posicionado no orifício central do simulador para diferentes extensões de varredura, irradiados com 120 kV e 210 mA para uma espessura nominal de corte 5 mm.

Extensão (mm)	Área (mm.nC)
75	140,8
100	153,4
150	173,8

Analisando os dados da Tabela 13 em relação à varredura de 100 mm, verifica-se que para a varredura de 75 mm a integral do perfil foi 8,2% menor e para a varredura de 150 mm foi 13,3% maior. A diferença está nas extremidades dos perfis, como indicam as setas da Figura 33.

Esse resultado está de acordo com estudos recentes que mostram que 100 mm não são suficientes para fornecer com segurança a dose em exames de tomografia até mesmo para pequenas espessuras nominais de corte (NAKONECHNY et al., 2005). Com o avanço tecnológico e surgimento de tomógrafo multicortes, que proporcionam cortes de espessuras maiores, isso indica que a dosimetria atual precisa de modificações. Como a fabricação de câmara ainda maiores que 100 mm exigiria muitos cuidados devido à sua fragilidade e poderia ter problemas de variação da sensibilidade, a tendência é a substituição dela por detectores menores, que possibilitam a obtenção do perfil de dose transladando o detector através de múltiplas rotações da fonte de raios-X.

Esse resultado também leva a um questionamento sobre as dimensões do simulador dosimétrico padrão. A partir da Figura 33, percebe-se que se fosse feita uma varredura maior do que 150 mm ainda seria possível mensurar radiação espalhada. Nesse trabalho a extensão da varredura ficou limitada a 150 mm, que é comprimento do simulador; no entanto, trabalhos recentes (NAKONECHNY et al., 2005; AOYAMA et al., 2002) que utilizaram simuladores maiores propõem um simulador de 250 a 300 mm, composto de um material tecido equivalente e com formas diferentes, mais semelhantes ao corpo humano. Essas modificações reforçam a utilização de detectores menores porque os mesmos podem ser utilizados em simuladores de formatos diferentes, ao contrário das câmaras lápis, que são restritas a simuladores que possuem seção transversal uniforme ao longo do eixo z.

5 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados apresentados neste trabalho, para os experimentos no tomógrafo utilizando o fototransistor OP520, pode-se concluir que:

1. O fototransistor pode ser utilizado para a dosimetria em CT;
2. O dispositivo apresentou resposta linear em função da dose e da taxa de dose;
3. A resposta do fototransistor apresentou comportamento semelhante ao da câmara de ionização para diferentes potenciais aplicados ao tubo, apresentando uma variação máxima de 3%;
4. A dependência angular apresentou uma variação menor que 3% indicando que o sistema detector, com dois fototransistores conectados numa mesma placa, pode ser utilizado em CT;
5. A perda de sensibilidade em função da dose acumulada não é um grande problema pelo fato do dispositivo ser de baixo custo;
6. Com esse dispositivo pode-se determinar com detalhes os perfis de dose tanto no ar como no simulador;
7. Submetendo o detector a varreduras de 75 e 150 mm de extensão, foi verificado que 100 mm não são suficientes para mensurar toda radiação espalhada do perfil de dose de um único corte, concordando com trabalhos recentes que mostram a necessidade de modificações na dosimetria atual de tomografia.

6 PERSPECTIVAS

Os resultados obtidos no decorrer dos trabalhos permitem algumas vias de continuidade para esta linha de pesquisa, dentre as quais podemos destacar:

- Caracterização de outros tipos de fototransistores e outros dispositivos eletrônicos comerciais, como o MOSFET, para dosimetria em tomografia;
- Avaliação dosimétrica em diferentes tipos de tomógrafos, incluindo os de multicortes, para verificar a eficácia do sistema dosimétrico padrão;
- Comparação de perfis de doses obtidos utilizando protocolos de diversos tipos de exames;
- Utilização do modo helicoidal e avaliação de outras grandezas dosimétricas de CT;
- Desenvolvimento de protocolos para dosimetria em tomografia utilizando os dispositivos eletrônicos analisados.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **AAPM Report 39: Specification and acceptance testing of computed tomography scanners.** New York, 1993.
- AOYAMA, L.; KOYAMA, S.; KAWAURA, C. An in-phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in X-ray CT and other diagnostic radiology. **Medical Physics.** v. 29, n. 7, p. 1504-1510, 2002.
- BATIGNANI, G.; BETTARINI, S.; BONDIOLI, M.; BOSCARDIN, M.; BOSISIO, L.; BETTA, G. F. D.; DITONGO, S.; FORTI, F.; GIORGI, M. A.; GREGORI, P.; PIEMONTE, C.; RACHEVSKAIA, I.; RONCHIN, S.; ZORZI, N. High-gain bipolar phototransistor on high-resistivity silicon substrate: a new device for the detection of ionizing radiation. **Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE,** v. 2, p. 1251-1255, 2004.
- BATISTA, E.; KHOURY, H. J.; MELO, F. A.; BARROS, V.; SILVA JR., E. F. The performance of commercial photodiodes for dosimetry in mammography. **Radiation Protection Dosimetry.** v. 115, n. 1-4, p. 391-393, 2005.
- BOWER, M. W.; HINTENLANG, D. E. The characterization of a commercial MOSFET dosimeter system for use in diagnostic X-ray. **Health Physics.** v. 75, n. 2, p. 197-204, 1998.
- BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging.** 2.ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 933p. cap. 13, p.327-372.
- BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologists Physics, Biology and Protection.** 6.ed., St. Louis: Mosby, 1997. 586 p. cap. 29, p. 377-406.
- CHRISTENSEN, J. J.; JENSEN, L. C; JESSEN, K. A.; JORGENSEN, J.; PETERSEN, J.; SORENSEN, E. W. Dosimetric Investigation in Computed Tomography. **Radiation Protection Dosimetry.** v. 43, n. 1-4, p. 233-236, 1992.
- COSTA, E. B. **Tomografia Computadorizada com Raios-X Quase Monoenergéticos.** 1999. 97p. (Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1999.
- DHOLE, S. D.; BHORASKAR, V. N. Use of phototransistor as a radiation monitor. In: 4th Conference on Radiation Protection and Dosimetry. 1994. Orlando, Florida, USA. **Proceedings.** Tennessee: ORNL, 1994. p. 245-252.
- DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. Silicon diode dosimetry. **Int. J. Applied Radiation and Isotopes.** v. 33, p. 1171-1176, 1982.

DIXON, R. L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. **Medical Physics**. v. 30, n. 6, p. 1272-1280, 2003.

DUNCAN, T. **Electronics for today and tomorrow**. 2.ed. London: John Murray, 1997. 250 p.

EUROPEAN COMMISSION. **European guidelines on quality criteria for computed tomography**. Luxembourg, 1999. (EUR 16262)

HART, D.; WALL, B. F. UK population dose from medical X-ray examinations. **European Journal of Radiology**. v. 50, 285-291, 2004.

HIDAJAT, N.; MÄURER, J.; SCHRÖDER, R.-J.; NUNNEMANN, A.; WOLF, M.; PAULI, K.; FELIX, R. Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. **The British Journal of Radiology**. v. 72, p. 556-561, 1999.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. AUSTRIA: IAEA, 2005. 696 p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU 74: Patient Dosimetry for x rays used in medical imaging**. Oxford: Pergamon, 2005.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC 61674: Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chamber and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. Genève. 1997.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **IEC 61267: Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in determination of characteristics**. Genève, 2005.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection Measurement**. 2.ed. New York; Chichester: J. Wiley, 1989. 754 p.

KNOX, H. H.; GAGNE, R. M. Alternative methods of obtaining the computed tomography dose index. **Health Physics**. v. 71, p. 219-224, 1996.

LEITZ, W.; AXELSSON, B.; SZENDRO, G. Computed-tomography dose assessment – a practical approach. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 57, n. 1-4, p. 377-380, 1995.

LUTZ, G. **Semiconductor Radiation Detectors**. Berlim: Springer, 1999. 353 p.

MAIA, A. F. **Padronização de Feixes e Metrologia Dosimétrica em Tomografia Computadorizada**. 2005. 181p. (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear-Aplicações), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasília: 1998 (Portaria 453).

MORI, S.; ENDO, M.; NISHIZAWA, K.; TSUNOO, T.; AOYAMA, T.; FUJIWARA, H.; MURASE, K. **Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry**. *Medical Physics*. v. 32, n. 4, p. 1061-1069, 2005

NAKONECHNY, K. D.; FALLONE, B. G.; RATHEE, S.; Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in CT. **Medical Physics**. v. 32, n. 1, p. 98-109, 2005.

NÓBREGA, A. I. **Manual de Tomografia Computadorizada**. São Paulo: Editora Atheneu/Centro Universitário São Camilo, 2005. 90 p.

OPTEK TECHNOLOGY, **Silicon Phototransistor in Miniature SMT Package: OP520, OP521**. Issue 1.1, 4 p, 2005.

PIEMONTE, C.; BATIGNANI, G.; BETTARINI, S.; BONDIOLI, M.; BOSCARDIN, M. BOSISIO, L.; BETTA, G. F. D.; DITTONGO, S.; FORTI, F.; GIORGI, M.; GREGORI, P.; RACHEVSKAIA, I.; RONCHIN, S.; ZORZI, N. Characterization of BJT-based particles detectors. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A**. v. 535, p. 433-437, 2004.

PEET, D. J.; PRYOR, M. D. Evaluation of a MOSFET radiation sensor for the measurement of entrance surface dose in diagnostic radiology. **The British Journal of Radiology**. v. 72, p. 562-568, 1999.

REZENDE, S. M. **A física de materiais e dispositivos eletrônicos**. Recife: Editora UFPE, 1996. 530 p.

ROTHENBERG, L. N.; PENTLOW, K. S. Radiation Dose in CT. **Radiographic**. v.12, n. 6, p. 1225-1246, 1992.

SANTOS, L. A. P.; SILVA JÚNIOR., E. F.; VILELA E. Filtered x-ray beam dosimetry from 10^{-3} to 10^2 Gy dose range by using phototransistors. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 101, n. 1-4, p. 145-148, 2002.

SANTOS, L. A. P.; BARROS, F. R.; FILHO, J. A.; SILVA JR, E. F. Precise dose evaluation using a commercial phototransistor as a radiation detector. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 120, n. 1-4, p. 60-63, 2006.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 4.ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2005. 1270 p.

SEERAM. **Computer tomography physical principles, clinical applications, and quality control**. 2.ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 2001. 1270 p.

SHOPE, T. B.; GAGNE, R. M.; JOHNSON, G. C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. **Medical Physics**. v. 8, n. 4, p. 488-495, 1981.

SIEMENS. **Applications of Optocouplers**. Appnote 2, s.d.

SILVA, J. S. S. **Segmentação Pulmonar em estudos de tomografia axial computadorizada**. 2005. 182p. (Doutorado em Engenharia Electrotécnica), Departamento de Electrónica e Telecomunicações, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal, 2005.

SROUR, J. R.; MARSHALL, C. J.; MARSHALL, P. W. Review of Displacement Damage Effect in Silicon Devices. **IEEE Transaction on Nuclear Science**. v. 50, n. 3, p. 653-662, 2003.

SZE, S. M. **Physics of Semiconductor Devices**. 2.ed. USA: John Wiley & Sons, Inc., 1981. 868p.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. **UNSCEAR 2000: Sources and effects of ionizing radiation**. New York: United Nations, 2000.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)