

Curso de Pós-Graduação *Lato Sensu* em
Proteção Radiológica e Segurança das Fontes Radioativas
Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Tatiana Souto Carneiro

**Estudo das ferramentas de modulação de dose dos principais
fabricantes da Tomografia Computadorizada de Dupla Energia**

Rio de Janeiro – RJ

2017

TATIANA SOUTO CARNEIRO

ESTUDO DAS FERRAMENTAS DE MODULAÇÃO DE DOSE DOS PRINCIPAIS
FABRICANTES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE DUPLA ENERGIA

Trabalho de Conclusão de Curso de Pós-Graduação
Lato Sensu em Proteção Radiológica e Segurança
Fontes Radioativas, apresentado ao Instituto de
Radioproteção e Dosimetria

Orientadora:
DSc. Lidia Vasconcellos de Sá
IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil
2017

FICHA CATALOGRÁFICA

TATIANA SOUTO CARNEIRO

ESTUDO DAS FERRAMENTAS DE MODULAÇÃO DE DOSE DOS PRINCIPAIS
FABRICANTES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE DUPLA ENERGIA

Rio de Janeiro, 05 de outubro de 2017.

DSc. Lidia Vasconcellos de Sá – IRD/CNEN

Aucyone Augusto da Silva, PhD – IRD/CNEN

MSc. Leslie S. Pereira – IRD/CNEN

Eu dedico esse trabalho a
todos que perseveraram em
suas lutas até o alcance
da vitória.

AGRADECIMENTOS

À minha mãe Nívia Maria de Souto Carneiro e minha irmã Mônica Souto Carneiro pelo incentivo e por sempre me apoiarem e acreditarem na minha capacidade.

À Dra. Lidia Vasconcelos de Sá pela orientação deste trabalho, paciência e apoio dedicados a mim.

À Dra. Larissa Conceição Gomes de Oliveira por se prontificar a me ajudar em tudo que eu precisasse para a realização deste trabalho.

Aos colegas da turma da Pós-Graduação pela amizade e companheirismo durante todo o curso.

E, finalmente a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

A Tomografia Computadorizada de dupla energia (*Dual Energy Computed Tomography - DECT*) é um dos desenvolvimentos mais promissores em radiologia na história recente. A introdução da varredura DE (*Dual Energy*) e da Tomografia Computadorizada (TC) de fonte dupla foi acompanhada por preocupações sobre o aumento da dose de radiação, como foi o caso dos primeiros anos da TC com multidetectores, devido ao foco na otimização da qualidade da imagem, ignorando os possíveis efeitos da dose de radiação em pacientes. Como os principais fabricantes dos equipamentos de aquisição de dados DECT afirmam que ferramentas de modulação de dose implantadas em equipamentos modernos hoje comercializados são capazes de reduzir a dose no paciente, o presente trabalho teve como objetivo conhecer tais ferramentas e fazer uma avaliação das mesmas através de um estudo comparativo de artigos publicados relacionados a esta técnica. Através de revisão de literatura, pôde-se observar as ferramentas de modulação de dose dos principais fabricantes de equipamentos de tomografia. Grande parte dos artigos que avaliaram as diversas técnicas DECT mostrou que estas apresentam maior redução de dose quando comparadas às técnicas convencionais de TC. Os valores de dose apresentados nas publicações estão abaixo dos níveis de referência em radiodiagnóstico recomendados pela Comissão Europeia.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, DECT, dose de radiação, ferramentas de modulação, níveis de referência.

ABSTRACT

The Dual Energy Computed Tomography (DECT) is currently one of the most promising technical developments in the radiology field. The introduction of DE (Dual Energy) and dual-source CT scan techniques were followed by concerns regarding the increase of the radiation dose, as verified in the first years of applications of multidetector CT, which was basically ignored the possible radiation effects on the patients. The main manufacturers of DECT data acquisition equipment affirm that nowadays there are modulation tools implemented in modern equipment, which are able to reduce the radiation dose to the patients. The present work aimed to have a better understanding of such tools and to make an evaluation through a comparative study with published articles related to this technique. Literature researches evaluate the radiation modulation tools applied in the main tomography equipment. Most of the articles that evaluated the various DECT techniques showed that they present a significant radiation reduction when compared to conventional CT techniques. The values presented in these publications are below the standard reference levels in diagnostic radiology recommended by the European Commission.

Keywords: Computed tomography, DECT, radiation dose, modulation tools, reference levels.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Representação do Efeito Fotoelétrico.....	6
Figura 2	Representação do Efeito Compton.....	7
Figura 3	Representação do Efeito de Produção de Pares.....	8
Figura 4	Ilustração da interação de um elétron com um alvo e sua relação com o espectro de energia do tubo de raios X.....	10
Figura 5	O britânico Godfrey Hounsfield Prêmio Nobel de Medicina de 1979 pelo desenvolvimento da TC.....	11
Figura 6	Esquema de aparelho de TC de primeira geração.....	12
Figura 7	Esquema de aparelho de TC de segunda geração.....	14
Figura 8	Esquema de aparelho de TC de terceira geração.....	15
Figura 9	Esquema de aparelho de TC de quarta geração.....	16
Figura 10	Trajetória do feixe de raios X no aparelho de TC helicoidal – resultante do giro contínuo da fonte de raios X e do deslocamento simultâneo da mesa.....	17
Figura 11	Sistema de aquisição de dados corte único e multicortes.....	18
Figura 12	Aquisição sequencial de dois conjuntos de dados em diferentes tensões de tubo.....	19
Figura 13	Esboço de um sistema de troca rápida de kilovoltagem contendo somente um tubo e um detector. A voltagem é trocada rapidamente entre dois níveis.....	20
Figura 14	Esboço do sistema de TC de Dupla Energia com dois tubos e detectores montados ortogonalmente em um <i>gantry</i>	21
Figura 15	Esboço do sistema de detector de camada com um tubo de raios X operando em voltagem constante.....	22
Figura 16	Reconstrução por projeção inversa.....	25
Figura 17	Atenuação do feixe paralelo de raios X por dois objetos e gráfico do sinal de atenuação.....	26
Figura 18	Geração do sinal por incidência do feixe de raios X em leque em ângulos de 0° , 45° , 90° e 135°	27

Figura 19	Utilização de filtros nas imagens de corte axial: a) imagem padrão; b) filtro para ressaltar bordas; c) filtro de suavização; e d) gráfico de relação entre o ruído e a resolução espacial da imagem.....	28
Figura 20	Variação da corrente com a espessura do objeto.....	30
Figura 21	Exemplo de um perfil de dose de varredura simples, para um corte de 10 mm de espessura.....	34
Figura 22	Distribuição das doses em radiografia e tomografia computadorizada.....	35
Figura 23	Ilustração da contribuição de dose de múltiplas varreduras. A dose média de múltiplas varreduras (MASAD) é obtida pelo somatório das contribuições de dose de cortes adjacentes. A figura mostra sete varreduras com espessura de corte de 10 mm e 10 mm de incremento.....	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Valores padronizados da constante k	38
Tabela 2:	Níveis de referência de radiodiagnóstico em TC para paciente adulto típico	39
Tabela 3:	DRL dado em termos de DLP.....	40
Tabela 4:	DRL dado em termos de $CTDI_{vol}$	41
Tabela 5:	Comparação entre ferramentas de vários fabricantes de equipamentos de TC	46
Tabela 6:	Comparação dos valores obtidos pelas diferentes configurações de TC de dupla energia.....	47
Tabela 7:	Avaliação de dose em simuladores de água.....	48
Tabela 8:	Comparação entre valores de DLP e $CTDI_{vol}$ em relação a diferentes técnicas abordadas	50
Tabela 9:	Comparação entre os valores de $CTDI_{vol}$ e dose efetiva em relação à DECT e TC convencional	51
Tabela 10:	Comparação dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP em relação às técnicas de DECT e SECT	52

SIGLAS E DEFINIÇÕES

ADMIRE: *Advanced Modeled Iterative Reconstruction*

AIDR: *Adaptative Iterative Dose Reduction*

ANVISA: Agência Nacional de Vigilância Sanitaria

ASIR: *Adaptative Statistical Iterative Reconstruction*

CAT: *computed axial tomography*

CT: *computed tomography*

CTDI: *computed tomography dose index*

DE: *dual energy*

DECT: *dual energy computed tomography*

DLP: *dose lenght product*

DRL: diagnostic reference levels

DSCT: *dual source computed tomography*

FBP: *filtered back projection*

FDA: *Food and Drug Administration*

FOV: *field of view*

GE: *General Eletric*

ICRP: *International Commission on Radiological Protection*

LCD: *low contrast detectability*

MDCT: *multiple detector computed tomography*

MSAD: *multiple scan average dose*

ODM: *organ dose modulation*

PET: *positron emission tomography*

RP: *Radiation Protection*

SDCT: *single detector computed tomography*

SI: Sistema Internacional de Medidas

TC: tomografia computadorizada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 - OBJETIVO	3
1.2 - OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	4
2.2 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA	5
2.2.1 – Efeito Fotoelétrico	5
2.2.2 – Efeito Compton	7
2.2.3 – Formação de Pares.....	7
2.3 – PRODUÇÃO DE RAIOS X	8
2.3.1 – Radiação de Bremsstrahlung.....	8
2.3.2 – Raios X Característicos.....	9
2.3.3 – Bremsstrahlung	9
2.4 – A TOMOGRAFIA E SUA EVOLUÇÃO.....	11
2.4.1 – Aparelhos de Primeira Geração	12
2.4.2 – Aparelhos de Segunda Geração	13
2.4.3 – Aparelhos de Terceira Geração	14
2.4.4 – Aparelhos de Quarta Geração	15
2.4.5 – Aparelhos Helicoidais.....	16
2.4.6 – Aparelhos Multicortes.....	17
2.4.7 – Aparelhos de Dupla Energia	18
2.4.7.1 – Aquisição Sequencial.....	18
2.4.7.2 – Troca Rápida de Tensão.....	19
2.4.7.3 – TC de Dupla Fonte (DSCT).....	20
2.4.7.4 – Detector de Camada	21
2.5 – FUNDAMENTOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	22
2.5.1 – A Obtenção da Imagem	23
2.5.1.1 – Métodos de Reconstrução da Imagem	24
2.5.1.1.1 – Projeção inversa.....	24
2.5.1.1.2 – Projeção Inversa Filtrada (FBP)	25
2.6 – PARÂMETROS DE CONTROLE	27
2.6.1 – Filtros	27
2.6.2 – Fator mAs, a corrente e o tempo.....	29
2.6.3 – A alta-tensão	31
2.7 – DESCRITORES DE DOSE.....	32
2.8 – NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM DIAGNÓSTICO	39
2.8.1 – Tomografia Computadorizada.....	40
3 METODOLOGIA	42
4 RESULTADOS.....	43
4.1 – TÉCNICAS DE MODULAÇÃO DE DOSE DOS PRINCIPAIS FABRICANTES	43
4.1.2 – Siemens	44

4.1.3 – Philips	44
4.1.4 – Toshiba	44
4.2 – LITERATURA PUBLICADA SOBRE REDUÇÃO DE DOSE RELACIONADA ÀS TÉCNICAS DECT E FERRAMENTAS DE MODULAÇÃO DE DOSE	47
4.2.1 – Artigo 1: Dual Energy CT of the Chest: How about the dose? (DECT do tórax: e a dose?)	47
4.2.2 – Artigo 2: Dual-source dual energy CT with additional tin filtration – dose and image quality evaluation in simuladors and in vivo (DECT dupla energia com filtro adicional de Sn – avaliação de dose e qualidade de imagem em simuladores in vivo).....	47
4.2.3 – Artigo 3: Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increasing radiation dose (A imagem abdominal avançada com TC de dupla energia é viável sem aumentar a dose de radiação).....	48
4.2.4 – Artigo 4: Dual energy CT – Radiation Dose Aspects (TC de Dupla Energia – Aspectos de Dose da Radiação)	49
4.2.5 – Artigo 5: Image Quality and Radiation Dose of Dual-Energy CT of the Head and Neck Compared with a Standard 120-kVp Acquisition (Qualidade de imagem e dose de radiação de TC de dupla energia da cabeça e pescoço em comparação com uma aquisição padrão de 120 kVp)	51
4.2.6 – Artigo 6: A Prospective Evaluation of Dose Reduction and Image Quality in Chest CT using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (Uma Avaliação Prospectiva da Redução de Dose e Qualidade da Imagem na TC de Tórax usando a Reconstrução Iterativa Estatística Adaptativa - ASIR)	52
5 CONCLUSÃO	54
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada é hoje um dos melhores meios de diagnóstico por imagem utilizando as radiações ionizantes. Essa história começou no ano de 1963 quando o cientista Allan Cormack, nascido na África do Sul, mas naturalizado norte-americano mostrou que era possível medir a absorção de uma estrutura plana por meio de coeficientes de absorção. Sendo assim, poderiam-se diferenciar as tonalidades pelas variações de intensidade dos raios transmitidos (CRISTOVAM, 2013).

O passo seguinte foi dado em 1967, quando o engenheiro britânico Godfrey Hounsfield iniciou suas investigações sobre o reconhecimento e técnicas de armazenamento de imagens em computador. Hounsfield coordenava a seção médica do laboratório central da empresa EMI (Electro of Medical Industries), utilizando seus conhecimentos para desenvolver alguns projetos partindo da idéia de que as medidas de transmissão de raios X através de um corpo, em todas as direções possíveis, continham a totalidade de informações sobre os constituintes desse corpo. Com esse conceito, elaborou os cálculos necessários para se obter dados desse corpo, utilizando a transformada de Fourier. Utilizando um computador para efetuar os cálculos, foi possível, em 1^o de outubro de 1971, realizar a primeira varredura (*scanner*) de um crânio em um hospital de Londres, Inglaterra. A partir desses dados, os progressos foram rápidos e, em menos de dois anos, os “EMI *scanners*” se expandiram nos Estados Unidos e por quase toda a Europa (CRISTOVAM, 2013).

Em 1973, foram instalados os primeiros *scanners* de crânio em território norte-americano que, mais tarde, ficariam popularmente conhecidos como tomógrafos. Em 1974, os primeiros equipamentos para exame do corpo inteiro estavam em funcionamento. A coroação dessa revolução na medicina se deu em 1979, quando os cientistas Allan Comarck e Godfrey Housfield receberam o Prêmio Nobel de Medicina, sendo o invento considerado tão importante quanto a descoberta dos próprios raios X, um século antes. No início da década de 1980, as vendas de aparelhos de tomografia computadorizada no mercado norte-americano cresceram vertiginosamente, passando de 200 para 800 unidades (CRISTOVAM, 2013).

A Tomografia Computadorizada de Dupla Energia (*Dual Energy Computed Tomography - DECT*) surge como um dos desenvolvimentos mais promissores em radiologia na história recente. A capacidade de melhorar a resolução do contraste de imagens de tomografia computadorizada (TC) utilizando diferentes espectros de raios X foi mostrada na década de 1970, mas foi clinicamente implementada apenas para fins de tomografia por emissão. As abordagens em tomografia computadorizada para uso no diagnóstico precoce de doenças ou disfunções explorando múltiplas aplicações de energia envolveram duas varreduras subsequentes, em diferentes tensões de tubo, sobre a mesma posição anatômica. No entanto, essas abordagens, apesar dos altos esforços computacionais, não conseguiram alinhar de forma perfeita a anatomia na imagem e, ainda, capturar a mesma fase de contraste. Por conseguinte, as abordagens iniciais de imagens por dupla energia surgiram à custa de duplicação da dose de radiação e, em alguns casos, com a necessidade de uma segunda injeção de contraste (Henzler *et. al.*, 2012).

Somente após a introdução da Tomografia Computadorizada de Dupla Fonte (*Dual Source Computed Tomography - DSCT*), em 2006, vários métodos de aquisição de imagem de dupla energia alcançaram significância clínica e aplicação generalizada em diagnósticos por TC. Desde então, várias estratégias para aquisição de dados DECT foram propostas para uso com recentes gerações de sistemas de Tomografia Computadorizada de Multi Detectores (*Multiple detector computed tomography - MDCT*) avançados: a) aplicando simultaneamente dois tubos de raios X e dois detectores correspondentes em diferentes configurações de quilovoltagem e corrente de tubo com DSCT b) comutação rápida de tensão em TC de fonte única; c) compartimentalização de fótons de raios X detectados em compartimentos de energia por detectores de camada dupla de um *scanner* de TC de fonte única que operam em configurações constantes de quilovoltagem e de corrente de tubo; rotações duplas sincronizadas em diferentes níveis de kilovoltagem com TC de volume, e contagem de fótons e integração do fluxo de energia de raios X (Henzler *et. al.*, 2012).

A introdução da varredura DE (*Dual Energy*) e da TC de dupla fonte foi acompanhada por preocupações sobre o aumento da dose de radiação, como foi o caso dos primeiros anos de TC de multidetectores, devido ao foco na otimização da

qualidade da imagem, ignorando o efeito sobre a dose de radiação (Tawfik, *et. al*, 2011).

Como os principais fabricantes dos equipamentos de aquisição de dados DECT afirmam que ferramentas de modulação de dose implantadas em equipamentos modernos hoje comercializados são capazes de reduzir a dose no paciente, o presente trabalho justifica-se pela avaliação dessa informação, comparando-a com estudos publicados relacionados a esse tema.

1.1 - Objetivo

Avaliar e analisar as informações disponíveis em literatura publicada, fornecidas pelos principais fabricantes de equipamentos de aquisição de dados DECT que utilizam ferramentas de modulação de dose com o objetivo de reduzir a dose em pacientes.

1.2 - Objetivos Específicos

- Conhecer as ferramentas de modulação de dose dos tomógrafos dos principais fabricantes que utilizam a tecnologia DECT;
- Verificar se os estudos publicados relacionados à redução de dose atestam a eficácia das ferramentas de modulação de dose postuladas pelos principais fabricantes de tomógrafos DECT.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 - ORIGEM DA RADIAÇÃO

As radiações são produzidas por processos de ajustes que ocorrem no núcleo ou nas camadas eletrônicas, ou pela interação de outras radiações ou partículas com o núcleo ou com o átomo (TAUHATA *et al*, 2014).

Exemplos: radiação beta e radiação gama (ajuste no núcleo), raios X característico (ajuste na estrutura eletrônica), raios X de freamento (interação de partículas carregadas com o núcleo) e raios delta (interação de partículas ou radiação com elétrons das camadas eletrônicas com alta transferência de energia) (TAUHATA *et al*, 2014).

2.1.1 - Fótons

A radiação eletromagnética é constituída por vibração simultânea de campos magnético e elétrico, perpendiculares entre si, originados durante a transição, pela movimentação da carga e momento magnético da partícula, quando modifica seu estado de energia, caracterizado pelo momento angular, spin e paridade. As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são os raios X e a radiação gama (TAUHATA *et al*, 2014).

Para compreender como surge uma onda eletromagnética a partir da transição entre dois estados de uma partícula ligada em um orbital eletrônico ou nuclear, uma explicação detalhada será dada a seguir (TAUHATA *et al*, 2014).

Pelo Eletromagnetismo, sabe-se que quando uma carga elétrica se move num orbital fechado, esta gera um campo magnético B , perpendicular ao seu plano de rotação. Da mesma forma, uma carga magnética, gera um campo elétrico E (TAUHATA *et al*, 2014).

Quando uma partícula, que possui cargas elétrica e magnética (spin), faz uma transição de estado, sua energia varia de um valor inicial (E_i) para um valor final (E_f), ou seja, libera uma energia $E = E_i - E_f$ (TAUHATA *et al*, 2014).

Como os estados inicial (i) e final (f) possuem frequências de rotação de valores (ν_i) e (ν_f), à transição estará associada a uma diferença de frequências $\nu = \nu_i - \nu_f$, que constitui a frequência de transição de energia (E), expressa quanticamente por $E = h\nu$, onde h é a constante de Planck (TAUHATA *et al*, 2014).

Na transição, há simultaneamente uma mudança nos valores dos campos elétrico (E) e magnético (B) associados aos estados inicial e final da partícula. Isto significa que as diferenças de valores de campos (ΔE) e (ΔB) serão simultaneamente carregadas pelas diferenças de energia (E) e frequência (ν) da transição, ou seja, por uma onda eletromagnética ou fóton ($E = h\nu$) (TAUHATA *et al*, 2014).

2.1.2 – Raios X

Raios X é a denominação dada à radiação eletromagnética de alta energia que tem origem na eletrosfera ou no freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons (TAUHATA *et al*, 2014).

2.2 – INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são as radiações X e gama. Devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações podem penetrar em um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade ou secção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X e gama é muito maior que a das partículas carregadas, e a probabilidade de interação depende do valor de sua energia (TAUHATA *et al*, 2014).

Os principais modos de interação, excluindo as reações nucleares são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares (TAUHATA *et al*, 2014).

2.2.1 – Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total de energia da radiação X ou gama (que desaparece) a um único elétron orbital, que é expelido com energia cinética E_c bem definida, (TAUHATA *et al*, 2014) conforme equação 1:

$$E_c = h \cdot \nu - B_e \quad (1)$$

Onde, h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e B_e é energia de ligação do elétron orbital (TAUHATA *et al*, 2014).

Como E_c difere da energia do fóton de um valor constante B_e , sua transferência para o material de um detector pode ser utilizada como mecanismo de identificação do fóton e caracterização de sua energia (Figura 1) (TAUHATA *et al*, 2014).

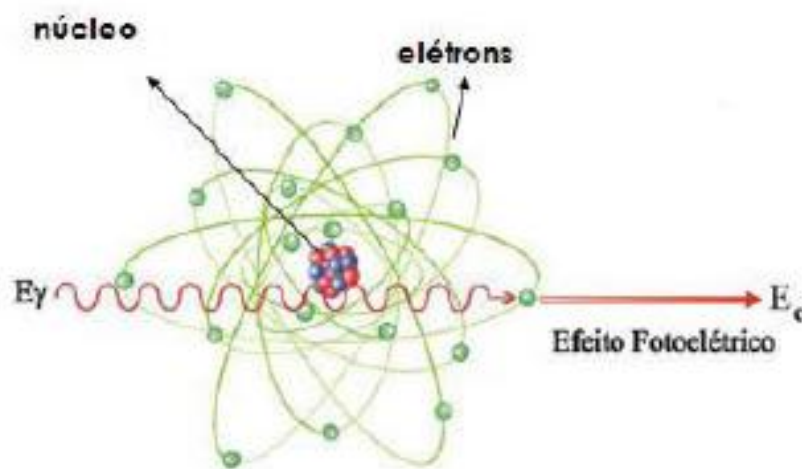


Figura 1 – Representação do Efeito Fotoelétrico
Fonte: <http://objetoseducacionais2.mec.gov.br/>

Como a transferência de energia do elétron de ionização para o meio material produz uma ionização secundária proporcional, a amplitude de pulso de tensão ou a intensidade de corrente proveniente da coleta dos elétrons ou íons, no final do processo, expressam a energia da radiação incidente (TAUHATA *et al*, 2014).

A direção de saída do fotoelétron em relação à incidência do fóton varia com a energia. Para energias acima de 3 MeV, a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta; para energias abaixo de 20 keV a maior probabilidade é a de sair com ângulo de 70° . Isto se deve à ação dos campos elétrico e magnético que, variando na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercem força sobre o elétron na direção de 90° , e se compõe com o momento angular do elétron (TAUHATA *et al*, 2014).

O Efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z. A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$, e decresce rapidamente com o aumento da energia (TAUHATA *et al*, 2014).

2.2.2 – Efeito Compton

No Efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material, em outra direção e com menor energia. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo (TAUHATA *et al*, 2013).

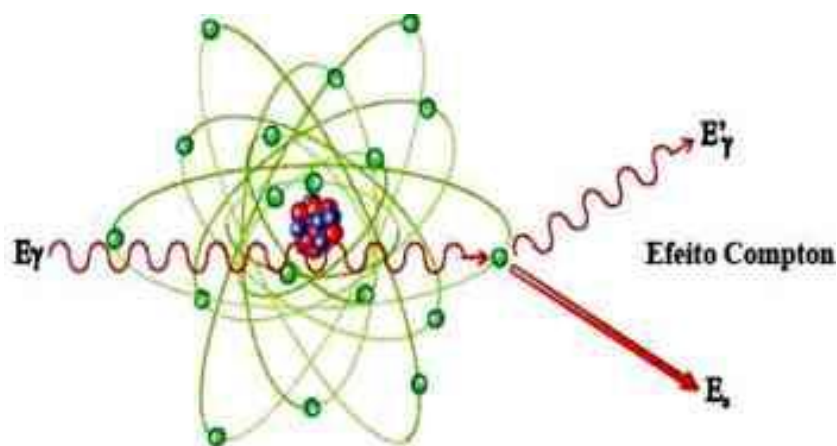


Figura 2 – Representação do Efeito Compton

Fonte: <http://radiologiaxx.blogspot.com.br/2014/02/radiologia-convencional.html>.

2.2.3 – Formação de Pares

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção do par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto dos núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na Figura 4, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2 = 1,022$ MeV), por meio da reação:



As duas partículas transferem sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a dois fótons, cada um com energia de 511 keV (TAUHATA *et al*, 2014).

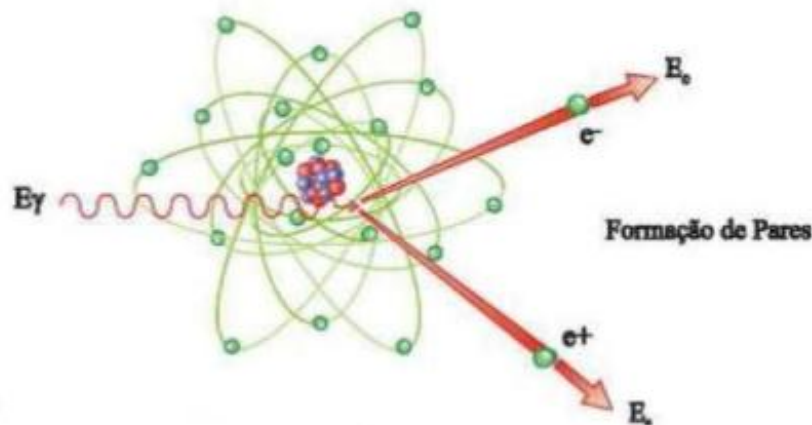


Figura 3 – Representação do Efeito de Produção de Pares
Fonte: <https://pt.slideshare.net/karinemc18/radioatividade-15-0813>

2.3 – PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os fótons de raios X são produzidos quando uma substância é bombardeada por elétrons de alta velocidade. Quando este elétron interage com um material alvo, diferentes tipos de colisão ocorrem. A maioria dos encontros envolvem transferências de pouca energia dos elétrons de alta energia para elétrons que são eliminados dos átomos, levando à ionização dos átomos alvo. Este tipo de interação não produz raios X e dá origem a raios delta e, eventualmente, calor. Para um tubo típico de raios X mais de 99% da energia é convertida em calor (HSIEH, 2003).

As interações mais interessantes são os três tipos das seguintes interações:

2.3.1 – Radiação de *Bremsstrahlung*

O primeiro tipo de interação ocorre quando um elétron se aproxima perto do núcleo de um átomo e sofre perda de radiação, como mostrado na Figura 4 a). A porção inferior da Figura 4 mostra um típico espectro de raios X produzido por um

tubo de raios X operando em um potencial de 120 kV com filtro adicional para remover fótons de baixa energia. Elétron de alta velocidade viaja parcialmente em volta do núcleo devido à atração entre o núcleo positivo e o elétron negativo. A desaceleração repentina do elétron dá origem à chamada radiação de *bremstrahlung*. A energia da radiação resultante depende do montante de energia cinética incidente que é liberada durante a interação (HSIEH, 2003).

2.3.2 – Raios X Característicos

O segundo tipo de interação ocorre quando um elétron de alta velocidade colide com um dos elétrons das camadas mais internas do átomo alvo (Figura 4b) representa uma colisão com um elétron da camada K) e libera o elétron da camada interna. Quando o buraco é preenchido por um elétron de uma camada externa, radiação característica é emitida. No modelo clássico de Bohr do átomo, elétrons ocupam órbitas com níveis de energia específicos quantificados. A energia dos raios X característicos é a diferença entre as energias de ligação das duas camadas (HSIEH, 2003).

2.3.3 – *Bremstrahlung*

O terceiro tipo de interação ocorre quando um elétron colide diretamente com o núcleo e toda sua energia aparece como *bremstrahlung*. A energia do raios X produzido por esta interação representa o limite de energia superior no espectro de raios X (HSIEH, 2003).

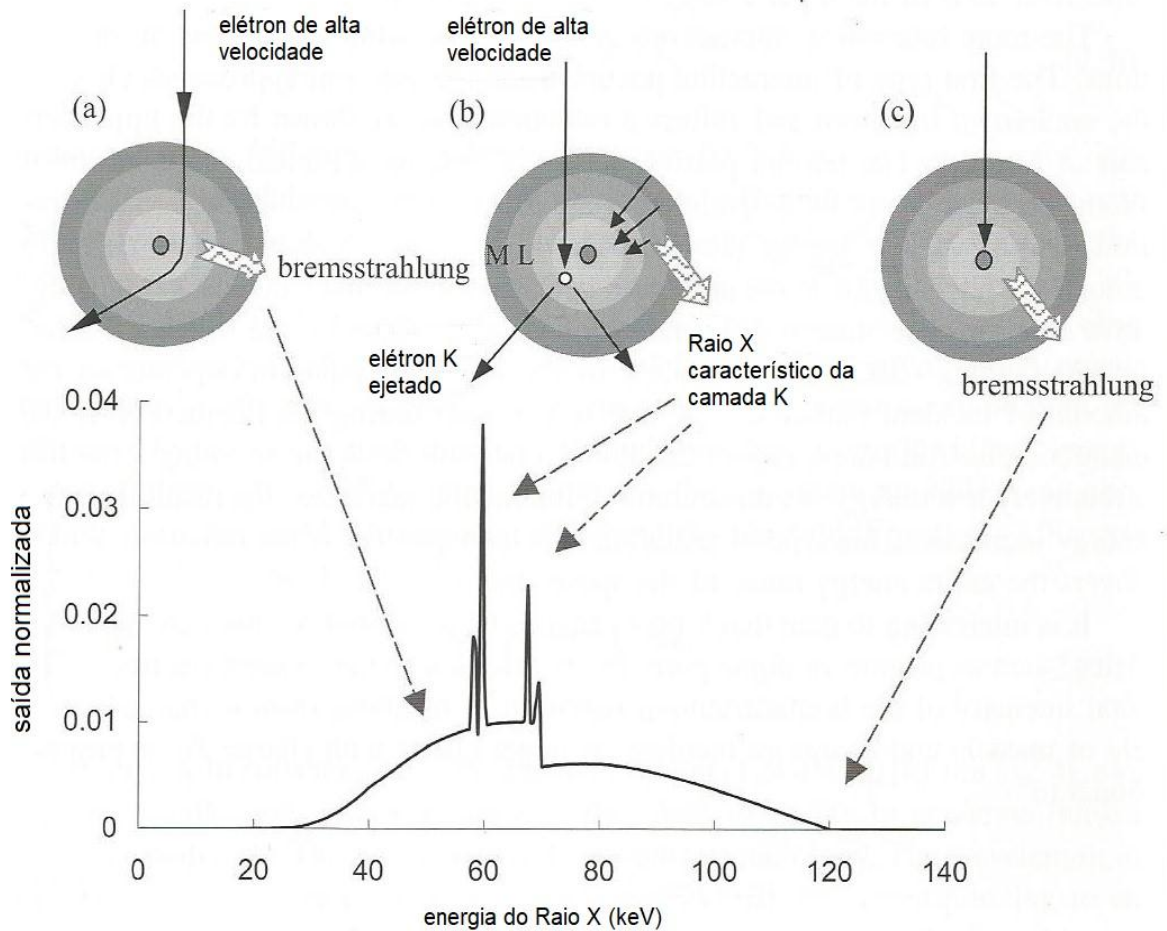


Figura 4 – Ilustração da interação de um elétron com um alvo e sua relação com o espectro de energia do tubo de raios X: (a) Radiação de *Bremsstrahlung* é gerada quando elétrons de alta velocidade são desacelerados por um campo elétrico do núcleo alvo; (b) Radiação característica é produzida quando um elétron de alta velocidade interage com um elétron alvo e o ejeta de sua camada eletrônica. Quando os elétrons da camada mais externa preenchem a camada vazia, raios X característicos são emitidos; (c) Um elétron de alta velocidade bate diretamente no núcleo e toda energia cinética é convertida em energia de raios X. Para o espectro de raios X mostrado na figura, o material alvo é o tungstênio, e filtro adicional é usado para remover raios X de baixa energia (HSIEH, 2003).

2.4 – A TOMOGRAFIA E SUA EVOLUÇÃO



Figura 5 - O britânico Godfrey Hounsfield (1919-2004), prêmio Nobel de Medicina de 1979 pelo desenvolvimento da tomografia computadorizada.

Fonte: www.britannica.com

A palavra tomografia significa imagem em tomos, ou em planos, sendo essa a definição para as imagens de qualquer aparelho diagnóstico que propicie a geração de imagem de um plano de corte, possibilitando o estudo de estruturas localizadas no interior do corpo (MOURÃO, 2015).

São vários os aparelhos de imagens diagnósticas que possibilitam a geração de imagem de planos de corte, em cortes tomográficos, como o ultrassom, a ressonância magnética, a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) etc. Apesar dessas possibilidades, o aparelho que gera imagem tomográfica pela atenuação diferenciada do feixe de raios X é que passou a ser denominado aparelho de Tomografia Computadorizada. A TC foi inicialmente denominada CAT Scan (*computed axial tomography*), posteriormente, *X ray CT* (*X ray computed tomography*) e, finalmente, *CT* (*computed tomography*) ou TC (tomografia computadorizada) (MOURÃO, 2015).

Com base nos sistemas que foram desenvolvidos e que marcaram evolução considerável no processo de aquisição de dados para geração da imagem digital do corte anatômico e na melhoria dos aparelhos de TC, pode-se fazer uma classificação desses modelos. Inicialmente, a geração de uma única imagem de corte demorava alguns minutos, e hoje a aquisição de um conjunto completo de imagens para um exame em um aparelho de TC pode ser feita em questão de segundos (MOURÃO, 2015).

2.4.1 – Aparelhos de Primeira Geração

O funcionamento do primeiro modelo descrito de um aparelho de TC baseia-se em um tubo de raios X e um único detector de radiação. O feixe gerado pelo tubo é muito bem colimado, do tipo *pencil beam* (ou feixe lápis), para atingir unicamente a área do detector. O objeto é posicionado entre o tubo de raios X e o detector, que são colocados na posição inicial, fazendo a coleta das informações de quanto o feixe foi atenuado nessa posição. O conjunto tubo-detector é, então, deslocado de aproximadamente 1° para cada nova aquisição, e todo o processo é repetido. Ao final de muitos posicionamentos do sistema tubo-detector, são varridos 180° em torno do objeto. A Figura 6 apresenta um esquema do funcionamento de um aparelho de TC de primeira geração (MOURÃO, 2015).

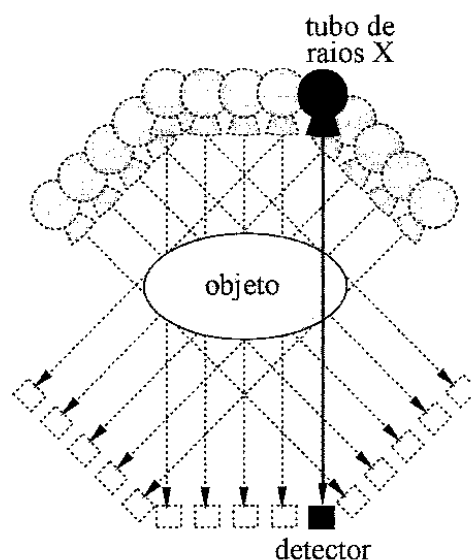


Figura 6 – Esquema de aparelho de TC de primeira geração (MOURÃO, 2015).

Esse modelo inicial trouxe como grande novidade a possibilidade de observar a anatomia interna dos tecidos cerebrais de forma não invasiva. Dado o tempo relativamente longo para a aquisição de um único corte, as aplicações para a geração de imagens de tórax e abdômem eram inviáveis, em razão dos movimentos respiratórios e peristálticos, respectivamente (MOURÃO, 2015).

A qualidade da imagem era muito ruim, não só pelo número restrito de *pixels* que compunha a matriz da imagem, como também pela qualidade dos programas de reconstrução que eram limitados e, ainda, poucas ferramentas de compensação para artefatos. Esse tipo de tecnologia foi utilizado por Hounsfield em seus experimentos originais, mas já não é empregada nos aparelhos atuais (MOURÃO, 2015).

2.4.2 – Aparelhos de Segunda Geração

A segunda geração dos aparelhos de TC era composta por um tubo de raios X que emitia um feixe delgado em forma de leque e que atingia um conjunto de aproximadamente 30 detectores alinhados em uma reta. O conjunto arco detector era deslocado, variando sua posição em três eixos de incidência distintos em relação ao objeto. O aumento do número de detectores possibilitou uma redução considerável para o número de posicionamentos, dos 180 necessários nos aparelhos de primeira geração para apenas seis, reduzindo-se o tempo de varredura e, conseqüentemente, o de exame. O feixe em forma de leque gerou a necessidade de algoritmos de reconstrução da imagem bem mais complexos que os utilizados nos aparelhos de primeira geração (MOURÃO, 2015).

O tempo gasto para a produção da imagem de cada plano de corte era da ordem de 20 s a 60 s. No entanto, a demora no processamento da informação era grande por causa dos novos algoritmos de reconstrução que, diferentemente dos aparelhos de primeira geração, deveriam levar em conta a inclinação do feixe em relação aos detectores mais externos em razão de sua característica divergente e da qualidade da imagem, que ainda era muito ruim. A Figura 7 apresenta esquema de um aparelho de TC de segunda geração (MOURÃO, 2015).

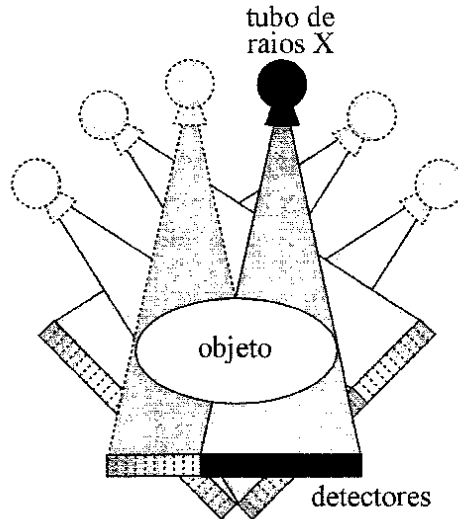


Figura 7 – Esquema de um aparelho de TC de segunda geração (MOURÃO, 2015).

2.4.3 – Aparelhos de Terceira Geração

A arquitetura dos aparelhos de TC de terceira geração foi disponibilizada no final da década de 1970, e o que diferencia essa geração da anterior é o aparecimento de um conjunto de detectores que formam um arco móvel posicionado após o objeto, mecanicamente conectado ao tubo de raios X. O conjunto formado pelo tubo e pelo arco detector descreve um giro de 360° em torno do paciente para a aquisição dos dados necessários à reconstrução da imagem de um corte anatômico, o que elimina os reposicionamentos do conjunto tubo-arco detector utilizados na geração anterior (MOURÃO, 2015).

Esse sistema reduz o tempo de aquisição da imagem de um plano de corte para uma faixa entre 3 s e 10 s, e essa redução foi fundamental para permitir a geração de imagens de estruturas móveis por conta da respiração e dos movimentos peristálticos. Nesse sistema, o arco detector era composto por mais de cem detectores independentes e a utilização de lâminas de tungstênio entre estes, alinhadas com o foco da fonte de raios X, diminuiu a quantidade de radiação espalhada que atingia os detectores. Além da diminuição no tempo de aquisição de dados para a geração da imagem, esses aparelhos trouxeram melhoria considerável na qualidade da imagem gerada. Os aparelhos de TC hoje instalados no Brasil devem ser, no mínimo, de terceira geração (Portaria 453). A Figura 8 apresenta um esquema do aparelho de TC de terceira geração. (MOURÃO, 2015)

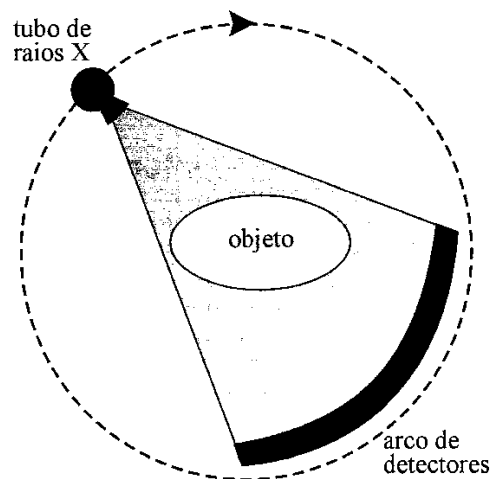


Figura 8 – Esquema de aparelho de TC de terceira geração (MOURÃO, 2015).

2.4.4 – Aparelhos de Quarta Geração

Nesta geração surge um anel de detectores fixo que cobre os 360° ao redor do paciente, e somente o tubo de raios X gira 360° em torno do paciente, emitindo um feixe delgado em forma de leque. Como os detectores estão fixos, há melhoria significativa em seus ajustes, diminuindo consideravelmente a possibilidade de geração de artefatos causados por desajustes mecânicos entre a fonte emissora de raios X e o conjunto de detectores, o que ocorria com facilidade na geração anterior. O tempo para obter um corte é menor que o dos aparelhos de terceira geração; no entanto, demanda uma quantidade de detectores de radiação muito maior. Enquanto os aparelhos de terceira geração utilizam de 300 a 900 detectores, os de quarta utilizam de 1.200 a 4.800 detectores, distribuídos pela circunferência do *gantry*. A Figura 9 apresenta o esquema de um aparelho de TC de quarta geração (MOURÃO, 2015).

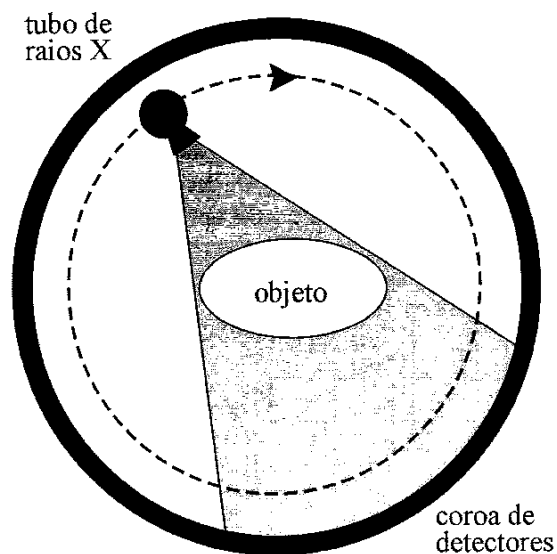


Figura 9 – Esquema de aparelho de TC de quarta geração (MOURÃO, 2015).

2.4.5 – Aparelhos Helicoidais

A necessidade de menores tempos de varredura, de geração de imagens volumétricas de boa qualidade e de rápida reconstrução promoveu o surgimento dos aparelhos helicoidais de TC. Esses são também denominados aparelhos espirais de TC. Os equipamentos helicoidais contam com um sistema de aquisição de dados para geração da imagem idêntico ao dos aparelhos de terceira ou quarta geração (MOURÃO, 2015).

No caso do aparelho de TC helicoidal, há uma varredura do volume que está sendo examinado em um único ciclo e, após a aquisição dos dados do volume, produzem-se cortes axiais individuais. À medida que o tubo de raios X vai girando continuamente em torno do paciente, a mesa movimenta-se longitudinalmente, no sentido do eixo Z, mudando automaticamente o ponto de incidência do feixe de raios X em relação ao feixe longitudinal do objeto, sem a necessidade de paradas da mesa para a coleta de dados de cada corte axial separadamente. Dada a simultaneidade dos movimentos do tubo de raios X em torno do paciente e do deslocamento contínuo da mesa, do princípio ao final do volume a ser representado, o feixe de raios X descreve uma trajetória helicoidal em relação ao paciente, conforme esquema apresentado pela Figura 10 (MOURÃO, 2015).

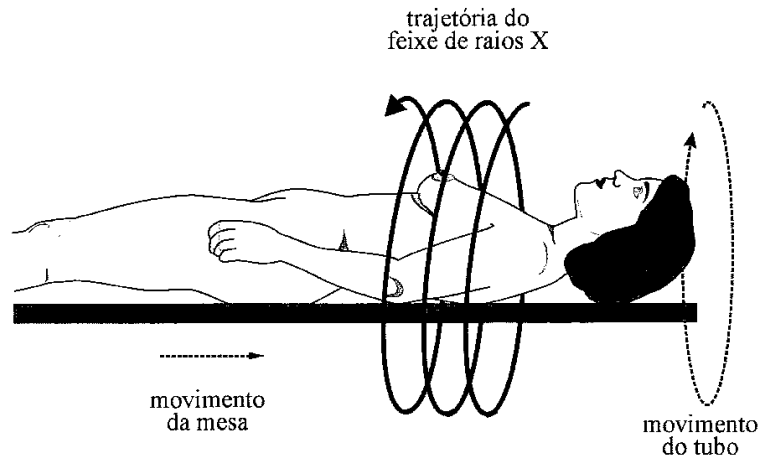


Figura 10 – Trajetória do feixe de raios X no aparelho de TC helicoidal – resultante do giro contínuo da fonte de raios X e do deslocamento simultâneo da mesa (MOURÃO, 2015).

Os aparelhos helicoidais, tanto os com arquitetura de terceira como os de quarta geração, utilizam a tecnologia de anel deslizante autolubrificado, que permite a transferência de energia e de sinais elétricos para as partes móveis, sem utilizar cabos de conexão.

A vantagem dos aparelhos helicoidais é que são muito rápidos, uma vez que em um único ciclo de trabalho podem ser obtidos os dados para gerar todos os planos de corte desejados. O tempo de aquisição dos dados para gerar todas as imagens necessárias ao exame é menor que 30 segundos (MOURÃO, 2015).

2.4.6 – Aparelhos Multicortes

Os aparelhos de TC multicortes têm no arco mais de uma fileira de detectores e um feixe em leque menos delgado. Assim, para cada volta completa do tubo de raios X em torno do paciente é feita a aquisição de dados de mais de um corte, simultaneamente. O número de cortes possíveis depende da quantidade de fileiras de detectores disponíveis no aparelho e de sua associação. A Figura 11 apresenta um esquema de aquisição com conjunto tubo-arco detector de corte único e com conjunto tubo-arco detector multicortes. A tecnologia do arco-detector com somente uma fileira de detectores é denominada SDCT (*single detector computed tomography*) e faz aquisição de dados de apenas um corte por volta completa do

tubo de raios X em torno do paciente. A tecnologia do arco detector com mais de uma fileira de detectores é denominada MDCT (*Multidetector Computed Tomography*) e faz a aquisição de dados de mais de um corte, simultaneamente, por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente (MOURÃO, 2015).

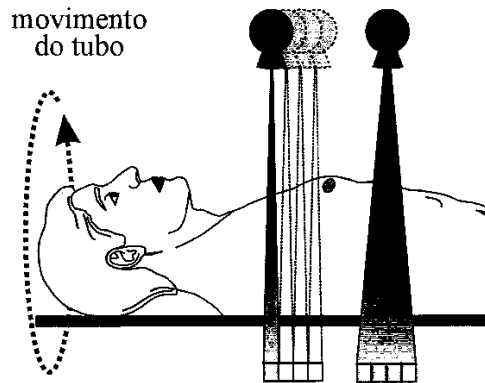


Figura 11 – Sistema de aquisição de dados corte único e multicortes (MOURÃO, 2015).

2.4.7 – Aparelhos de Dupla Energia

O termo "CT de energia dupla", ou "DECT" (*dual energy computed tomography*), refere-se à TC que usa dois espectros de fótons; portanto, o DECT às vezes também é referido como "CT espectral". Na prática clínica de hoje, dois espectros diferentes são gerados alternando a tensão de um tubo de raios X ou executando dois tubos em diferentes tensões, e a informação espectral é obtida de duas medidas de absorção com detectores de TC normais (Henzler *et. al.*, 2012).

2.4.7.1 – Aquisição Sequencial

A abordagem que requer menor esforço de *hardware* é a aquisição sequencial de dois conjuntos de dados em diferentes tensões de tubo (Figura 12). O software faz *gantry* do tomógrafo rodar completamente uma vez para adquirir dados na primeira configuração do kVp, e quase imediatamente novamente para adquirir dados na segunda configuração da tensão e é usado quando o scanner não possui *hardware* interno para permitir a aquisição simultânea de dupla energia. As desvantagens deste método são a baixa velocidade e a natureza não-simultânea da

aquisição de dados, o que torna esta solução uma melhoria mínima sobre a TC de dupla energia em relação aos sistemas de TC convencionais.

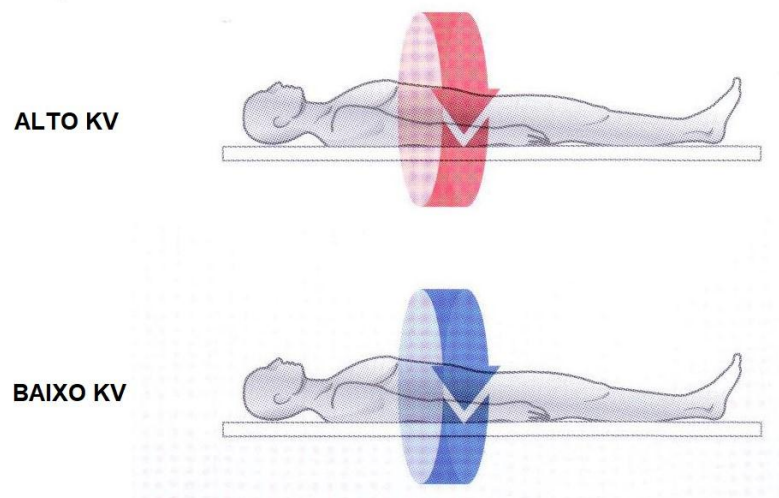


Figura 12 – Aquisição sequencial de dois conjuntos de dados em diferentes tensões de tubo. Fonte: <http://toshibamedicalsystems.com>

2.4.7.2 – Troca Rápida de Tensão

Outra abordagem com muito pouco esforço técnico é a rápida troca de tensão (Figura 13). Com este método, a tensão do tubo alterna entre um valor alto e um valor baixo, e os dados de transmissão são coletados duas vezes para cada projeção ou, na prática, para projeções imediatamente adjacentes. A velocidade de rotação do sistema deve ser reduzida para considerar a aquisição dessas projeções adicionais e os tempos de subida e queda da modulação de tensão. Portanto, o tempo de rotação geralmente deve ser de 0,5 segundo ou mais, o que prolonga o tempo de aquisição. Outra desvantagem importante desta configuração é a saída de fótons limitada em baixas tensões, o que resulta em alto ruído e a necessidade de escolher uma corrente relativamente alta, com dose elevada correspondente. De forma ótima, a corrente do tubo deve ser adaptada à tensão do tubo para atingir uma saída similar de fótons em ambas as tensões. No entanto, esta adaptação da corrente do tubo é tecnicamente desafiadora, ou pode até ser impossível porque os elétrons livres do catodo não ficam disponíveis rápidos o suficiente para acomodar tais mudanças na corrente. Portanto, outra abordagem seria adquirir duas projeções de baixa tensão para cada projeção de alta tensão única, para equilibrar o número

de fótons disponíveis nos dois níveis de energia em algum grau. Ainda assim, a resolução espectral dos sistemas rápidos de troca de tensão permanece limitada e, geralmente, requer uma dose adicional porque não são possíveis outras características de redução da dose, como a modulação da corrente do tubo ou uma filtração otimizada de cada espectro (Henzler *et. al.*, 2012).

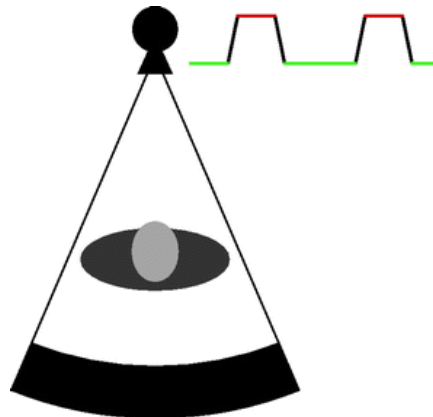


Figura 13 - Esboço de um sistema de troca rápida de kilovoltagem contendo somente um tubo e um detector. A voltagem é trocada rapidamente entre dois níveis (Henzler *et. al.*, 2012).

2.4.7.3 – TC de Dupla Fonte (DSCT)

Uma abordagem direta é a DSCT (*Dual Source Computed Tomography*) com dois tubos a diferentes tensões e detectores correspondentes montados ortogonalmente em um *gantry* (Figura 14). Essa configuração requer praticamente investimento duplo em *hardware*, mas oferece vantagens importantes para DECT: a tensão, a corrente e o filtro podem ser escolhidos de forma independente para ambos os tubos de forma a alcançar um contraste espectral ideal com transmissão suficiente e menor sobreposição. Os dados são adquiridos simultaneamente por ambos os sistemas ortogonais. Embora haja um deslocamento angular entre ambos os caminhos espirais, não há deslocamento temporal na aquisição de dados porque as posições equivalentes do eixo z são digitalizadas ao mesmo tempo. Para que dois detectores sejam integrados em um *gantry*, um dos detectores deve ser um

pouco menor do que o outro, resultando tecnicamente em um campo de visão (*Field Of View – FOV*) de 33 cm de diâmetro.

Na prática clínica, este FOV é suficiente para cobrir todos os vasos e órgãos na maioria dos pacientes. Se algum tecido adiposo de pacientes obesos estiver fora do FOV de aquisição por energia dupla, isso geralmente não é de relevância clínica, e a anatomia é coberta pelo FOV largo do detector maior. Uma desvantagem da configuração ortogonal é a radiação de dispersão cruzada, que atinge parcialmente o detector ortogonal não correspondente, e requer correção. No entanto, nos últimos sistemas DSCT existem elementos específicos do detector para medir e corrigir a radiação de dispersão cruzada (Henzler *et. al.*, 2012).

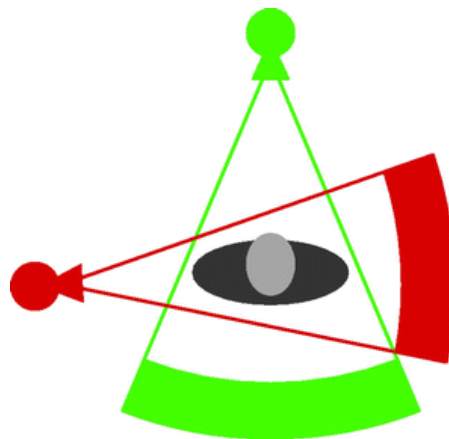


Figura 14 - Esboço do sistema de TC de Dupla Energia com dois tubos e detectores montados ortogonalmente em um *gantry*. Os tubos são operados em diferentes voltagens (p.ex. 80 e 140 kV). Adicionalmente, um filtro pode ser aplicado para eliminar um espectro de alta energia de quantum de baixa energia (Henzler *et. al.*, 2012)

2.4.7.4 – Detector de Camada

Outra abordagem que se encontra comercialmente disponível usa um detector de resolução de energia com o espectro policromático de um tubo (Figura 15). Em um detector de camada, a sensibilidade de duas camadas é determinada pelo material do cintilador na camada superior e na camada inferior. Com esta configuração, os materiais do cintilador determinam a resolução espectral, e os perfis de sensibilidade dos materiais disponíveis têm sobreposição bastante ampla. Portanto, o contraste da informação espectral é limitado, ou requer dose adicional relativamente alta (Henzler *et. al.*, 2012).

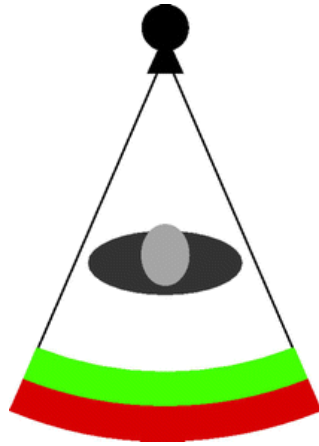


Figura 15 – Esboço do sistema do detector de camada com um tubo de raios X operando em voltagem constante. A informação de dupla energia é derivada de duas camadas de detector com diferentes perfis de sensibilidade (Henzler *et. al.*, 2012).

2.5 – FUNDAMENTOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A imagem tomográfica é formada por um mapeamento dos coeficientes de atenuação de cada segmento do corpo humano em estudo, sendo obtido por meio de diversas irradiações da região, em ângulos diferentes, por um feixe colimado, e a radiação transmitida é medida por um conjunto de detectores. As medidas dos detectores são processadas por um computador que faz a reconstrução da imagem (CARLOS *et al*, 2002).

A imagem mostrada no computador é apresentada em uma matriz bi ou tridimensional onde, para cada célula desta matriz denominada *pixel* (*picture element*), é atribuído um valor numérico relacionado ao coeficiente de atenuação médio do seu elemento de volume, o *voxel* (*volume element*), expresso em Unidades de Hounsfield (HU), uma homenagem a seu idealizador (CURRY III, DOWDEY e MURRY, 1990).

Por meio de um algoritmo matemático calcula-se o coeficiente de atenuação para cada *pixel*, convertendo-o ao número de TC (NCT), pela equação 2 (CURRY III, DOWDEY e MURRY, 1990):

$$NCT = k \cdot \frac{\mu_0 - \mu_a}{\mu_a} \quad (2)$$

onde, μ_0 é o coeficiente de atenuação no *pixel*, μ_a é o coeficiente de atenuação da água e k é uma constante que determina a escala na qual será expresso o *NCT*. No caso da escala em unidades Hounsfield, o valor de k é 1000. Pela equação 2, conclui-se que o número de TC da água é zero e o do ar, considerando que o ar não causa atenuação, é **-1000** Um número de TC **+1000** pode equivaler a um osso denso. Normalmente os equipamentos de tomografia computadorizada trabalham com números de TC entre - 1000 e + 4000 (CURRY III, DOWDEY e MURRY, 1990).

Atualmente, a prática de TC é a principal fonte de exposição de pacientes na radiologia diagnóstica. Diversos estudos têm demonstrado que a partir da otimização das técnicas utilizadas nos serviços é possível obter uma importante redução das doses recebidas pelos pacientes, mantendo boa qualidade de imagem (PEREIRA, 2004).

Desde que foi idealizada, a tomografia computadorizada sofreu importantes avanços nos sistema gerador de raios X, no sistema de detecção, na velocidade de aquisição dos dados utilizados para a formação de imagens e respectivo sistema computacional. Este avanço permitiu o crescimento do uso da tomografia computadorizada, impulsionado principalmente pela diminuição do tempo necessário para realizar uma varredura (*scan*) – atualmente menos de 1 segundo por corte – aumentando a aplicação diagnóstica e reduzindo o uso de anestésicos em pacientes pediátricos (PEREIRA, 2004).

2.5.1 – A obtenção da Imagem

A obtenção da imagem digitalizada na TC é realizada após o processamento do dado captado pelos detectores informando a atenuação do feixe, promovida pelas fileiras dos *voxels* que atravessou. Os dados coletados pelos detectores são processados por um programa que determina a atenuação promovida pelos *voxels* que compõem a fatia do objeto que foi irradiada. Esse programa, que define a atenuação de cada *voxel*, baseia-se em um processo de reconstrução de imagem que utiliza um método designado projeção inversa filtrada, ou retroprojeção filtrada (*Filtered Back Projection- FBP*) (MOURÃO, 2015).

2.5.1.1 – Métodos de Reconstrução da Imagem

2.5.1.1.1 – Projeção inversa

A projeção inversa foi um método de reconstrução de imagem axial estudado por Kuhl e Edwards, no início dos anos 1960. Segundo essa proposta, a projeção das sombras originadas pelo objeto em diversos ângulos de incidência da luz proporciona a imagem do corte axial deste objeto. No caso, com a utilização de um feixe luminoso paralelo, as incidências eram realizadas em ângulos distintos em torno do objeto e, com base no registro sucessivo de sua sombra, era possível reconstruir a imagem de um corte axial desse objeto. A qualidade da imagem gerada varia de acordo com o número de incidências - quanto maior o número de incidências, melhor a qualidade da imagem do corte axial (MOURÃO, 2015).

A Figura 16 ilustra o funcionamento da geração da imagem de corte axial de um cilindro elíptico utilizando o método de projeção inversa. Na imagem (a) é representado um corte axial do objeto; na (b), consta o registro da sombra do objeto com a incidência do feixe luminoso em um ângulo de 0° . Na imagem (c), o registro correspondente às sombras do objeto com as incidências do feixe luminoso em 0° e 90° . Na (d), o registro corresponde às sombras do objeto com as incidências do feixe luminoso em 0° , 45° , 90° e 135° . Na imagem (e), o registro correspondente às sombras do objeto com as incidências do feixe luminoso em 0° ; $22,5^{\circ}$; 45° ; $67,5^{\circ}$; 90° ; $112,5^{\circ}$; 135° ; e $157,5^{\circ}$. Na (f), o registro de 16 incidências do feixe defasadas de $11,25^{\circ}$, variando de 0° a $168,25^{\circ}$.

O resultado da reconstrução por projeção inversa oferece boa resolução da forma, mas baixa resolução em contraste. Assim, a reconstrução por projeção inversa, somente, não apresenta os resultados desejados na geração de imagem em TC.

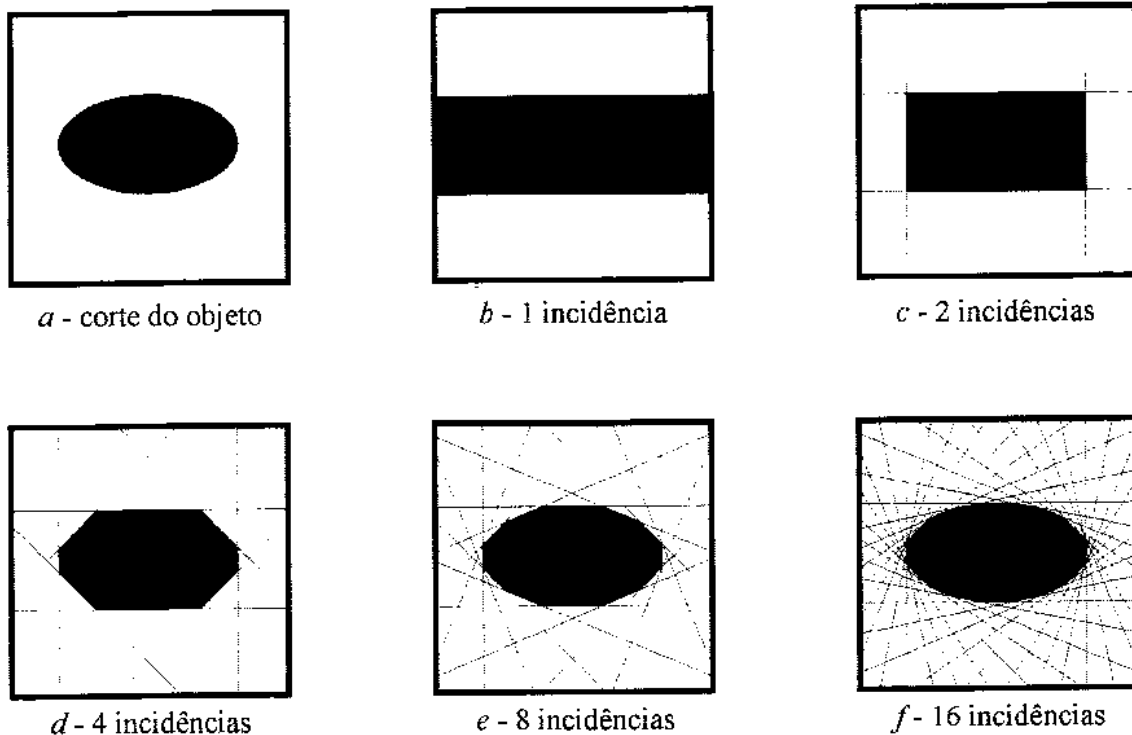


Figura 16 – Reconstrução por projeção inversa. (a) Objeto; (b) incidência a 00; (c) incidências a 00 e 900; (d) incidências a 00, 450, 900 e 1350; (e) incidências de 00 a 157,50, a cada 22,50; e (f) incidências de 00 a 168,750, a cada 11,250 (MOURÃO, 2015).

2.5.1.1.2 – Projeção Inversa Filtrada (FBP)

O método utilizado para a geração de imagens nos aparelhos de TC de primeira geração se baseia no processo de projeção inversa filtrada, ou retroprojeção filtrada (FBP). Nesse processo, o feixe paralelo de raios X é atenuado pelos objetos, gerando um sinal que é dependente da atenuação promovida pelas estruturas do objeto. A Figura 17 apresenta o processo de geração do sinal por meio da irradiação de dois objetos por um feixe paralelo de raios X: o objeto A com coeficiente de atenuação linear igual a $0,6 \text{ cm}^{-1}$ e diâmetro de 10 cm, e o objeto B com coeficiente de atenuação linear de $0,6 \text{ cm}^{-1}$ e diâmetro de 5 cm. A parcela do sinal que é absorvida pelos objetos está representada no gráfico da direita. O sinal coletado pelos detectores é o sinal de entrada I_0 menos a parcela do sinal absorvida pelos objetos, ou seja, $I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$. A condição de maior absorção ocorrerá na região de maior espessura, e o valor de $\mu \cdot x$ corresponde a 10 para o objeto A, e a 3 para o objeto B, na região mais espessa dos objetos.

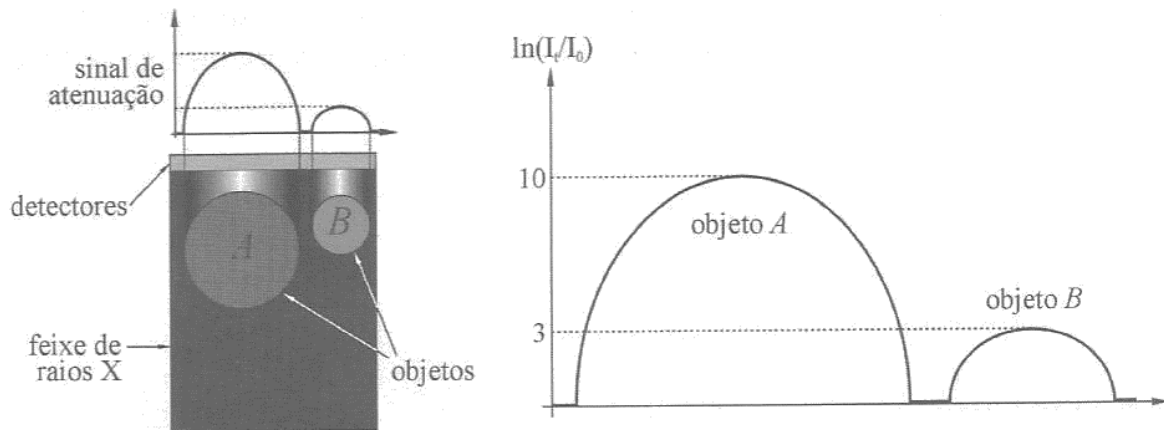


Figura 17 – Atenuação do feixe paralelo de raios X por dois objetos e gráfico do sinal de atenuação (MOURÃO, 2015).

O processo de retroprojeção filtrada permite a reconstrução do corte axial com a captação do sinal em várias posições de incidência do feixe de raios X em torno do objeto. Neste caso, o corte reconstruído, além de apresentar boa qualidade em relação à forma, apresenta também boa resolução em contraste, resultante da diferença entre os coeficientes de atenuação linear dos objetos. Assim, como no processo de reconstrução por projeção inversa, a reconstrução por retroprojeção filtrada terá uma qualidade tão melhor quanto maior for o número de incidências do feixe paralelo de raios X em torno do objeto. Para o feixe paralelo de raios X, a parcela de absorção do feixe em incidências defasadas de 180° é igual, ou seja, para o exemplo da Figura 18, o sinal de atenuação será o mesmo, tanto para a incidência de cima para baixo, quanto na incidência em sentido contrário. Por esse motivo, um ciclo de incidências de 180° em torno do objeto é suficiente para a reconstrução do corte axial desse mesmo objeto (MOURÃO, 2015).

No entanto, para a utilização do feixe de raios X em leque, as incidências em oposição de 180° promovem diferenças no gráfico de atenuação do feixe. Isso ocorre porque o feixe em leque promove ampliação do sinal do objeto à medida que se distancia do foco e, por isso, o algoritmo de reconstrução da imagem de corte axial por projeção inversa filtrada deve conter rotinas que façam as correções que permitam inibir a deformação da informação coletada pelos detectores. A deformação ocorre dada a característica de divergência da propagação do feixe de raios X em leque e da curvatura do arco de detectores utilizado nos aparelhos atuais. A Figura 18 apresenta a geração de sinal para a reconstrução da imagem de

cutte axial do objeto por projeção inversa filtrada, com correção da informação para o feixe em leque e arco detector curvo. A sequência apresentada mostra a parcela do sinal absorvido que promoverá a variação do sinal captado pelo arco detector, para ângulos de incidência do feixe de 0° , 45° , 90° e 135° (MOURÃO, 2015).

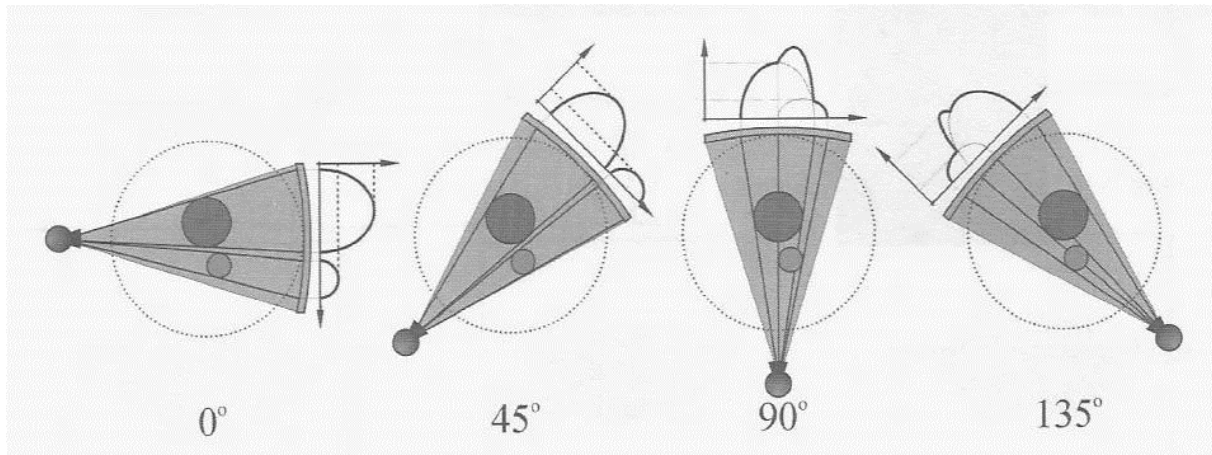


Figura 18 – Geração do sinal por incidência do feixe de raios X em leque em ângulos de 0° , 45° , 90° e 135° (MOURÃO, 2015).

O uso de métodos matemáticos para a correção das informações coletadas pelos detectores, como a transformada de Fourier e a transformada inversa de Fourier, viabilizam uma reconstrução mais detalhada da imagem de corte axial em TC. Assim, para a obtenção do corte axial utilizam-se algoritmos com o processo de projeção inversa filtrada, associado às correções matemáticas da incidência do feixe divergente de raios X e da curvatura do arco de detectores. Esses algoritmos permitem determinar a parcela de atenuação do feixe promovida pelos *voxels* da fatia do objeto irradiada (MOURÃO, 2015).

2.6 – PARÂMETROS DE CONTROLE

2.6.1 – Filtros

Os filtros de imagem são algoritmos especiais utilizados para ressaltar algumas estruturas e facilitar o diagnóstico com o auxílio de imagens destinadas à melhoria da região de maior interesse (Figura 19). Esses algoritmos são otimizados para diferentes partes do corpo e diferentes tipos de tecidos. A qualidade de imagem dos tecidos moles pode ser melhorada se houver um algoritmo adequado que valoriza os dados para esses tecidos, menos radiopacos, ao passo que, para tecidos

mais radiopacos, há necessidade de algoritmos dedicados para valorizar essa informação. O uso de algoritmos específicos permite melhorar a qualidade de detalhes da imagem de acordo como tipo de tecido, otimizar o tempo de reconstrução, diminuir o tamanho dos arquivos de armazenagem de dados da imagem e o tempo de transmissão para as estações de trabalho. O aumento do número de filtros, no entanto, promove um incremento no tempo total de reconstrução das imagens (MOURÃO, 2015).

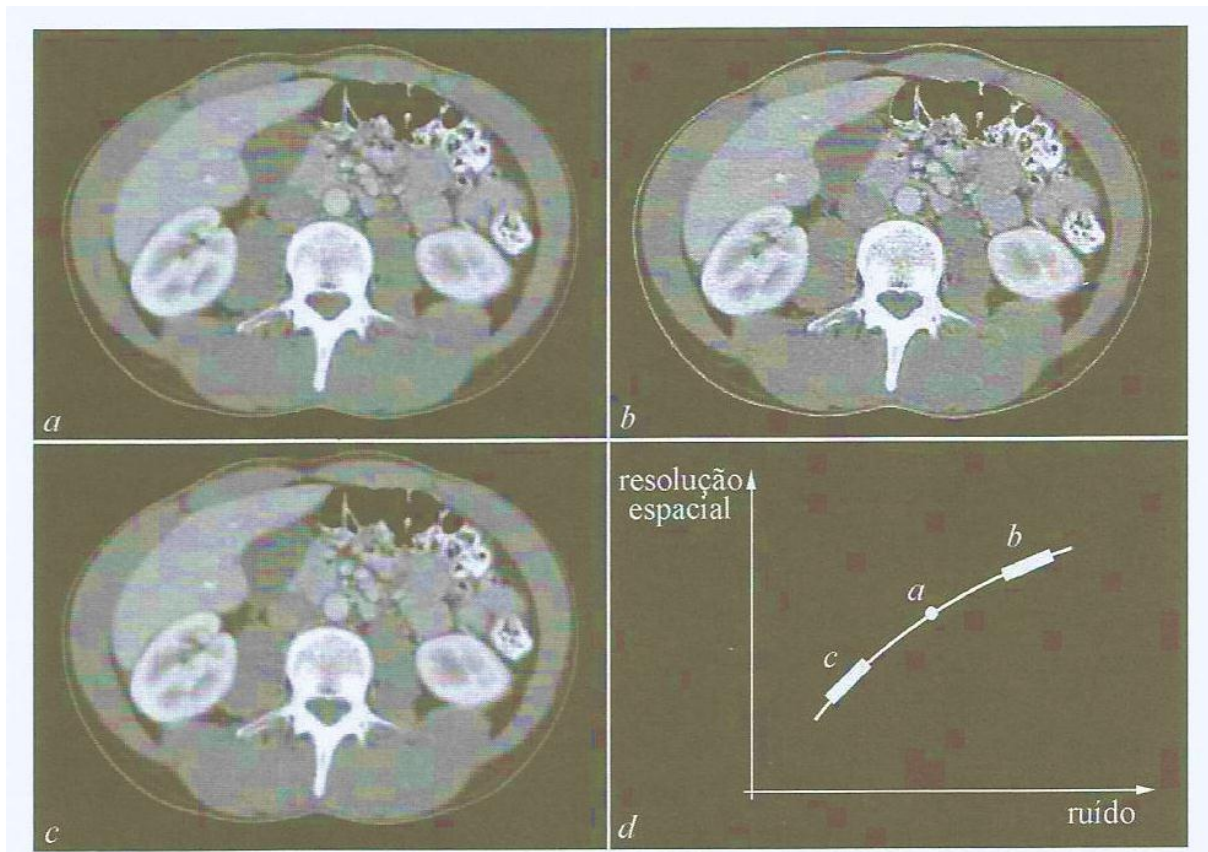


Figura 19 – Utilização de filtros nas imagens de corte axial: (a) imagem padrão; (b) filtro para ressaltar bordas; (c) filtro de suavização; e (d) gráfico de relação entre o ruído e a resolução espacial da imagem (MOURÃO, 2015).

A Figura 19 mostra três imagens de corte axial do abdômen, sendo que a (a) apresenta um corte padrão, ou *standard*; a (b), a utilização de um filtro para ressaltar as bordas, muito útil na observação dos tecidos ósseos; e a (c), a aplicação de um filtro de suavização da imagem recomendado para a observação dos tecidos moles.

A escolha do melhor filtro a ser aplicado com o algoritmo de reconstrução dependerá do objetivo clínico que demandou a geração da imagem. A aplicação

desses filtros pode ser feita antes ou após o processo de aquisição, e a definição do filtro antes da aquisição fará com que todas as imagens adquiridas já sejam reconstruídas com a filtragem. A alteração posterior, retirada ou substituição de filtros, deverá ser realizada imagem por imagem, tornando o processo mais lento e trabalhoso (MOURÃO, 2015).

2.6.2 – Fator corrente x tempo (mAs)

O fator corrente.tempo (mAs) está associado à corrente de catodo-anodo do tubo de raios X e ao tempo de varredura. O tempo de varredura pequeno é desejável para a aquisição de imagens em regiões onde existem movimentos involuntários, capazes de gerar artefatos de imagem. Como o tempo de irradiação de uma fatia para a geração da imagem de um corte está definido pela velocidade de rotação do tubo em torno do paciente, que é uma característica do aparelho, como base na definição do tempo de rotação do tubo em torno do paciente, o controle do fator mAs só poderá ser feito por meio do controle da corrente do tubo de raios X. Correntes maiores implicam maior quantidade de fótons no feixe, ou seja, feixes mais intensos. Assim, valores de corrente.tempo maiores implicam um número maior de fótons gerados e, conseqüentemente, aumento da radiação secundária e do ruído na imagem gerada. Como o aumento da corrente catodo-anodo implica em maior número de elétrons colidindo com o anodo, existe produção maior de calor e, conseqüentemente, maior necessidade de refrigeração do tubo de raios X. O aumento da corrente.tempo promove um aumento no contraste da imagem, mas implica em dose maior de radiação ao paciente e maior carga no tubo de raios X, promovendo, como consequência, maior desgaste do tubo (MOURÃO, 2015).

O controle do fator corrente.tempo é fundamental para que o sinal que atinge o arco detector seja suficiente para ser captado e transformado em informação. Com a diminuição do tempo de rotação do tubo de raios X em torno do paciente houve necessidade de aumentar o valor máximo da corrente catodo-anodo dos tubos de raios X, o que teve como consequência direta o aumento da potência elétrica consumida por esses tubos. Assim, a corrente máxima de catodo-anodo (mA) dos tubos de raios X utilizados em TC varia de 100 a 500 miliamperagens, dependendo do modelo. Portanto, para a aquisição de um corte utilizando 200 miliamperagens,

em um aparelho com tempo de rotação do tubo em torno do paciente de 2 s, a corrente catodo-anodo seria de 100 miliamperagens. Já em um aparelho com tempo de rotação do tubo em torno do paciente de 0,5 s, a corrente catodo-anodo seria de 400 mA (MOURÃO, 2015).

A maioria dos aparelhos de TC mantém o valor da corrente catodo-anodo constante durante toda a varredura de dada região, independentemente da variação de absorção do feixe que possa haver entre as regiões onde ocorre o corte. Isso significa que o valor da corrente deve estar definido para a pior região do volume de varredura, a fatia mais radioabsorvente. Se para essa fatia chega radiação suficiente ao arco detector para fornecer informação, para as demais fatias a quantidade de radiação que chega ao arco detector é maior e, conseqüentemente, mais do que suficiente para gerar a informação a ser enviada ao computador. No entanto, a radiação maior que a mínima necessária implica em uma dose maior que a mínima necessária (MOURÃO, 2015).

Além disso, durante a irradiação da fatia, o valor da corrente é mantido constante durante toda a rotação do tubo de raios X para a aquisição dos dados de um corte, independentemente da variação da espessura do objeto (Figura 20) (MOURÃO, 2015).

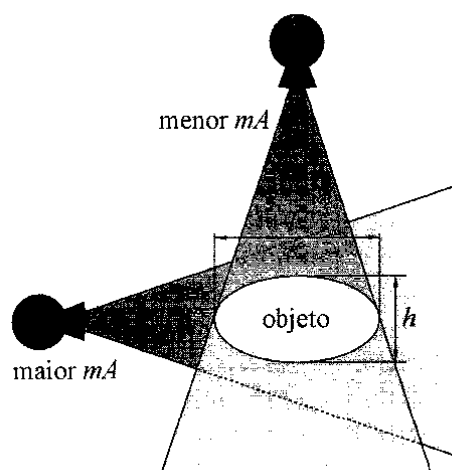


Figura 20 – Variação da corrente com a espessura do objeto (MOURÃO, 2015).

O uso desse mesmo valor de corrente quando o feixe está incidindo no eixo vertical, onde a espessura do objeto é menor, faz com que o sinal que chega ao arco detector seja muito maior que o mínimo necessário para gerar a informação. Nesse

caso, o paciente recebe uma dose muito superior à mínima necessária. Portanto, um controle automático do valor da corrente de acordo com a característica de absorção do trajeto do feixe pode diminuir consideravelmente a dose no paciente, sem perda na qualidade da imagem gerada, além de reduzir o desgaste do tubo de raios X (MOURÃO, 2015).

A utilização de um sistema de controle automático não apenas por massa corporal, mas por região de corte, por característica de absorção por pessoa e por trajetória de incidência do feixe, é uma demanda urgente a que os fabricantes estão buscando atender com os novos aparelhos que estão sendo disponibilizados no mercado (MOURÃO, 2015).

Resumindo, pode-se dizer que a vantagem no aumento da corrente está na diminuição do ruído quântico da imagem e no aumento da resolução de contraste, e sua grande desvantagem está no aumento da dose de radiação absorvida pelo paciente e no aumento do acúmulo de calor no prato do anodo, que provoca maior desgaste no tubo de raios X (MOURÃO, 2015).

2.6.3 – A alta-tensão (kV)

A alta tensão (kV) de alimentação do tubo de raios X, aplicada entre o catodo e o anodo, é responsável pela aceleração dos elétrons que colidem com o anodo. Assim, quanto maior o valor de tensão, mais os elétrons serão acelerados, produzindo fótons de radiação X mais energéticos. O feixe resultante será mais penetrante, fazendo com que chegue maior número de fótons aos detectores. Maiores valores de altas-tensões promovem menor ruído na imagem gerada; no entanto, diminuem a resolução em contraste entre estruturas de tecidos moles. A elevação da alta tensão (kV) promove também um aumento do aquecimento do tubo de raios X e, conseqüentemente, de seu desgaste, além de aumento da dose de radiação ao paciente (MOURÃO, 2015).

Para a geração de imagens de regiões que apresentam grande absorção de radiação decorrente da presença de estruturas ósseas densas como o crânio, ombros, coluna lombar, coluna torácica, pelve, ou em pacientes de grande diâmetro, a utilização de valores mais altos de tensão seria justificável. A escolha de valores

mais altos de tensão faz com que o feixe fique mais “duro”, fazendo com que este penetre mais facilmente em estruturas anatômicas mais densas. Um bom efeito da escolha de valor alto de tensão é a menor parcela de fótons de baixa energia que compõem o feixe. Esses fótons não contribuem para a formação da imagem e são mais facilmente absorvidos pelo paciente, aumentando a dose recebida (MOURÃO, 2015).

Assim como o controle da corrente mA, na maioria dos aparelhos o controle automático do kV não é feito, independentemente da variação das características de absorção individuais, das regiões de corte de uma mesma varredura e dos setores do círculo varrido pelo feixe durante a rotação completa do tubo. Do mesmo modo que o controle da corrente (mA) promove a redução da dose em pacientes, o controle automático do kV promoverá redução considerável da dose e menor desgaste do tubo de raios X sem a perda da qualidade da imagem (MOURÃO, 2015).

Em resumo, um aumento do valor da alta-tensão kV traz como vantagens a diminuição do ruído quântico presente na imagem e um aumento na penetração do feixe de raios X, e tem como principais desvantagens o aumento da dose de radiação absorvida pelo paciente e a redução do contraste entre tecidos, principalmente dos tecidos menos radiopacos (tecidos moles) (MOURÃO, 2015).

2.7 – Descritores de Dose

O controle da dose de radiação a ser administrada ao paciente vem crescendo ao longo dos anos. Muitos estudos têm sido conduzidos sobre o assunto. Diversas unidades de medida também foram introduzidas. Por exemplo, o roentgen (R) é uma unidade de medida para exposição do ar e é definido como a quantidade de raios X, ou energia do raio gama, necessária para produzir uma carga eletrostática de $2,58 \times 10^{-4}$ coulomb (C) em 1 Kg de ar. Esta unidade se aplica somente à exposição do ar e não indica a absorção de radiação pelos pacientes (HSIEH, 2003).

No passado, a dose de radiação no paciente era expressa em *rads* (*radiation absorbed dose*), que foi definido como a absorção de 1×10^{-5} joule de energia por

grama de matéria. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP*) e o Sistema Internacional de Medidas (SI) estabelecem que a dose absorvida seja expressa em grays (Gy), sendo (ICRP, 2007):

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 100 \text{ rads}$$

Para mensurar a dose no tecido em *rads* da exposição no ar em *roentgens*, é necessário que haja um fator de conversão. Uma vez que o fator está próximo à unidade (0,95) para diagnóstico de raios X no tecido, a diferença é muitas vezes ignorada. Entretanto, muitas vezes surge uma complicação, já que uma dose de um tipo de radiação pode produzir efeitos biológicos significativamente diferentes daqueles resultantes da mesma dose de um diferente tipo de radiação. Para explicar diferentes efeitos da exposição de doses de radiação à saúde e obter uma quantidade que expresse o dano provocado pela radiação em uma escala comum, o conceito de dose equivalente foi introduzido (HSIEH, 2003):

$$H \text{ (dose equivalente)} = D \times Q \times N \quad (3)$$

Onde, **D** é a dose absorvida descrita anteriormente, **Q** é o fator de qualidade determinado pelo tipo de radiação, e **N** é o fator de multiplicação que determina o dano radiobiológico. Para raios X diagnósticos, ambos **Q** e **N** apresentam unidades iguais. A medida para **H** é dada em Sievert (Sv), em homenagem a um cientista Sueco que introduziu essa grandeza na ICRP (HSIEH, 2003).

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/Kg}$$

Com base na equação 3, e o fato de que $Q = 1$ e $N = 1$ para raios X diagnósticos, o gray e o sievert são iguais. $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv}$. Para referência, a dose equivalente de corpo inteiro anual devido à radiação natural é cerca de 1,02 mSv, média sobre a população dos Estados Unidos (HSIEH, 2003).

A dose de radiação no paciente em TC é reportada em centigrays (mGy). Para uma única varredura realizada, quase toda radiação primária é confinada a uma delgada seção transversal da espessura do corte nominal, *T*. Devido à divergência do feixe, a penumbra e à radiação espalhada, a dose também é

distribuída em tecidos fora da seção da imagem nominal. Isto resulta em um perfil de dose z (perpendicular à seção transversal) com caudas longas, como ilustrado na Figura 21, para o perfil de dose de uma varredura de 10 mm (HSIEH, 2003).

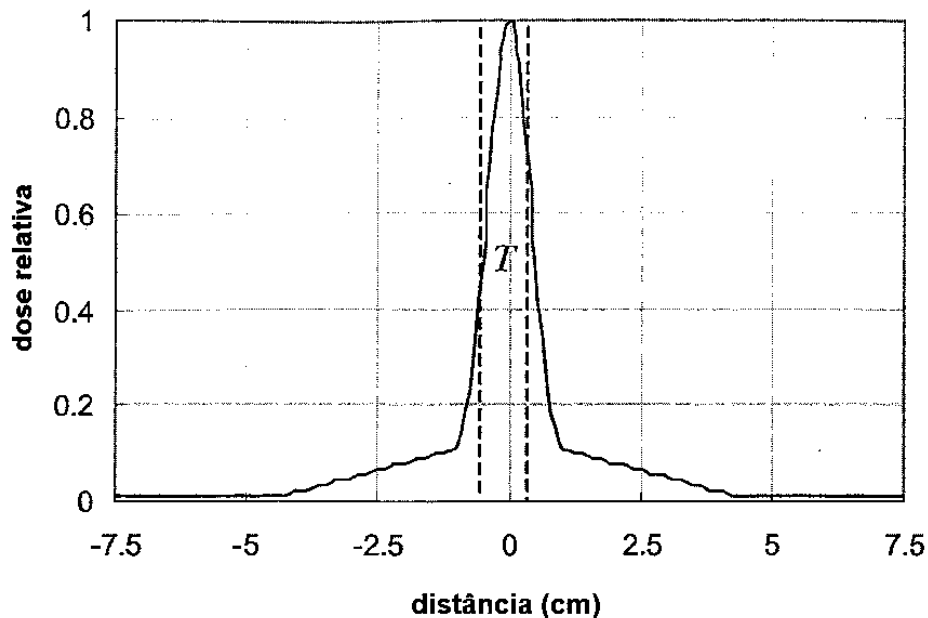


Figura 21 – Exemplo de um perfil de dose de varredura simples, para um corte de 10 mm de espessura (HSIEH, 2003).

Quando múltiplas varreduras são realizadas em regiões adjacentes, a dose de raios X de varreduras próximas também contribui para a localização atual, por causa das longas caudas do perfil de dose. Se as doses de raios X de todas as varreduras forem combinadas, será obtido um perfil de dose composto, apresentado na Figura 22. Esta figura ilustra o perfil de dose composta de sete varreduras adquiridas com 10 mm de colimação, a 10 mm de incremento. A dose na seção central é significativamente maior que o perfil de dose de uma única varredura (HSIEH, 2003).

Para explicar o aumento da dose no modelo de varreduras múltiplas, uma dose média padrão de varredura múltipla (*MSAD – multiple-scan average dose*) foi definida como (HSIEH, 2003):

(4)

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

Onde, I é o incremento da mesa e $D_{N,I}(z)$ é a dose decorrente de N cortes em função da posição. A exposição média no corte central de uma série de cortes é equivalente à medida da exposição multiplicada pela espessura de um único corte ($C \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{cm}$), leitura dada pela câmara de ionização tipo lápis dividida pelo incremento da mesa. Assim, é possível determinar o MSAD realizando apenas um corte. Para ilustração, MSAD é demonstrada na figura 23.

Em tomografia são definidas grandezas específicas para quantificar as doses de radiação recebidas pelos pacientes. Diferente da radiografia convencional, onde as curvas de isodose decrescem à medida que se afastam do ponto de incidência do feixe, na tomografia, devido ao modo de aquisição, as curvas de dose são mais elevadas na superfície e diminuem na região central, conforme Figura 22 (MARTIN, 2007):

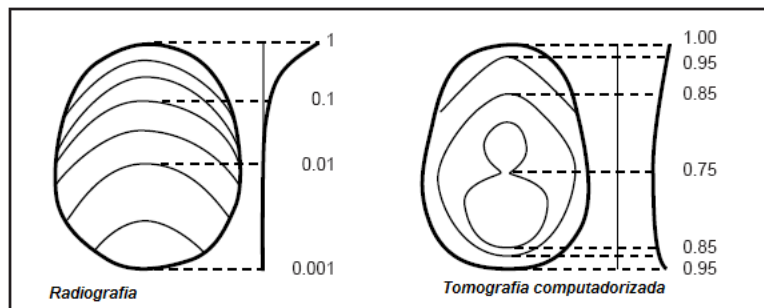


Figura 22: Distribuição das doses em radiografia e tomografia computadorizada

A medida de dose mais comumente utilizada é o índice de dose em TC (CTDI – *Computed Tomography Dose Index*). O CTDI é reportado a ambos, FDA (*Food and Drug Administration*) dos Estados Unidos e clientes pelos fabricantes de equipamentos de TC. Para a conveniência de medidas práticas, a dose CTDI é definida como a dose média de 14 cortes pelo Centro Americano para Ferramentas e Saúde Radiológica e é expressa pela equação 5 (HSIEH, 2003).

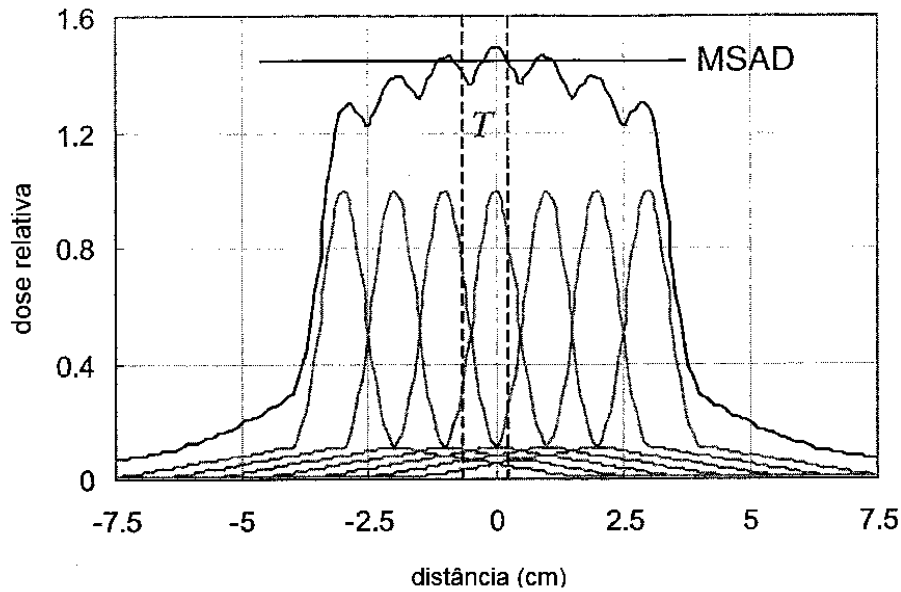


Figura 23 – Ilustração da contribuição de dose de múltiplas varreduras. A dose média de múltiplas varreduras (MSAD) é obtida pelo somatório das contribuições de dose de cortes adjacentes. A figura mostra sete varreduras com espessura de corte de 10 mm e 10 mm de incremento (HSIEH, 2003).

(5)

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz,$$

Onde $D(z)$ é a função de dose, T é a espessura nominal da seção tomográfica, e n é o número de tomogramas produzidos em uma única rotação. O número n provavelmente aumentará com o aumento do número de fileiras do scanner multicortes. A descrição do CTDI acima foi modificada da definição original (equação 6),

(6)

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

por causa das dificuldades práticas na avaliação da integral sobre uma distância infinita. Regulamentos federais americanos exigem que fabricantes de TC reportem valores de CTDI medidos em simuladores que tenham pelo menos 14 cm de comprimento, com diâmetro de 16 cm para a cabeça, e 32 cm para o corpo (HSIEH, 2003).

Embora a definição de CTDI pela equação 6 seja conveniente para medida prática, ele é problemático quando T é pequeno. O cálculo de dose baseado nesta definição é limitado à largura de 14 varreduras ($14T$) com a pressuposição que a região fora desses limites não contribui significativamente para o cálculo de dose. Para um pequeno valor de T , essa pressuposição não é válida. Para superar suas falhas, um novo índice de dose, $CTDI_{100}$, foi proposto. $CTDI_{100}$ normalmente se refere à dose absorvida no ar, embora ele seja medido no padrão de simulador de acrílico (PMM). Para este índice, a dose é integrada em um comprimento fixo de 100 mm, segundo equação 7,

(7)

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} D_a(z) dz,$$

onde $D_a(z)$ é a dose absorvida no ar. O comprimento de 100 mm foi escolhido principalmente pela razão prática de que a maioria das câmaras de ionização utilizadas para medidas de dose em TC para os simuladores propostos tem comprimento ativo de 100 mm (HSIEH, 2003).

Para varreduras de TC de crânio o centro do paciente recebe quase tanta dose de radiação quanto a periferia. Para varreduras de corpo, a dose central é aproximadamente um quinto a um terço da dose periférica. Para explicar a variação de dose, o índice de dose $CTDI_w$, que combina a informação de dose em diferentes locais no volume varrido, foi proposto. É calculado com base na equação 8 (MOURÃO, 2015):

$$CTDI_w = \left(\frac{1}{3}\right) CTDI_{100} (central) + \left(\frac{2}{3}\right) CTDI_{100} (periférico)$$

(8)

O produto da dose (*Dose Length Product – DLP*) leva em conta a distância da varredura, variável em relação ao paciente e ao tipo de exame selecionado, e pode ser obtido pelas equações 9 ou 10 (MOURÃO, 2015):

(9)

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot n \cdot T$$

(10)

$$DLP = CTDI_w \cdot L$$

Em que n corresponde ao número de cortes realizados e T , à espessura do corte em centímetros durante a aquisição da imagem dos cortes axiais na TC convencional. L corresponde à distância da varredura em aparelhos de TC helicoidais. Portanto, o valor de **DLP** é fornecido em mGy.cm (MOURÃO, 2015).

A dose efetiva E medida em mSv pode ser obtida em função dos valores de **DLP** multiplicado por uma constante k , de acordo com a equação 11 (MOURÃO, 2015):

(11)

$$E = k \cdot DLP$$

Em que k é fornecida em mSv/mGy.cm e padronizada de acordo com a região de varredura e idade do paciente, conforme definido pela tabela 1:

Tabela 1 – Valores padronizados da constante k (mSv/(mGy.cm))

Região do Corpo	Idade (anos)				
	0	1	5	10	Adulto
Cabeça e pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,013	0,014
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdome e Pelve	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Fonte: Srimpton (2004)

2. 8 – Níveis de Referência em Diagnóstico

De acordo com o *Council Directive 97/43/Euratom*, Níveis de Referência em Diagnóstico (*DRL – Diagnostic Reference Levels*) são níveis de dose em práticas de radiodiagnóstico médico ou, no caso de radiofármacos, níveis de atividade para exames típicos para grupos de pacientes de tamanho padrão, ou simuladores padrões, para tipos de equipamentos amplamente definidos. Espera-se que esses níveis não sejam excedidos para procedimentos clínicos quando boas práticas em relação ao desempenho técnico e de diagnóstico são aplicadas.

A implementação de DRL é explicada na ICRP 73 (ICRP, 1996), *Supporting Guidance 2* (ICRP, 2001) e relatórios *ICRP 103* (ICRP, 2007). Na prática, os valores são selecionados com base em um percentual na distribuição de doses observada em pacientes, ou para um paciente referência. Os valores devem ser selecionados por órgãos médicos profissionais em conjunto com os de saúde nacional e autoridades de proteção radiológica; devem ser revistos em intervalos que representem o compromisso entre a estabilidade necessária e mudanças de longo prazo nas distribuições de dose observadas. Os valores selecionados podem ser específicos para um país ou região (RP 180).

No Brasil esses valores de níveis de referência na área de Radiologia Diagnóstica são estabelecidos na Portaria 453 do Ministério da Saúde, e apresentam os seguintes valores para Tomografia Computadorizada:

Tabela 2: Níveis de referência de radiodiagnóstico em TC para paciente adulto típico (ANVISA, 1998).

Exame	Dose média em cortes múltiplos (mGy)*
Cabeça	50
Coluna Lombar	35
Abdome	25

(*) determinada no eixo de rotação em simulador de água, comprimento de 15 cm e diâmetro de 16 cm para cabeça, e 30 cm para coluna e abdômen.

2.8.1 – Tomografia Computadorizada

Os Níveis de Referência em Diagnóstico (DRL) são expressos em termos de **DLP** (*Dose Length Product*) ou **CTDIvol** (*pitch corrigido pelo índice de dose em TC*) como resumido nas tabelas 3 e 4. O valor de DRL mais comum foi registrado quando houve mais que um valor similar, e os países que têm esse DRL foram identificados.

Tabela 3 – DRL dado em termos de DLP, em mGy.cm (Fonte: RP nº 180, 2007).

Região Anatômica	Valor mais comum	Alcance	Max/min	Países com DRL mais comum	Países com DRL mais alto	Países com DRL mais baixo
Cabeça, cérebro, crânio	1000	760-1300	1,7	BG, CH, FI, LU, NO	AT, BE, DK, FR, IT, PL, SE, SI	DE, IE, LT, UK
Coluna cervical	-	400-600	1,5	CH, IE, LU, NO	-	-
Pescoço	500	440-500	1,1	DK, CH	-	LU
Tórax normal	400	270-700	2,6	BE, CH, DE, NO	AT, BG, DK, FI, FR, IE, IT, LT, PL, SE	LU
Tórax alta resolução	-	80-300	3,8	DK, IE, PL, UK	-	-
Abdome superior	-	400-740	1,9	AT, CH, DE	-	-
Abdome	800	460-1200	2,6	DK, IT, LU, NO	AT, BE, DE, LT	BG, CH, FI, IE, PL, SI, UK
Pelve	550	450-650	1,4	BG, LT	AT, DK, IT, PL	CH, DE
Coluna lombar	500	300-870	2,9	FI, DE, LU, NO	BE, FR, SE, CH	LT

Tabela 4 – DRL em termos de CTDIvol, em mGy (Fonte: RP nº 180, 2007).

Região anatômica	Valor mais comum	Alcance	Max/min	Países com DRL mais comum	Países com o DRL mais alto	Países com o DRL mais baixo
Cabeça, cérebro, crânio	60	50-75	1,5	BG, CZ, IT	CH, FI, FR, NO, SE, SI	HR, MD, UK
Tórax normal	10	10-30	3	CH, UZ	BG, FI, FR, IT, NO, SE, SI	-
Abdômen	25	13-35	2,7	HR, MD, SE	BG, CZ, IT	CH, FI, NO, SI, UK
Coluna lombar	35	30-55	1,8	CZ, HR, MD	FI, FR, SE	CH, NO

3 METODOLOGIA

Este trabalho foi baseado em uma revisão de literatura através de pesquisa em livros, artigos, revistas, teses e sites dos fabricantes acerca do tema proposto.

Os sites procurados foram:

- 1) <http://toshibamedicalsystems.com/products>;
- 2) <http://www.medicalimaging.org/2011/04/19/list-of-dose-reduction-features-for-several-ct-manufacturers>;
- 3) <https://www.healthcare.siemens.com.br>;
- 4) https://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/twinbeam-dual-energy-new-benchmark-in-single-source-dual-energy;
- 5) <http://www3.gehealthceturkiye.com>

Os critérios de seleção foram as palavras-chaves “*CT dual energy dose reduction*”; “*CT dual energy dose reduction Philips*”; “*CT dual energy dose reduction Siemens*”; “*CT dual energy dose reduction GE*”; “*CT dual energy dose reduction Toshiba*”

4 RESULTADOS

4.1 – Técnicas de Modulação de Dose dos Principais Fabricantes

Com o objetivo específico de diminuição da exposição à radiação, os principais fabricantes de tomógrafos que utilizam as técnicas Dual Energy (DE) desenvolveram ferramentas de modulação de dose em seus modernos *scanners*.

4.1.1 – General Eletric (GE)

Seguindo o caminho do avanço tecnológico de métodos de reconstrução de imagem, a redução da dose aumentou o ruído e os artefatos da imagem, criando uma relação inadequada entre a imagem e a redução de dose. Para superar esta relação, a GE desenvolveu uma abordagem exclusiva da indústria de alta definição para reconstrução de imagens médicas – a Reconstrução Iterativa Estatística Adaptativa (ASiR).

O *software* ASiR fornece excelente qualidade de imagem melhorando a detectabilidade do baixo contraste (*Low Contrast Detectability - LCD*) e suprimindo o ruído sem degradar a integridade anatômica. Ele supera as limitações da abordagem de reconstrução da TC convencional conhecida como retroprojeção filtrada e chega a uma ótima imagem usando uma ferramenta interativa de computação avançada. Como resultado, o Discovery CT 750 HD produz uma redução de dose significativa, ou seja, sem perda da qualidade da imagem diagnóstica.

A ferramenta ODM (*Organ Dose Modulation*) fornece redução de dose de radiação via modulação da corrente do tubo de raios X para tecidos superficiais, tais como mamas. Dessa forma, em locais mais sensíveis a ferramenta é automaticamente acionada, reduzindo a corrente.

Outra ferramenta de reconstrução de imagem introduzida pelo fabricante é a tecnologia de reconstrução *VEO* que promete adquirir imagens com doses efetivas menores do que 1 mSv, com nitidez profunda.

4.1.2 – Siemens

Algumas ferramentas foram utilizadas pelo fabricante visando a redução da exposição de pacientes.

O *Selective Photon Shield* é um seletor de “proteção de fótons” que garante a neutralidade da dose, eliminando a sobreposição espectral. Ele filtra fótons desnecessários do tubo de raios X de alta energia.

Como modulador de dose, o fabricante introduziu a tecnologia *CareDose4D* que tornou possível realizar a modulação de dose em tempo real, ou seja, durante a realização do exame.

Como método de reconstrução, a Siemens utiliza o ADMIRE (*Advanced Modeled Iterative Reconstruction*), *software* que é capaz de fazer a redução da corrente (mA) criado pela reconstrução iterativa.

4.1.3 – Philips

A Philips, utiliza para a otimização das técnicas de redução de dose, sem perda de qualidade do diagnóstico, algumas ferramentas interessantes.

O *Smart Shape*, que é um recurso que mantém um campo de radiação mais uniforme através dos detectores.

O *Intellibeam*, que modula a intensidade do feixe com base no tamanho do objeto, reduz a exposição do paciente à radiação e reduz o número de fótons de baixa energia, que não contribuem para a formação da imagem.

Com o *Colimador Eclipse Dose Right* é possível bloquear a "sobreposição" desnecessária no início e no final de todas as varreduras helicoidais.

4.1.4 – Toshiba

AIDR 3D (Redução de Dose Iterativa Adaptativa) é a última evolução da tecnologia de reconstrução iterativa que foi totalmente integrada na cadeia de imagem para garantir a redução automática da dose para todos os exames de TC.

Com a inclusão do software AIDR 3D no protocolo de varredura, a exposição calculada é automaticamente reduzida em até 75%, em comparação com uma varredura realizada com reconstrução de retroprojeção filtrada tradicional (FBP).

Uma vez realizada a varredura com parâmetros de baixa dose, a reconstrução automática com AIDR 3D é realizada. Este algoritmo de reconstrução iterativa avançado funciona em duas partes. A primeira remove de forma adaptativa o ruído dos fótons no domínio de dados brutos 3D, sendo a segunda parte, a redução de ruído iterativo baseada em modelos no processo de reconstrução.

A reconstrução pelo AIDR 3D foi, portanto, sistematicamente otimizada para minimizar o impacto sobre o rendimento do paciente. Como resultado, a reconstrução iterativa avançada com AIDR 3D adiciona poucos segundos ao tempo total de reconstrução.

Outra ferramenta é denominada de *colimação ativa* que sincroniza a largura do feixe de raios X nas extremidades da faixa de varredura para a área clinicamente útil necessária para a reconstrução da imagem. Ao eliminar a exposição que não é utilizada para o diagnóstico, a dose do paciente pode ser reduzida em até 20%.

A função *Raios X off* na frente do paciente pode desligar a exposição dos raios X automaticamente quando o tubo passa na frente do paciente, minimizando a exposição de órgãos radiosensíveis, tais como mamas e cristalino.

Para melhor visualização das ferramentas de modulação de dose dos principais fabricantes, a tabela 5 apresenta dados comparativos dos equipamentos disponíveis comercialmente.

Tabela 5: Comparação entre ferramentas de vários fabricantes de equipamentos de tomografia computadorizada.

	Scanners de Dupla Energia	Ferramentas de Modulação de Dose	Benefícios
GE (General Electric)	<i>Rapid switching</i> (troca rápida de kVp)	<i>ASIR</i> <i>Vevo</i> <i>ODM</i>	. 50% de redução usando protocolos de redução de mA . aquisição de imagens com menos de 1mSv . redução da dose de radiação em tecidos superficiais
Siemens	Dupla fonte / feixe duplo ou Uma fonte / feixe duplo	<i>Selective Photon Shield</i> <i>Care Dose4D</i> <i>ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction)</i>	.Filtra fótons desnecessários do tubo de raios X de alta energia .modulação de mA em tempo real .redução do mA criado pela reconstrução iterativa
Philips	<i>Single source/Dual Energy</i> (fonte única / dupla energia) <i>Sandwich Detector</i> (detector de dupla camada)	<i>Smart shape</i> <i>Intellibeam</i> <i>Eclipse Collimator</i> <i>DoseRight</i>	.aumenta a dureza do feixe e reduz a radiação suave quando possível .modula a intensidade do feixe, com base no tamanho do objeto .bloqueia a "sobreposição" desnecessária no início e no final de todas as varreduras helicoidais
Toshiba	<i>Rotate-Rotate</i> (uma fonte, duas energias)	<i>AIDR 3D</i> Colimador ativo Raios X off na frente do paciente	.75% de redução da exposição .20% de redução de dose .minimiza exposição a órgãos radiosensíveis

4.2 – Literatura publicada sobre Redução de Dose relacionada às técnicas DECT e Ferramentas de Modulação de Dose

Através de um levantamento na literatura disponível sobre o tema em questão, foi possível reunir alguns estudos que apresentam valores de redução de dose relacionados às técnicas de DE e modulação de dose dos principais fabricantes.

4.2.1 – Artigo 1: *Dual Energy CT of the Chest: How about the dose? (DECT do tórax: e a dose?)*

Segundo Skenzle *et al.* (2010), no seu artigo sobre avaliação da dose e ruído da imagem comparando duas configurações diferentes de TC de dupla energia (TC de dupla fonte no modelo de dupla energia em 140 e 80 kVp e TC de dupla fonte em 140 kVp com filtro Sn de 0.8 mm e 100 kVp) obteve os seguintes resultados apresentados na tabela 5 :

Tabela 6: Comparação dos valores obtidos pelas diferentes configurações de TC de dupla energia

		DSCT (140/80 kVp)	DSCT (140 kVp com 0,8 mm de filtro de Sn)	DSCT (100 kVp)
Dose Efetiva (E) (mSv)		2,61	2,69	2,70
E/DLP (mSv/ mGy.cm)		0,0161	0,0181	0,0180
DLP (mGy.cm)		162,11	148,61	150

4.2.2 – Artigo 2: *Dual-source dual energy CT with additional tin filtration – dose and image quality evaluation in simulators and in vivo (DECT dupla energia com filtro adicional de Sn – avaliação de dose e qualidade de imagem em simuladores in vivo)*

Em seu estudo, Primak *et al.* (2010), utilizou um tomógrafo de dupla fonte (DSCT) com e sem filtro de Sn (80 e 140 kV *versus* 100 e 140 kV) e um modelo de

energia única (120 kV). O controle automático de exposição (*CareDose 4D*) foi usado em todas as varreduras, sendo os resultados obtidos mostrados na tabela 7.

Tabela 7: Avaliação das doses em simuladores de água

Simulador de Água	Modelo energia única 120 Kv	Modelo de dupla energia CTDI _{vol} (mGy) 80 e 140 kV	Modelo de dupla energia CTDI _{vol} (mGy) 100 e 140 kV	Modelo de dupla energia CTDI _{vol} (mGy) 80 e 140 kV com filtro Sn	Modelo de dupla energia CTDI _{vol} (mGy) 100 e 140 kV com filtro Sn
Pequeno	4,6	5,8	-	5,2	-
Médio	18,4	16,7	15,4	21,8	16,4
Grande	28,2	-	17,3	-	21,3

Para os simuladores médios e grandes, pelo menos um dos modelos de dupla energia forneceu menor dose do que o modo de energia única.

Entre os dois modelos de dupla energia (com ou sem o filtro de estanho), o filtro reduziu a dose para o simulador pequeno, mas aumentou para o simulador grande. Para o simulador de tamanho médio, a dose foi maior com o filtro de estanho para os modos de aquisição de 80 e 140 kV, mas foi similar com ou sem o filtro de estanho usando 100 e 140 kV.

4.2.3 – Artigo 3: *Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increasing radiation dose* (A imagem abdominal avançada com TC de dupla energia é viável sem aumentar a dose de radiação)

Neste estudo, o tomógrafo de dupla energia foi utilizado com duas voltagens diferentes do tubo (100 kV e filtro de estanho a 140 kV (Sn 140 kV) e modulação de dose online (CARE Dose 4D, Siemens) (Uhrig *et. al.*, 2016).

Segundo, Uhrig *et al.*, 2016, os resultados demonstram que o tomógrafo de dupla energia é viável sem aumentar a dose de radiação ou o ruído da imagem em relações de contraste / ruído comparáveis.

A análise de vários parâmetros sublinha esta afirmação, entre o DLP e $CTDI_{vol}$ comumente aceites. Os valores médios dos exames abdominais ($DLP \leq 680$ mGy.cm e $CTDI_{vol} \leq 14,3$ mGy) estão, segundo um relatório da Comissão Europeia, abaixo dos valores mais comuns na Europa ($DLP: 800$ mGy.cm, $CTDI_{vol}: 25$ mGy).

4.2.4 – Artigo 4: *Dual energy CT – Radiation Dose Aspects* (TC de Dupla Energia – Aspectos de Dose da Radiação)

Em relação à exposição à radiação na TC de dupla energia (DECT) para exame cardíaco, um estudo publicado recentemente por Kerl *et al.*, 2012, comparou os níveis de dose na angiografia coronariana entre TC de dupla energia (DECT), TC de dupla fonte (DSCT) de primeira geração em modo de energia única, e 16 canais-MDCT de fonte única. Esta investigação relatou menores níveis de dose para DECT e DSCT do que para a fonte única de 16-MDCT.

Além disso, os investigadores concluíram que o DECT proporciona uma dose significativamente menor do que a DSCT regular, mas mantém qualidade de imagem de diagnóstico comparativamente boa.

Em um estudo publicado recentemente (Yuan *et al.*, 2012) encontraram diferença significativa na DLP e na dose efetiva entre a angiografia pulmonar na TC de dupla energia e a angiografia pulmonar na TC de energia única: $412,5 \pm 34,1$ mGy.cm e $7,0 \pm 0,6$ mSv *versus* $400,8 \pm 208,7$ mGy.cm e $6,8 \pm 3,5$ mSv, respectivamente .

Bauer *et al.* (2012) compararam a dose e a qualidade da imagem dos estudos de angiografia pulmonar em TC de 64canais-MDCT de energia única e TC de dupla fonte (DSCT) de primeira e segunda geração em modo de energia dupla e encontraram significativamente menor dose de radiação para DSCT de segunda geração com uma configuração DECT de 80 / 140 kV quando comparado com DSCT de primeira geração em modo de energia dupla e com 64-MDCT de energia única. Não houve diferença significativa na dose de radiação entre DSCT de primeira geração em modo de dupla energia e MDCT de energia única.

Outro estudo comparou sistematicamente a dose de radiação de DSCT de alto *pitch* em 120 e 100 kV com DSCT de segunda geração em modo de energia

dupla (100/140 kV) e 128-MDCT de energia única convencional em 120 e 100 kV em 321 pacientes com suspeita de embolia pulmonar.

Neste estudo, a aquisição de dados DECT resultou em uma dose de radiação significativamente menor quando comparada com o 128 canais-MDCT de energia única convencional a 120 kV. Não houve diferença significativa entre DECT e DSCT de alto *pitch* em 120 kV. No entanto, tanto o DSCT de alto *pitch* com 100 kV e o 128-MDCT de energia única convencional mostraram valores de dose de radiação significativamente menores quando comparados com a DSCT de segunda geração no modo de energia dupla.

Conforme tabela 8, o DLP e o índice de dose da TC por volume (CTDI_{vol}) foram:

Tabela 8: Comparação entre valores de DLP e CTDI_{vol} em relação às diferentes técnicas abordadas

	DSCT de alto <i>pitch</i> com 100 kV	128-MDCT convencional de energia única com 100 kV	DECT	DSCT de alto <i>pitch</i> com 120 kV	128-MDCT convencional de energia única com 120 kV
DLP (mGy.cm)	139,7±19,5	198,9 ± 46,9	233,5±57,4	289,5±61,6	322,9 ± 92,7
CTDI_{vol} (mGy)	3,9 ± 0,5 m	5,97 ± 1,5	7,75 ± 1,9	8,14 ± 1,8	9,55 ± 2,4

Ho *et al.* (2012) compararam a dose de radiação de protocolos para adultos de fígado, renal e aorta entre CT de energia única a 140 kV e 385 mAs e DECT realizada em um *scanner* convencional de 64 canais-MDCT com duas rotações consecutivas a 140 kV e 385 mAs e 80 kV e 675 mAs, respectivamente.

Os valores médios de CTDI_{vol} observados neste estudo foram 49,4 mGy para imagens DECT e 16,2 mGy para TC convencional de energia única.

A dose efetiva variou de 22,5 a 36,4 mSv para DECT e de 9,4 a 13,8 mSv para TC convencional de uma energia única, conforme apresentado na tabela 9 a seguir.

Tabela 9: Comparação entre os valores de $CTDI_{vol}$ e dose efetiva em relação à DECT e TC convencional.

	DECT	TC convencional de energia única
$CTDI_{vol}$ (mGy)	49,4	16,2
Dose efetiva (mSv)	22,5 - 36,4	9,4 – 13,8

Li (2012) observou uma dose de radiação adicional de 14% no corpo e 22% no crânio usando DECT com troca rápida de tensão em comparação com a TC de energia única.

Em um estudo publicado mais recentemente (Lin *et al.*, 2012) investigou o valor de DECT em um sistema de CT de fonte única com troca rápida de tensão para o diagnóstico de insulinomas. Neste estudo, 35 pacientes foram submetidos à TC de energia única de duas fases convencional (n = 14) ou DECT de duas fases (n = 21) para avaliação pré-operatória.

O $CTDI_{vol}$ médio para imagens de fase venosa arterial e portal de DECT relatadas neste estudo foi apenas um pouco maior em comparação com a TC convencional de energia única (21,8 mGy *versus* 20,1 mGy).

4.2.5 – Artigo 5: *Image Quality and Radiation Dose of Dual-Energy CT of the Head and Neck Compared with a Standard 120-kVp Acquisition* (Qualidade de imagem e dose de radiação de TC de dupla energia da cabeça e pescoço em comparação com uma aquisição padrão de 120 kVp)

Nesse estudo, os valores observados de $CTDI_{vol}$ e DLP foram significativamente menores em 12% e 10% com DECT em comparação com os protocolos SECT, sem diferenças significantes no nível de ruído, conforme tabela 10 a seguir (Tawfik *et.al.*, 2011).

Tabela 10: Comparação dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP em relação às técnicas DECT e SECT.

	DECT	SECT
$CTDI_{vol}$ (mGy)	10,96 ± 0,6	12.4 ± 1.4
DLP (mGy.cm)	305 ± 26.3	341 ± 52.9

As diferenças em $CTDI_{vol}$ e DLP foram estatisticamente significantes ($P < .0001$ e $P = .001$).

4.2.6 – Artigo 6: *A Prospective Evaluation of Dose Reduction and Image Quality in Chest CT using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction* (Uma Avaliação Prospectiva da Redução de Dose e Qualidade da Imagem na TC de Tórax usando a Reconstrução Iterativa Estatística Adaptativa - ASIR)

Neste estudo foram utilizados dois scanners 64canaís-MDCT, onde uma análise univariada da dose de radiação *versus* algoritmo de reconstrução mostrou redução de dose significativa ($p < 0.0001$) com o software ASIR (Leipsic *et. al*, 2010).

Em uma análise multivariada em que o ajuste para covariáveis foi feito, o método ASIR foi associado a 25% da redução de dose ($p < 0.0001$) representando 6,5% da variação total na radiação entregue aos pacientes.

A ferramenta ASIR também teve um índice de dose em TC ($CTDI_{vol}$) ($11,3 \pm 51$ mGy) significativamente menor que o FBP convencional ($15,4 \pm 6,3$ mGy).

4.3 – Comparação entre os sistemas de modulação de dose propostos e os resultados obtidos na literatura pesquisada

Comparando-se o artigo 1 com os sistemas propostos, o uso das diferentes técnicas DECT apresentadas no mesmo resultou em níveis de dose abaixo dos níveis de referência recomendados pela Comunidade Europeia (RP nº 180, 2014) e pela ICRP 103 (2007).

No caso do artigo 2 comparado aos sistemas propostos, o uso da técnica DSCT com o uso da ferramenta *Care Dose 4D* em relação à técnica de energia única resultou em redução de doses.

O artigo 3 em comparação aos sistemas propostos, em que o controle automático de exposição (*CareDose 4D*) foi utilizado em todas as técnicas DECT propostas no estudo e o modelo de energia única foi comparado aos sistemas DECT, resultou em menor dose atribuída aos sistemas DECT em relação ao modelo de energia única. Adicionalmente, todos os sistemas DECT apresentaram níveis de dose abaixo dos níveis de referência recomendados pela Comunidade Europeia (RP nº 180, 2014).

Na comparação entre o artigo 4 e os sistemas propostos, dos estudos realizados sobre as técnicas DECT, em 50% dos casos houve redução da dose, em 33,34% dos casos houve aumento da dose e em 16,67% dos casos a dose foi semelhante, comparada a outra técnica.

Com relação ao artigo 5, quando comparado aos sistemas propostos, a DECT apresentou maior redução de dose em relação à SECT e manteve seus níveis abaixo dos níveis de referência recomendados pela Comunidade Europeia (RP nº 180, 2014).

O artigo 6, em comparação aos sistemas propostos, apresentou o uso da ferramenta ASIR, a qual está associada a 25% da redução de dose. Os níveis de dose mantiveram-se abaixo dos níveis de referência recomendados pela Comunidade Europeia (RP nº 180, 2014).

5 CONCLUSÃO

Através da revisão de literatura realizada acerca do tema proposto foi possível conhecer as ferramentas de modulação de dose propostas pelos principais fabricantes de tomógrafos de dupla energia.

Pelos resultados obtidos nos estudos realizados em artigos relacionados às técnicas de tomografia computadorizada de dupla energia (DECT) observou-se que, em sua maioria houve redução de dose, corroborando para a afirmação dos fabricantes em relação aos benefícios de suas ferramentas de modulação de dose.

A literatura existente também sugere que não há aumento na exposição à radiação quando os protocolos DECT são usados no lugar de técnicas de energia única.

Dos vários métodos que foram propostos para aquisição de dados DECT, a aquisição de imagens baseada em tomografia computadorizada de dupla fonte (DSCT) é a abordagem mais avaliada na literatura pesquisada.

Há fortes evidências de que a imagem DECT com DSCT não está associada ao aumento dos níveis de dose de radiação. Os relatórios sobre a dose de radiação com outras abordagens para aquisição de dados DECT são escassos ou inexistentes, e uma avaliação conclusiva da dose de radiação associada a essas técnicas permanece indescritível. O uso criterioso das técnicas DECT mantém o potencial de reduzir drasticamente a exposição à radiação, por exemplo, pela eliminação da repetição desnecessária de uma TC.

Finalmente, é recomendado que seja realizada uma pesquisa complementar acerca dos artigos publicados sobre as técnicas DECT para melhor avaliação das técnicas que não foram abordadas na presente pesquisa.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, L. C., 2016, *Condições de Radiação para Tomografia Computadorizada: Determinação e Comparações*, Dissertação de M. Sc., Instituto de Radioproteção e Dosimetria IRD, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ARAN, S.; BESHELI, L. D.; KARCAALTINCABA, M.; GUPTA, R.; FLORES, E. J.; ABUJUDEH, H. H., 2014, *Applications of Dual-Energy CT in Emergency Radiology*, AJR 2014; 202: W314-W324.

CARLOS, M. T.; NOGUEIRA, M. S.; MENEZES, C.; LIMA, F. F.; PEIXOTO, J. E. 2002. *Tomografia Computadorizada – Física da Imagem e Radioproteção*. Notas de aula do curso de atualização ministrado no Centro Regional de Ciências Nucleares – CNEN.

CRISTOVAM, A. C. M.; MACHADO, O.; *Manual de física e proteção radiológica*. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora; Rio de Janeiro: Editora Senac Rio de Janeiro, 2013.

CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R.C., 1990, *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4th ed.*, Baltimore: Williams & Wilkings.

EUROPEAN COMMISSION, 2014 *Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries Part 2/2*. Luxembourg.

HENZLER, T.; FINK, C.; SCHOENBERG, S. O.; SCHOEPF, U.J. 2012. *Dual Energy CT – Radiation Dose Aspects*. AJR 2012; 199: S16-S25.

HSIEH, J., 2003. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recente advances*. (SPIE Press monograph. PM 114). Bellingham, Washington USA.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP. 2007. Publication 103. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Editor J. Valentin.

JOHNSON, T. R. C., 2012. *Dual-Energy CT: General Principles*, AJR 2012; 199: S3-S8.

KULKAMI, N. M.; PINHO, D. F.; KAMBADAKONE, A. R.; FRRCR; SAHANI, D. V., 2013, *Emerging Technologies in CT Radiation Dose Reduction and Dual-Energy CT*, Vol. 48, Issue 3, p. 192-202.

NISHIZAWA, K.; MORI, S.; OHNO, M.; YANAGAWA, N.; YOSHIDA, T.; AKAHANE, K.; IWAI, K.; WADA, S., 2007, *Patient Dose Estimation for Multi-Detector-Row CT Examinations*, Radiation Protection Dosimetry (2008), Vol. 128, N° 128, pp. 98-105.

LEIPSIC, J.; NGUYEN, G.; BROWN, J.; SIN, D.; MAYO, J. R., 2010. *A Prospective Evaluation of Dose Reduction and Image Quality in Chest CT using Adaptive Statistical Reconstruction*. AJR 2010; 195: 1095-1099.

MARTIN, C. J., *Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures*. Radiation Protection Dosimetry, [s.l.], vol. 128, n. 4, , p. 389-412, 6 out. 2007. Oxford University Press (OUP).

MINISTÉRIO DA SAÚDE – ANVISA – Portaria 453/98. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. Brasília: DOU 01 junho. 1998.

MOURÃO, A. P.; *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. 2ª ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora; Rio de Janeiro: Editora Senac Rio de Janeiro, 2015.

PEREIRA, M. A. G., 2004, *Avaliação dos Espectros Primários e Secundários da Radiação X em Objetos Simuladores para Energias Utilizadas em Diagnóstico*

Médico. 2004. 299 p. Tese de D. Sc., Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo – Universidade de São Paulo.

PRIMAK, A. N.; GIRALDO, J. C. R.; EUSEMANN, C. D.; SCHMIDT, B.; KANTOR B.; FLETCHER, J. G.; MACCOLLOUGH, C. H. 2010. *Dual-Source Dual-Energy CT With Additional Tin Filtration: Dose and Image Quality Evaluation in Phantoms and In Vivo*. AJR 2010; 195: 1164-1174.

SCHENZLER, J. C.; WIELAND, H.; NEUMAIER, K; MICHALSKI, G.; LECHER, U.; NIKOLAOU, K.; BECKER, C. R.; REISER, M. F.; JOHNSON, T.R. C., *Dual Energy CT of the Chest: How About the Dose?*. Investigative Radiology, June 2010, V. 45, Issue 6, p. 347-353.

SHRIMPTON, P. C.; *Assessment of patient dose in CT*. Chilton: NRBP, 2004.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, M. A. R. R. 2014, *Radioproteção e Dosimetria; Fundamentos – 10ª revisão abril – Rio de Janeiro – IRD/CNEN*.

TAWFIK, A. M.; KERL, J. M.; RAZEK, A. A.; BAUER, R. W.; NOUR-ELDIN, N. E.; VOGL, T. J.; MACK, M. G. 2011. *Image Quality and Radiation Dose of Dual-Energy CT of the Head and Neck compared with Standard 120 kVp Acquisition*. AJNR 32. December 2011.

UHRIG, M.; SIMONS, D.; KACHELRIE, M; PISANA, F.; KUCHENBECKER, S.; SCHLEMMER H. P. 2016. *Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increase radiation dose*. Cancer Imaging 16:15. p.1-8.

VEGA, W. F., 1999, *Método de Avaliação de Níveis de Referência de Radiodiagnóstico em Tomografia Computadorizada*, Dissertação de M. Sc., Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

YEH, B. M.; SHEPHERD, J. A.; WANG, Z. J.; TEH, H. S.; HARTMAN, R. P.; PREVRHAL, S., 2009, *Dual-Energy and Low-kVp CT in the Abdomen*. AJR 2009; 193: 47-54.
