

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA - IRD

Geovane Silva Araújo

Lucilene do Nascimento Pires

Wallace Girondi do Amaral

Aplicação de Sistemas de Tomografia Computadorizada de Dupla Fonte em Exames
Cardíacos

Rio de Janeiro

2012

Geovane Silva Araújo

Lucilene Pires Nascimento

Wallace Girondi do Amaral

Aplicação de Sistemas de Tomografia Computadorizada de Dupla Fonte em Exames
Cardíacos

Trabalho de conclusão do curso de Pós-graduação Lato-sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas apresentado ao Instituto de Radioproteção de Dosimetria – IRD.

Orientadora: Simone Kodlulovich - CNEN

Geovane Silva Araújo

Lucilene Pires Nascimento

Wallace Girondi do Amaral

Aplicação de Sistemas de Tomografia Computadorizada de Dupla Fonte em Exames
Cardíacos

Trabalho de conclusão do curso de Pós-graduação Lato-sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas apresentado ao Instituto de Radioproteção de Dosimetria – IRD.

Orientadora: Simone Kodlulovich

BANCA EXAMINADORA

Simone Kodlulovich, D.Sc.

Fernando Mecca Augusto, M.Sc

Larissa Conceição Gomes Oliveira, M.Sc

Rio de Janeiro

2012

Araújo, G.S; pires, L.N; Girondi,W.
Aplicação de Sistemas de Tomografia Computadorizada de Dupla
Fonte em Exames Cardíacos/Geovane Silva Araújo; Lucilene do
Nascimento Pires; Wallace Girondi do Amaral– Rio de Janeiro: IRD,
2012.

xiv, 66 f.; il.; 29cm.

Orientador: *Orientadora*: Simone Kodlulovich *Dias*
Monografia (Lato-Sensu) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. 64-66

1. Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico. 2. Tomografia Computadorizada 3. DSCT. 4. SSCT

DEDICATÓRIA

A minha família

Marcos Ricardo, Julyenne e Pâmella (Lucilene)

Dedico este trabalho a meu filho Gabriel e minha mãe Siulene (Wallace)

Ao meu filho César Augusto (Geovane)

AGRADECIMENTOS

A Deus por me dar forças para prosseguir com os meus sonhos.

Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria, por nos oferecer o curso Latu sensu.

Aos professores do IRD, que contribuíram para o meu conhecimento.

Ao Professor Dr^o Aucyone Augusto Silva pela dedicação aos alunos

A professora Dr^a Simone Kodlulovich Dias pela orientação e incentivo

A minha família pela paciência por minha ausência

A Minha irmã Lenice me ajudando com as minhas filhas

À Érika Cristina, amiga que sempre presente me deu força.

Aos amigos e colegas que fiz durante essa jornada dentro da sala de aula, a caminho da sala de aula e na coordenação.

A minha amada esposa Angela pela dedicação, compreensão e incentivo nos momentos difíceis durante o curso.

Aos meus diletos colegas em especial ao Rubens Arantes pelo apoio e incentivo.

RESUMO

ARAUJO, Geovane Silva; PIRES, Lucilene do Nascimento; AMARAL, Wallace Girondi. **Aplicação de Sistemas de Tomografia Computadorizada Dual Source em Exames Cardíacos** 2012. f. Trabalho de conclusão do curso de Pós-graduação Lato-sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas apresentado ao Instituto de Radioproteção de Dosimetria – IRD

Os avanços tecnológicos em tomografia computadorizada têm permitido ampliar suas aplicações como meio de diagnóstico. Em especial na cardiologia, os novos equipamentos multicortes com maior resolução espacial e temporal têm permitido detectar patologias de forma não invasiva com reconhecida eficácia. Os benefícios deste tipo de procedimento têm levado a um crescimento acentuado na frequência de exames e, conseqüentemente, ao aumento da dose coletiva.

No Brasil, a tecnologia “dual-source” tem sido introduzida gradativamente nos serviços de radiologia, principalmente para a realização de exames cardiológicos. Dentre as vantagens deste tipo de tomógrafo pode-se citar a redução do tempo de exame e especialmente das doses para os pacientes. O equipamento dispõe de dois tubos de raios X que permitem realizar as aquisições de dados com diferentes energias, operando usualmente com 80 e 140 kVp. Apesar de ser comercializado desde 2005, o número de estudos científicos sobre os tomógrafos de “dual-source” ainda é muito reduzido. Neste presente trabalho foi realizada uma revisão da literatura com ênfase no princípio de funcionamento deste tipo de tomógrafo e o impacto desta nova tecnologia em cardiologia. A avaliação realizada indicou que o uso do tomógrafo *dual source* em exames cardíacos possibilita uma redução significativa de dose ao paciente sem comprometer a qualidade da imagem diagnóstica.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada Dual Source e redução de dose

ABSTRACT

ARAUJO, Geovane Silva; PIRES, Lucilene do Nascimento; AMARAL, Wallace Girondi. Application Systems Dual Source Computed Tomography in Cardiac Examination 2012. f. Labor course completion Postgraduate Lato sensu on Radiological Protection and Security of Radioactive Sources to the Office of Radiation Protection Dosimetry - IRD

Technologic advances in computed tomography have allowed to extend its application as a means of diagnoses. Especially in cardiology, newer multislice equipment with higher space and time resolutions have permitted to detect pathologies in an non-invasive procedure with recognized accuracy. The benefit of this kind of proceeding has resulted in an increasing growth of exams frequency and, consequently, an increase in the collective dose.

In Brazil, the dual source technology has been introduced gradually in services of radiology, mainly for heart exams proceedings. Among the advantages offered by this type of tomograph is the reduction of the doses taken by the patients and the time spent during the examinations. The equipment has two tube of X-ray that allows to carry out data acquisitions using different energies, usually they work with 80 and 140 kVp. Despite being commercialized since 2005, the number of scientific studies concerning dual source equipment is still limited.

In the present work a revision about the literature related to this theme has been performed. An emphasis is present taking into account the working principle of this kind of technology and its impact to the doses reduction in heart exams.

The evaluation done indicates that the use of dual source tomograph to heart exams presents a significant reduction of the effective dose received by the patient, as it is related by some groups of researchers whose works guide us in this study.

Keywords: Dual Source CT and dose reduction

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Múltiplas fileiras de detectores	17
Figura 2. Diferença de cobertura obtida em um mesmo tempo de aquisição com tomógrafos de diferentes números de canais.....	17
Figura 3: Imagem do tomógrafo Dual Source da Siemens.....	18
Figura 4. Representação esquemática de um sistema Dual Source e as regiões definidas pelas varreduras respectivas de cada tubo de raios X.....	19
Figura 5. Representação esquemática do princípio do ponto focal flutuante utilizado no sistema Dual Source da Siemens. Fonte: www.medical.siemens.com/siemens/en_GB/gg_ct_FBAs/images/product_images/SOMATOM_Definition/ct_definition_technology.jpg	19
Figura 6. Sistema de detectores do tomógrafo Siemens, Somatom Definition.	21
Figura 7. Espectro de raios X para o tungstênio para diferentes energias (Johnson, DSCT.com, 2009).....	22
Figura 8. Representação da atenuação diferencial obtida a partir da aquisição de duas fontes de raios X.....	22
Figura 9. Diagrama esquemático de um sistema DSCT: duas imagens obtidas com espectros de energia diferentes e as respectivas diferenças de atenuação em Unidade Hounsfield (HU). Fonte: http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/05/duale-bilderstellung1.jpg	23
Figura 10. Imagens obtidas em estudos de tomografia de abdômen a 80 e 140 kV com a apresentação dos diferentes níveis de atenuação pelo córtex renal.	24
Figura 11. Aquisição helicoidal com sistemas de fonte única: a) Pitch 1:1; b) Pitch 3:1. Fonte: Manual de aplicação da Siemens.....	24
Figura 12. Aquisição de dados para valores diferentes de pitch para exames cardíacos.....	25
Figura 13. Representação das aquisições realizadas com diferentes valores de pitch para sistemas de fonte única e de duas fontes.	25

Figura 14. Reconstrução convencional	26
Figura 15. Reconstrução modo IRIS	26
Figura 16. Reconstrução multiplanar.....	27
Figura 17. Reconstrução em máxima intensidade de pixels	28
Figura 18. Reconstrução global com exposição longitudinal do vaso	28
Figura 19. Avaliação de perfusão do miocárdio.	29
Figura 20. Edição de fases do batimento cardíaco	29
Figura 21. Reconstrução volumétrica 3D	29
Figura 22. Representação da sincronização da frequência cardíaca com o ECG	30
Figura 23. Variação de regiões diastólicas.....	31
Figura 24. Representação da aquisição de dados com técnica Retrospective ECG gating	33
Figura 25: antes da edição do ECG	33
Figura 26: Depois da edição do ECG.....	33
Figura 27. Durante a varredura no modo prospective ECG-triggered o paciente é monitorado continuamente. A exposição ocorre em intervalos R-R pré-determinados para aquisição suficiente de dados para a reconstrução da imagem.....	34
Figura 28. Representação esquemática da modulação da corrente do tubo controlada por ECG para um sistema de tomografia <i>dual source</i> . O comprimento da janela temporal, onde a corrente do tubo é máxima, pode ser selecionado pelo usuário.	35
Figura 29. Diferença entre a (a) reconstrução parcial e a (b) reconstrução multisseguimento.	38
Figura 30. Princípio ECG de reconstrução de imagem em espiral para um sistema DSCT.	39
Figura 31. Dependência da frequência cardíaca do ECG gated retrospectivo coronária MDCT angiografia. (a) Com gating ECG retrospectivo, em pacientes com batimentos cardíacos moderados; (b) ECG gated coronária MDCT angiografia em pacientes com maiores frequências.	40

Figura 32. Resolução temporal como uma função da frequência cardíaca do paciente para um TC multislice com o tempo de rotação gantry de 330 ms, e para o DSCT com 330 ms.	41
Figura 33. Modulação ECG da corrente do tubo para um sistema Dual Source CT.	44
Figura 34. Realce do contraste. Fonte: http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications1.jpg	45
Figura 35. Perfusão pulmonar. Fonte: http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications2.jpg	46
Figura 36: Angiografia	47
Figura 37. Diferenciação de ligamento e tendões: Fonte: http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications4.jpg	49
Figura 38. Área da curva normalizada pela largura do feixe.	50
Figura 39. Dose efetiva nos tomógrafos DSCT e SSCT no modo de aquisição retrospectiva <i>ECG</i>	59
Figura 40. Comparação da dose efetiva entre os tomógrafos DSCT e SSCT no modo <i>prospective ECG</i>	60
Figura 41. Comparação da dose efetiva entre os tomógrafos DSCT e SSCT no modo <i>prospective e retrospective ECG</i>	61

LISTA DE SIGLAS

CCM: Com Corrente de modulação;

DSCT: *Dual Source Computerized Tomograph*

EAP: *ECG triggered* de alto pitch

PET: *Prospective ECG Trigger*;

PGSS: *Prospective Gated Step e Shoot*;

REG: *Retrospective ECG Gate*;

RGS: *Retrospective Gated Helicoidal*;

SCM: Sem Corrente de modulação;

SSCT: *Single Source Computerized Tomograph*

TC: Tomografia Computadorizada

SPECT = *single photon emission CT*,

^{99m}Tc: Técnico 99m,

²⁰¹Tl: Tálío 201.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	17
AGRADECIMENTOS.....	18
RESUMO.....	19
ABSTRACT.....	20
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	21
LISTA DE SIGLAS.....	24
SUMÁRIO	25
1. INTRODUÇÃO	15
2. TOMÓGRAFO DUAL SOURCE	17
2.1. Considerações gerais	17
2.2. Geometria de Aquisição	18
2.3. Espectro de Energia	21
2.4. Pitch em equipamentos DSCT	24
2.5. RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS DSCT.....	26
3. ESTUDO DAS CORONÁRIAS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	30
3.1. Modo de Aquisição	31
3.1.1 Retrospective ECG gating	32
3.1.2. Prospective ECG gating ou Step-and-shoot	33
3.1.3. Modulação da corrente do tubo controlada por ECG.....	34
3.2. Métodos de Reconstrução em exames cardíacos	35
3.2.1. Reconstrução parcial	35
3.2.2. Reconstrução de múltiplos seguimentos	36
3.3. ANGIOTOMOGRAFIA CORONARIANA EM DSCT.....	39
3.4. Resolução espacial.....	43
4. APLICAÇÕES CLÍNICAS DO CT DUAL SOURCE.....	45
4.1. Codificação de cores de contraste / Imagens Virtual Não Contrastada...45	45

4.2. Perfusão Pulmonar e ventilação Imagem	46
4.3. Angiografia em dupla energia.....	47
4.4. Diferenciação dos Cálculos Renais.....	47
4.5. Diferenciação de tendões e ligamentos.....	48
5. DOSES EM DSCT.....	50
5.1. Grandezas radiométrica em TC	50
5.1.1. Índice de Dose em Tomografia Computadorizada – CTDI	50
5.1.2 Produto Dose Comprimento - DLP	51
5.1.3 Dose Efetiva	51
5.1.4 Otimização da dose	52
5.2. Comparação das doses em sistemas Single source e Dual Source	53
6. CONCLUSÃO	62
7. BIBLIOGRAFIA	64

1. INTRODUÇÃO

O primeiro equipamento de Tomografia Computadorizada (TC) para aplicação clínica foi desenvolvido por Godfrey Hounsfield. Esse foi introduzido no mercado em 1972 pela EMI, chamado de SIRETON, revolucionando os métodos de diagnóstico por imagem. Essa técnica produz imagens axiais com alta qualidade, e excelente visualização de tecidos moles. (EUROPEAN COMMISSION, 2000, p. III).

Desde então, com a introdução do sistema helicoidal e em seguida a Tomografia Computadorizada *Multislice* notou-se um grande avanço no desenvolvimento da tecnologia em tomografia computadorizada. Mesmo com toda evolução esse método de diagnóstico por imagem, é geralmente associado a uma dose elevada de radiação.

A Tomografia Computadorizada coronária é um método não invasivo, que tem suscitado nos últimos anos uma elevada admiração, devido a sua perspicácia diagnóstica para a estimativa da doença coronária, justificando assim o seu uso na prática clínica em pacientes que apresentam riscos, no qual nos é permitido evitar realização de cateterismo cardíaco sem necessidade. Contudo, esta técnica tem trazido uma preocupação com a dose de radiação, devido aos riscos de câncer associado às altas doses no seu protocolo. (RICARDO DUARTE, *et al*, 2010)

No ano de 2005, foi introduzida no mercado pela Empresa SIEMENS, com a finalidade de reduzir a dose de radiação ao paciente, principalmente em exames cardiológicos de TC, uma tecnologia que combina dois tubos de raios x posicionados a 90° em um único gantry, denominado de Tomografia Computadorizada Dual Source (DSCT). Esta tecnologia permite aquisições com melhor resolução temporal reduzindo o tempo de rotação do tubo, independe da frequência cardíaca e reduz a quantidade de contraste iodado necessário para o estudo. (CARRINGTON, 2009 apud KRZYUY & RAMOS, 2010 p. 18).

No ano de 2006, iniciou-se a utilização desse equipamento na prática clínica, para a aquisição com sincronização eletrocardiográfica prospectiva, que segundo o autor Ricardo Duarte, permitiu uma redução de 77 a 79% da dose de radiação efetiva se comparanda com a aquisição de sincronização retrospectiva, sem perda

de qualidade da imagem. Com esse tipo de técnica, apenas durante uma parte pré-definida da diástole o feixe de raios X é aplicado, movendo-se a mesa quando o feixe de raios X é desligado durante o resto do intervalo RR (intervalo entre duas ondas R). (RICARDO DUARTE, *et al*, 2010)

A segunda geração de DSCT, foi introduzida recentemente na prática clínica, possibilitando o uso do protocolo de aquisição com sincronização prospectiva e com pitch maior, “FLASH SPIRAL”, com uma resolução temporal de 75ms, construído especificamente para aquisição de imagens com uma qualidade melhor e dose de radiação baixa, o qual permite uma aquisição de um volume completo num único batimento cardíaco, com doses de radiação inferiores a 1 mSv. (RICARDO DUARTE, *et al*, 2010)

O objetivo deste trabalho é apresentar uma revisão bibliográfica, da utilização do equipamento MSTC (Tomografia Computadorizada Multislice) comparado ao DSCT para exames de TC coronariano, analisando a qualidade da imagem, tempo de aquisição e dose de radiação.

2. TOMÓGRAFO DUAL SOURCE

2.1. Considerações gerais

O MSCT é um tomógrafo que se caracteriza por possuir múltiplas fileiras de detectores permitindo adquirir mais de um corte a cada rotação do tubo (Figura 1) com alta resolução temporal e espacial.

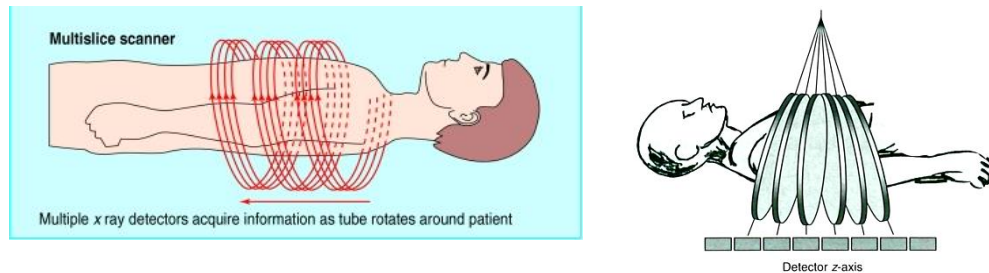
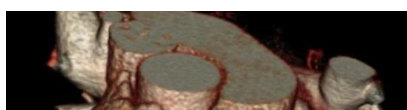


Figura 1. Múltiplas fileiras de detectores

Atualmente estão disponíveis no mercado equipamentos com 320 fileiras de detectores, sendo a aquisição ainda mais rápida com maior cobertura da anatomia por rotação que os modelos antigos. Esse equipamento permite aplicação clínica em pacientes não colaborativos, politraumatizados e principalmente o estudo por angiotomografia coronariana. Na Figura 2 pode-se observar a diferença de cobertura por rotação para os diferentes sistemas de 16, 32 e 64 fileiras de detectores.



(a) 16 canais



(b) 32 canais



(c) 64 canais

Figura 2. Diferença de cobertura obtida em um mesmo tempo de aquisição com tomógrafos de diferentes números de canais

O desenvolvimento de detectores de dimensões reduzidas tem possibilitado a aquisição de cortes cada vez mais finos, resultando em uma resolução espacial maior com voxel isotrópico e permitindo a reconstrução de imagens tridimensionais em qualquer plano anatômico com maior qualidade. Muitos modelos apresentam uma distribuição de detectores não homogênea ao longo do eixo-Z sendo o conjunto de detectores dispostos na região central menor que os posicionados nas extremidades, de forma a possibilitar melhorar a reconstrução da imagem (Hofer, 2005).

Em 2005 a empresa SIEMENS desenvolveu um novo conceito em tomógrafos que realiza múltiplos cortes por rotação mas utiliza duas fontes de raios X (*Dual Source*) combinadas aos dois respectivos sistema de detectores.

2.2. Geometria de Aquisição

O tomógrafo computadorizado Dual Source (DSCT), inicialmente projetado pela Siemens (Figura 3), foi desenvolvido para aumentar a resolução temporal, espacial e reduzir a dose de radiação para o paciente em diversas aplicações clínicas, em especial para exames cardíacos.



Figura 3: Imagem do tomógrafo Dual Source da Siemens

O equipamento é composto basicamente por dois tubos de raios X e dois conjuntos de detectores que estão inseridos no gantry e formam um ângulo de 90° entre si. O gantry possui uma abertura de 78 cm de diâmetro possibilitando varredura de 200 cm.

O conjunto de detectores correspondente ao tubo A abrange um FOV de 50cm, enquanto que o sistema correspondente ao tubo B é restrito a um FOV de 26cm devido à limitação de espaço no gantry (Figura 4).

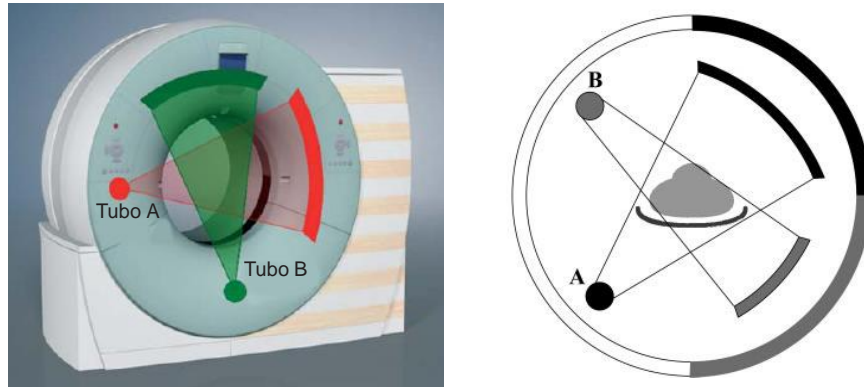


Figura 4. Representação esquemática de um sistema Dual Source e as regiões definidas pelas varreduras respectivas de cada tubo de raios X.

Neste modelo Siemens, cada sistema detector apresenta 40 linhas de detectores. Os detectores das 32 linhas centrais possuem 0,6 mm de largura e os das extremidades possuem 1,2 mm de largura. Pela combinação adequada dos sinais dos detectores é possível obter colimações de 32 x 0,6 mm ou de 24 x 1,2 mm.

O sistema Siemens utiliza a técnica de foco flutuante, dois conjuntos de sobreposição de 32 x 0,6 mm que possibilitam obter 64 projeções ao longo do eixo Z por rotação do gantry, com uma sobreposição de 0,3mm para cada aquisição de 0,6mm. O tempo mínimo de rotação é de 0,33 segundos (Figura 5).

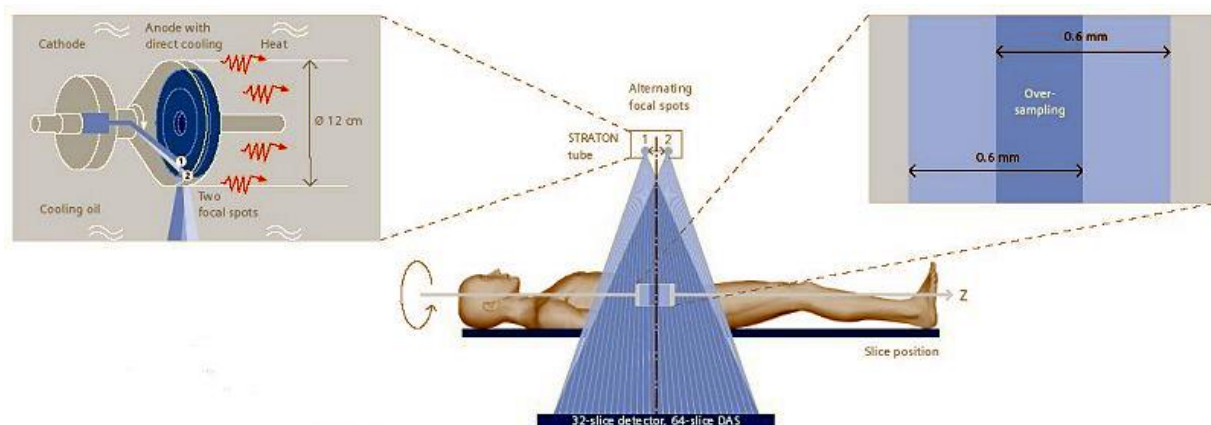


Figura 5. Representação esquemática do princípio do ponto focal flutuante utilizado no sistema Dual Source da Siemens. Fonte: www.medical.siemens.com/siemens/en_GB/gg_ct_FBAs/images/product_images/SO_MATOM_Definition/ct_definition_technology.jpg

Os dois geradores proporcionam uma potência de até 80 kW para cada tubo de raios X. Com essas duas fontes independentes pode-se alcançar até 160 kW e superar certas limitações de qualidade de imagem, ao fornecer altas potências durante a exposição de grandes coberturas com pequenos tempos de rotação. As potências mais altas podem ser então empregadas para assegurar a qualidade da imagem mesmo para pacientes obesos.

Quando apenas o tubo A está em operação, o desempenho do equipamento é similar a um tomógrafo de fonte única e 64 canais do mesmo fabricante.

Atualmente os tomógrafos Siemens incorporaram a tecnologia Stellar Detector – um detector que praticamente elimina o ruído eletrônico. Uma tecnologia que integra os componentes eletrônicos dos elementos detectores com fotodiodo, reduzindo assim drasticamente a emissão de ruído eletrônico, *cross-talk* (sobreposição de cortes) e aumentando a relação sinal-ruído. Eliminando o *cross-talk*, a indefinição entre linhas de detectores vizinhos pode ser evitada e cortes individuais são muito mais precisos.

O sistema detector estelar (Figura 6) do tomógrafo Siemens, modelo SOMATOM Definition Flash, gera cortes ultrafinos com alta resolução espacial para requisitos elevados de detalhes anatômicos, fundamental para pacientes obesos e pediátricos. Este tipo de sistema detector é atualmente um componente básico da tecnologia *Dual Energy*. Juntamente com o HiDynamics, Stellar Detector marca a terceira geração de Dupla Energia CT com baixo kVp e com uma qualidade de imagem comparável à qualidade do conjunto de dados de alta quilovoltagem.

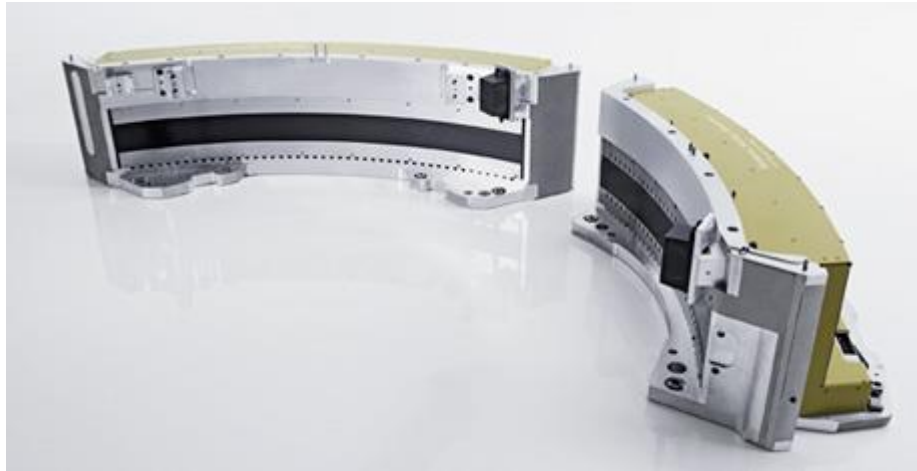


Figura 6. Sistema de detectores do tomógrafo Siemens, Somatom Definition.

Fonte; http://healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/image/mdaw/mtm2/~edisp/ct_defflash_product_stellar-00028314/~renditions/ct_defflash_product_stellar-00028314~9.jpg

2.3. Espectro de Energia

Nos tomógrafos dual source, quando operados no modo de dupla energia, os tubos de raios X produzem fótons de várias energias, não apenas em dois níveis únicos de energia como o termo dupla energia sugere. Considerando que ambos os tubos são operados com o maior potencial de pico (kVp), ou seja, 140 e 80 kVp, as energias médias dos fótons são de 76 e 56 keV. Na segunda geração de sistemas DSCT, uma filtração adicional de 0,4 milímetros de estanho elimina os fótons de baixa energia do espectro de 140 kVp reduzindo a sobreposição dos espectros, aumentando a energia média de fótons para 92 keV e endurecendo o feixe, vide figura 7. (Johnson, 2009)

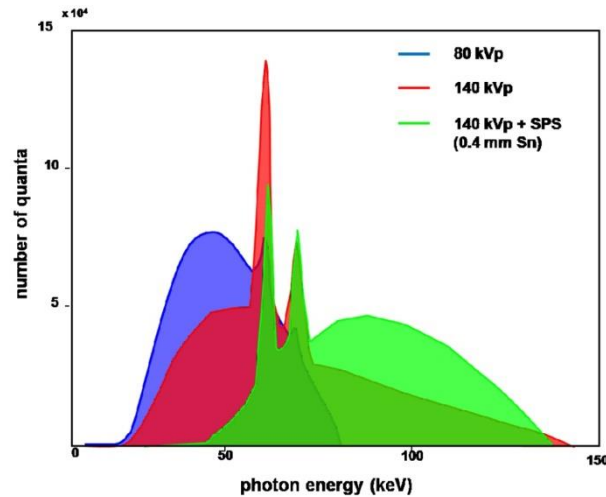


Figura 7. Espectro de raios X para o tungstênio para diferentes energias (Johnson, DSCT.com, 2009)

Neste sistema, as imagens são adquiridas simultaneamente, e geralmente os potenciais dos tubos são definidos em 140 e 80 kVp resultando em uma maior diferença espectral. O software *Dual Energy* (DE) permite visualizar e combinar os conjuntos de dados (80 kV e 140 kV) permitindo realizar as avaliações qualitativas como quantitativas. Como a absorção de raios X é dependente da energia, qualquer alteração na tensão do tubo irá resultar em uma mudança de atenuação no material específico, observado na figura 8. A absorção dos fótons de raios X é dependente da energia e das características do material.

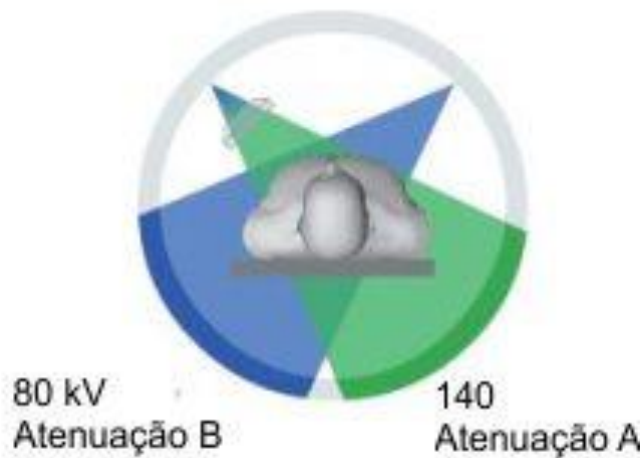


Figura 8. Representação da atenuação diferencial obtida a partir da aquisição de duas fontes de raios X

Nas imagens resultantes a partir dos conjuntos de dados obtidos com as fontes de raios X de diferentes energias verificam-se diferentes níveis de atenuação dos materiais e, conseqüentemente uma classificação da composição química do tecido exposto. A diferenciação de tecidos adjacentes com números de CT próximos é acentuada e apresentada em cores diferenciadas permitindo identificar e caracterizar os tecidos de forma ainda mais efetiva como visto na figura 9.

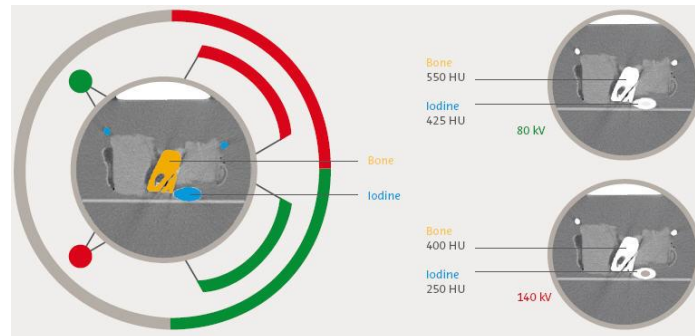


Figura 9. Diagrama esquemático de um sistema DSCT: duas imagens obtidas com espectros de energia diferentes e as respectivas diferenças de atenuação em Unidade Hounsfield (HU). Fonte: <http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/05/duale-bilderstellung1.jpg>

A atenuação dos fótons de raios - X é causada principalmente pelo efeito Compton, espalhamento coerente e o efeito fotoelétrico. Os dois primeiros resultam em apenas pequenas diferenças em diferentes átomos. Entretanto, o efeito fotoelétrico mostra uma forte relação com o número atômico, por exemplo, com o peso do núcleo atômico do material. A maior parte dos átomos no corpo humano, como o hidrogênio, o carbono, o nitrogênio tem uma absorção fotoelétrica razoavelmente fraca. Em alguns íons como o cálcio e o magnésio o efeito é maior. No caso do iodo, material utilizado como agente de contraste, o efeito fotoelétrico é significativo. Nas imagens TC obtidas com potencial do tubo mais baixo, a magnificação vascular obtido com o iodo torna-se muito mais forte do que o obtido com tensões mais elevadas. Essa é a razão pela qual, exames angiográficos são obtidos parcialmente em 80 kVp. Esta diferença no comportamento espectral pode ser utilizada para detectar e semiquantificar o iodo nas imagens TC.

No estudo abdomino-pélvico, o DSCT pode ser utilizado para avaliações de lesões hipervasculares no fígado. Nos rins, possibilita a distinção de cistos

hiperatenuantes, realça massas renais e caracteriza a composição do cálculo renal. Nas glândulas suprarrenais, caracteriza nódulos e investiga alteração de parênquima do pâncreas.

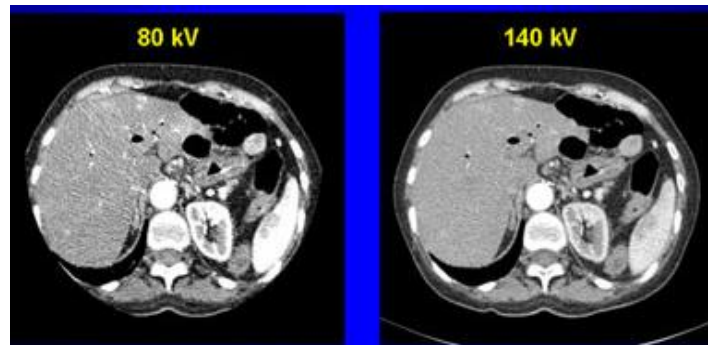


Figura 10. Imagens obtidas em estudos de tomografia de abdômen a 80 e 140 kV com a apresentação dos diferentes níveis de atenuação pelo córtex renal.

2.4. Pitch em equipamentos DSCT

O conceito de pitch foi introduzido com o advento da TC helicoidal e é definido como a razão do avanço de mesa por rotação e a colimação do feixe. Para valores de pitch inferiores a 1 ocorre uma sobreposição do feixe de raios X o que aumenta a dose para o paciente. No entanto, valores superiores a 1 possibilitam uma varredura mais rápida, com redução de dose para o paciente mas simultaneamente reduzindo a qualidade da imagem (Figura 11).

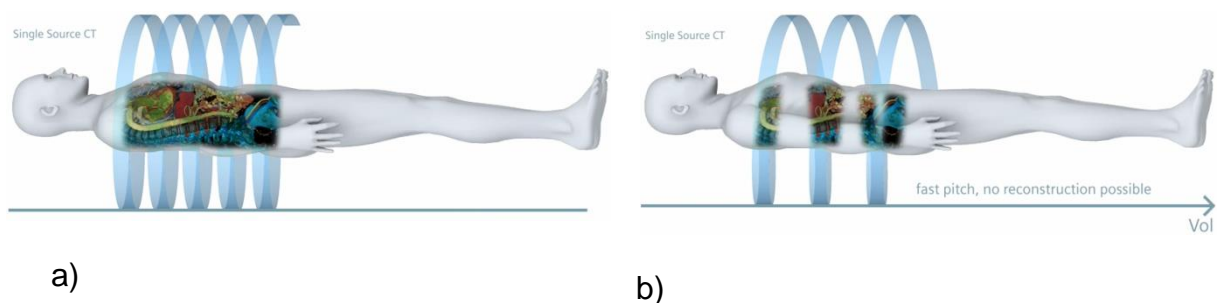


Figura 11. Aquisição helicoidal com sistemas de fonte única: a) Pitch 1:1; b) Pitch 3:1. Fonte: Manual de aplicação da Siemens

Este fator de pitch é crítico em exames cardíacos, pois pitch altos reduzem a resolução espacial (Figura 12). Além disso, muitos algoritmos de reconstrução dedicados a este tipo de procedimento apresentam melhor resposta a valores de

pitch determinados, que são inferiores a 0,5 em imagens cardíacas. Os valores típicos de pitch utilizados em cardiologia variam entre 0,2 e 0,4.

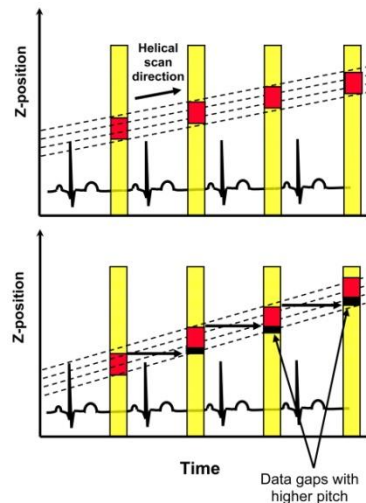


Figura 12. Aquisição de dados para valores diferentes de pitch para exames cardíacos.

No entanto, o sistema DSCT, possibilita utilizar valores de *pitch* mais altos, minimizando a dose sem prejudicar a qualidade de imagem, vide figura 13.

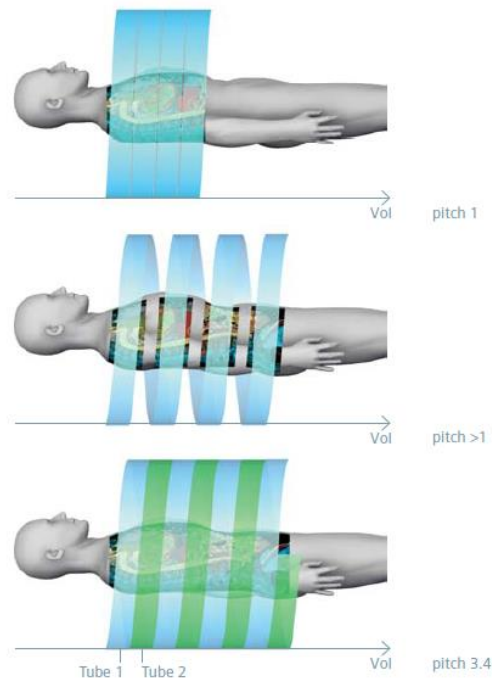


Figura 13. Representação das aquisições realizadas com diferentes valores de pitch para sistemas de fonte única e de duas fontes.

2.5. RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS DSCT

A Siemens desenvolveu um novo método de reconstrução iterativo, processo que se repete diversas vezes para se chegar a um resultado e a cada vez gera um resultado parcial que será usado na vez seguinte, mantendo a correção da imagem. Essa tecnologia acelera a reconstrução e reduz o ruído. O nome desta ferramenta é IRIS (*Iterative Reconstruction in Image Space*)

As Figuras 14 e 15 mostram a diferença quando é utilizada a tecnologia IRIS, reduzindo o artefato causado pela calcificação no vaso, melhorando a visualização do lúmen da coronária.

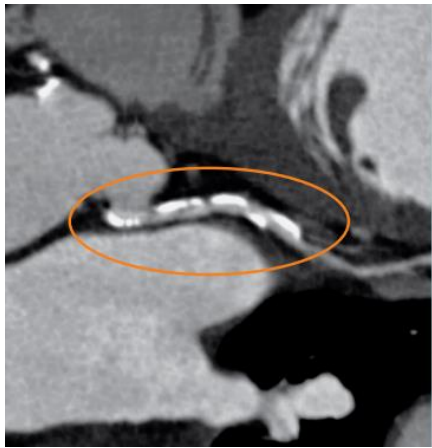


Figura 14. Reconstrução convencional

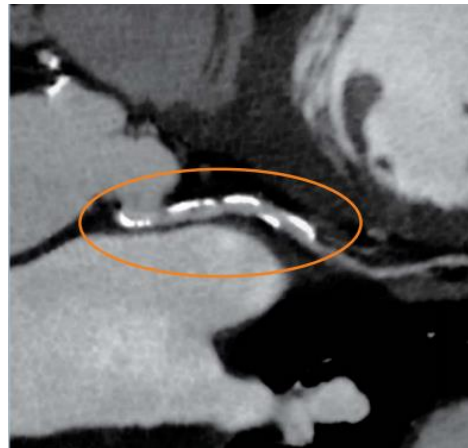


Figura 15. Reconstrução modo IRIS

As imagens adquiridas pelo equipamento são no plano axial. Para obter uma localização espacial exata é necessário que estas imagens sejam adquiridas em vários ângulos e sejam processadas a partir dos dados em cada leitura. O computador interpreta o grau de densidade dos diferentes tecidos, atribuindo a cada um o valor correspondente de uma escala de tons de cinza através de um cálculo matemático (transformada de Fourier). O número de equações utilizadas aumenta para reconstrução de uma imagem em função do número de detectores do equipamento e do número de projeções utilizadas na construção da imagem. Nos equipamentos atuais de matriz de alta resolução é necessário o emprego de 200.000 equações para a reconstrução de uma única imagem, requerendo um sistema de computação potente e veloz. As informações de cada ponto da imagem

(pixel) são processadas e dispostas em uma matriz. O voxel (volume) formado pela espessura de corte que representará a profundidade do voxel e o pixel a face do volume que terá valores de HU (Unidade de Hounsfield) de acordo com o coeficiente de atenuação linear específico recebendo um grau de cinza. Os diferentes tons de cinza irão caracterizar o contraste da imagem.

As imagens adquiridas podem ser pós-processadas e reconstruídas em uma estação de trabalho ou no console do equipamento em um software disposto em uma plataforma. Existem diversos tipos de pós-processamentos: reconstruções multiplanares (MPR), máxima intensidade de pixels (MIP), 3D, medidas quantitativas, avaliações funcionais e edição de fases dos batimentos cardíacos ou movimentos respiratórios.

A figura 16 apresenta a plataforma de reconstrução multiplanar nos planos: axial, sagital e coronal. A visualização em outros planos permite uma localização espacial exata.

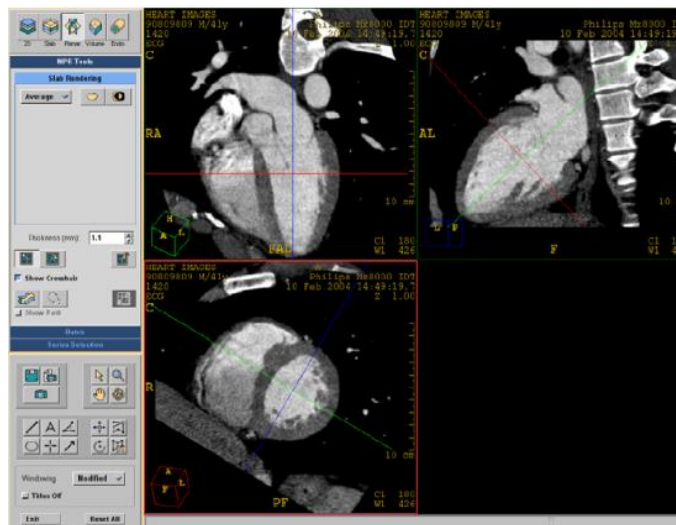


Figura 16. Reconstrução multiplanar

A figura 17 mostra a plataforma de apresentação em máxima intensidade de pixels, com ênfase nas artérias coronárias.

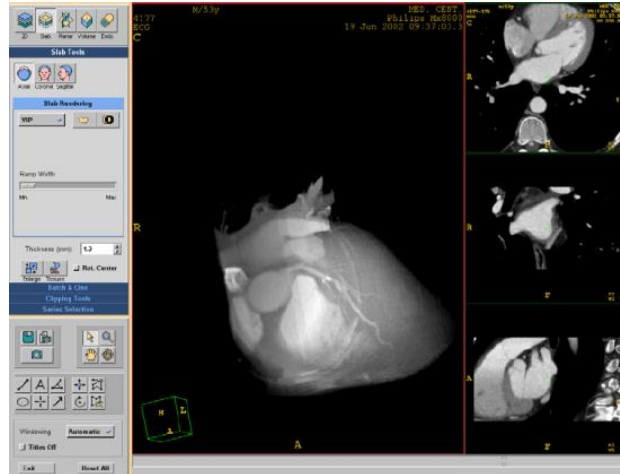


Figura 17. Reconstrução em máxima intensidade de pixels

A figura 18 apresenta a plataforma de reconstrução global, onde medidas podem ser realizadas com mais precisão, pois é possível reconstruir a imagem do vaso em sua maior extensão (longitudinal) e facilita a avaliação de *stents*¹.

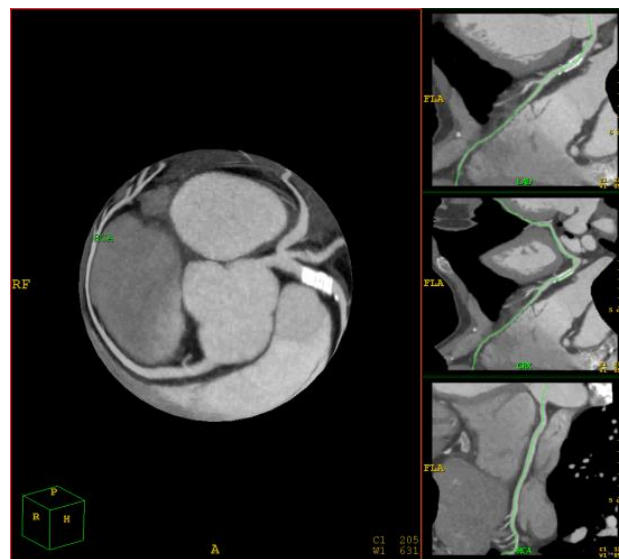


Figura 18. Reconstrução global com exposição longitudinal do vaso

A figura 19 apresenta o software de análise de morfológica e funcional (perfusão).

¹ Stent é uma pequena armação semelhante a uma tela fina de metal cilíndrico, que é colocado na artéria coronária imediatamente após essa artéria ter sido dilatada.

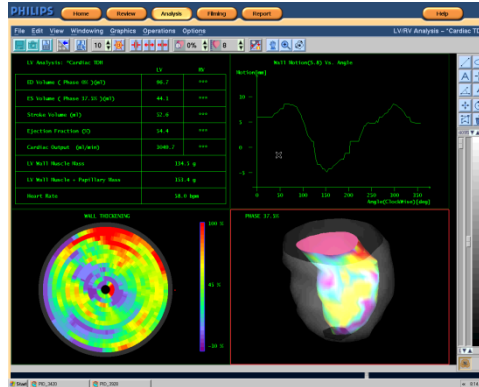


Figura 19. Avaliação de perfusão do miocárdio.

A figura 20 representa as fases do batimento cardíaco de uma aquisição modo *retrospective*, podendo selecionar as fases de menor movimento cardíaco.

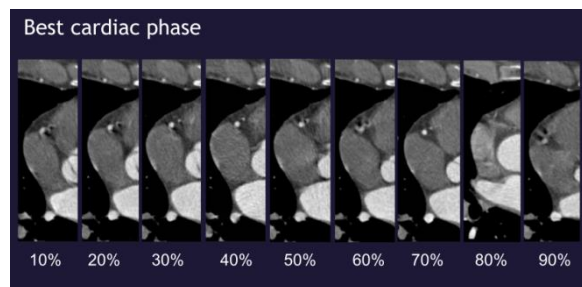


Figura 20. Edição de fases do batimento cardíaco

A figura 21 mostra uma imagem 3D com detalhes anatômicos dos ramos coronarianos.

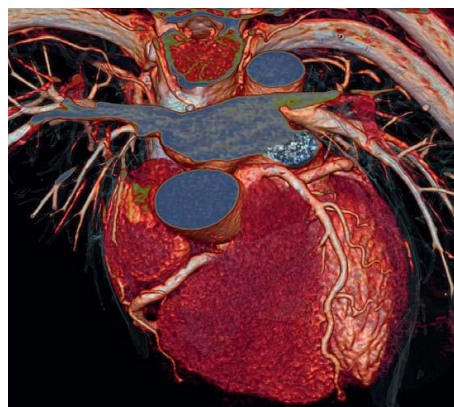


Figura 21. Reconstrução volumétrica 3D

3. ESTUDO DAS CORONÁRIAS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Durante muitos anos o estudo da anatomia coronariana só era possível a partir de procedimentos invasivos (cateterismo cardíaco). Os tomógrafos multicortes a partir de 16 canais possibilitaram a realização deste estudo de forma não invasiva e com excelente acurácia.

A avaliação da doença aterosclerótica coronariana (DAC) se inicia a partir da determinação do escore de cálcio, incorporado a angiotomografia coronariana. A medida que aumenta o número de canais, o tempo necessário para cobrir todo o coração também é reduzido e, conseqüentemente a quantidade necessária de contraste iodado a ser ministrado no paciente.

Para obter imagens cardíacas com qualidade diagnóstica, os exames são realizados com o auxílio de uma monitoração da frequência dos batimentos cardíacos (Figura 22). Desta forma é possível realizar as aquisições durante todas as fases ou em determinadas fases de interesse.

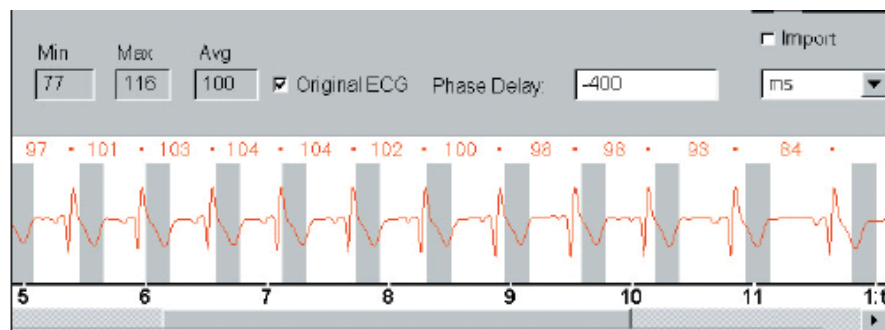


Figura 22. Representação da sincronização da frequência cardíaca com o ECG

As altas frequências cardíacas e os batimentos instáveis requerem a utilização de um beta bloqueador para estabilizar a frequência em um valor de no máximo 65 bpm. Também possibilita reconstruir as imagens em múltiplos segmentos, selecionando as imagens adquiridas durante os batimentos normais e eliminando as adquiridas durante os batimentos ectópicos, que causam artefatos na imagem. (KRZYUY, 2010 APUD. ACHENBACH *et al.*, 2009a).

Nos equipamentos multislice a aquisição de imagens é dificultada quando o paciente encontra-se debilitado, não cooperativo ou impossibilitado de manter apneia durante 20s para a realização do exame. Além disso, a fibrilação atrial,

calcificação acentuada e índice de massa corporal elevado prejudicam a imagem. Uma das vantagens do sistema DSCT é a possibilidade de adquirir imagens independentes da frequência cardíaca, dispensando o uso de beta bloqueador.

A resolução temporal é crítica para a imagem cardíaca. Na Figura 21 pode ser observada a representação dos períodos de diástole nas frequências cardíacas, onde o movimento cardíaco é mínimo. Esta fase diastólica se estreita com o aumento da frequência cardíaca de forma que a resolução temporal que será necessária para capturar em imagens tais objetos será menor que 100 ms. Em situações de menor frequência cardíaca a resolução temporal requerida é de aproximadamente 50 ms.

A figura 23 representa a variação das regiões diastólicas para diferentes frequências cardíacas. A resolução temporal requerida para o TC cardíaco é de aproximadamente 250 ms para frequência cardíaca média inferiores a 70 bpm; para frequências mais altas, a resolução temporal deve ser de aproximadamente de 100 ms.

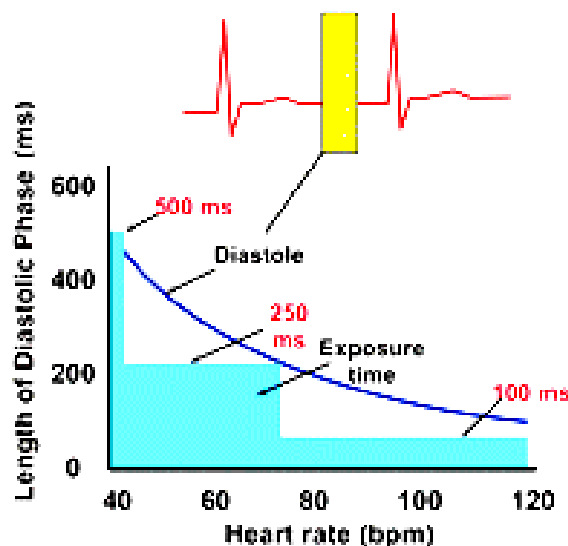


Figura 23. Variação de regiões diastólicas

3.1. Modo de Aquisição

Para capturar a imagem do movimento do coração, a projeção de dados deve ser adquirida tão rápida quanto possível de modo a “congelar” o movimento do

coração. Isto é alcançado com o MDCT, tanto no modo prospective ECG triggering quanto no modo retrospective ECG gating.

A angio-coronariana por TC utiliza o módulo ECG *gating* durante aquisição helicoidal da imagem. Diversas técnicas vêm sendo aplicadas com a finalidade de reduzir a dose do paciente, por exemplo, modulando a corrente do tubo (mA) sincronizado ao ECG e também a utilização da técnica de aquisição sequencial dos dados por *Prospective ECG triggered*, esta técnica foi introduzida em sistemas MSCT que possuem grande cobertura na direção Z (pelo menos 64 cortes). (KRZYUY, 2010 APUD BLANKE *et al.*, 2010, p. 208).

3.1.1 Retrospective ECG gating

Esta técnica permite uma aquisição de imagem com alta resolução espacial e temporal adquirindo uma varredura espiral com valor baixo de *pitch*. As imagens são adquiridas em diferentes fases do ciclo cardíaco. A informação fornecida pelo ECG permite a reconstrução retrospectiva das imagens em qualquer fase do ciclo cardíaco (Figura 24). São selecionadas as imagens que foram adquiridas durante a fase de menor movimentação cardíaca representada no intervalo R-R (por exemplo, 70%) ou tempo absoluto de 350ms, podendo variar de acordo com o ramo coronário. (KYRZOPOULOS; NEEFJES; FEYTER, 2009, p. 523).

Outra vantagem dessa técnica é a aquisição de imagens dinâmicas e análise funcional uma vez que é possível reconstruir o conjunto de dados em diversos momentos do ciclo cardíaco. Porém as informações são adquiridas com baixo valor de *pitch* e exposição contínua aos raios X, resultando em altas doses de radiação para o paciente. (KYRZOPOULOS; NEEFJES; FEYTER, 2009, p. 523 e 524).

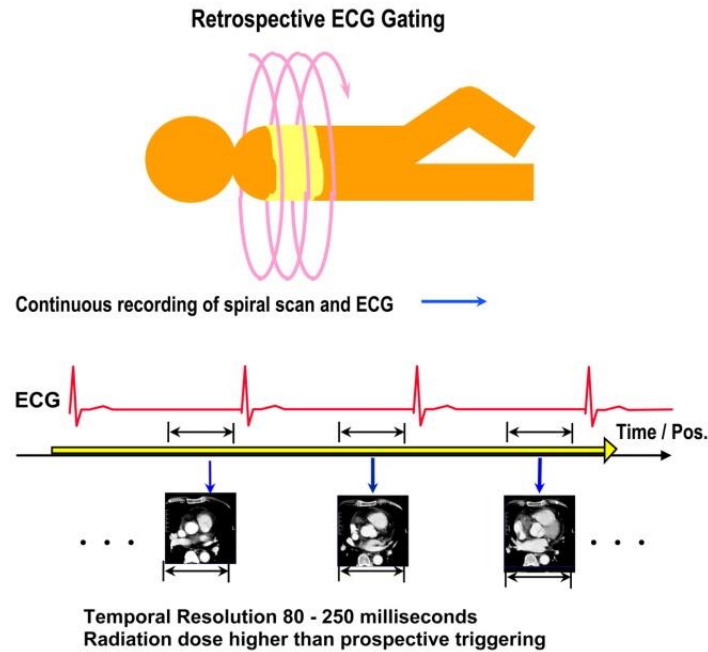


Figura 24. Representação da aquisição de dados com técnica Retrospective ECG gating

A figura 25 representa uma imagem sem edição do ECG, causando ausência de informação do vaso. Na figura 26 podemos observar que com a edição do ECG foi possível reconstruir as imagens adquiridas durante o momento de menor movimento cardíaco, produzindo uma imagem com qualidade.

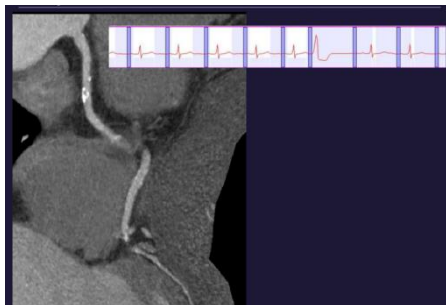


Figura 25: antes da edição do ECG



Figura 26: Depois da edição do ECG

3.1.2. Prospective ECG gating ou Step-and-shoot

Nesta técnica a onda R (intervalos entre os picos diastólicos) do eletrocardiograma é utilizada para acionar a varredura axial com um intervalo do tempo entre a detecção da onda e a janela de reconstrução a qual é pré-selecionada

pelo usuário. Quando a aquisição de dados é completada em uma posição a mesa avança imediatamente para a posição seguinte para nova varredura (Figura 27).

O uso é limitado pelo fato de que um simples batimento ectópico ou qualquer tipo de arritmia induz a uma varredura em diferentes fases do ciclo cardíaco, prejudicando a reconstrução em fase, impossibilitando o estudo do coração em outras fases que também seriam interessantes. (KYRZOPOULOS; NEEFJES; FEYTER, 2009, p. 524).

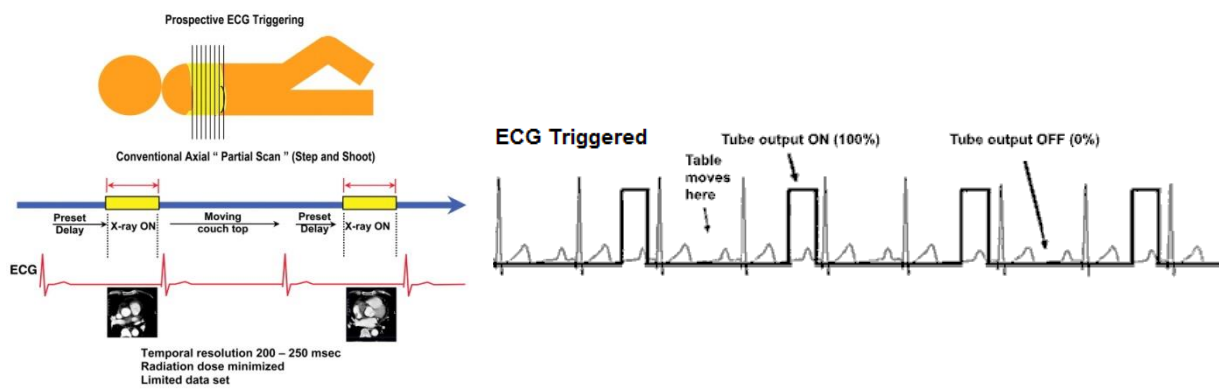


Figura 27. Durante a varredura no modo prospective ECG-triggered o paciente é monitorado continuamente. A exposição ocorre em intervalos R-R pré-determinados para aquisição suficiente de dados para a reconstrução da imagem.

3.1.3. Modulação da corrente do tubo controlada por ECG

Para reduzir a dose para o paciente, o intervalo de tempo de exposição máxima é restringido às fases de ciclo cardíaco onde a máxima qualidade da imagem é desejada, ou seja, nas fases de diástole. O produto corrente-tempo (mAs) é reduzido nas demais fases do ciclo cardíaco. Portanto, durante a sístole, imagens com maiores níveis de ruído são aceitáveis. (FLOHR *et al.*, 2006, p. 95; EBERL, 2007, p.11).

Esta técnica para redução de dose é mais eficiente quanto menor é a frequência cardíaca do paciente, já que nesses casos uma baixa corrente (mA) é aplicada durante um período maior do intervalo R-R (EBERL, 2007, p.11). Com esta técnica é possível reduzir a dose em até 50%. Porém há limitações quando o

paciente possui frequência cardíaca instável. (JAKOBS; BECKER; OHNESORGE *et al.* apud MCCOLLOUGH *et al.*, 2007, p. 780).

Para imagens tomográficas com máxima qualidade em angiografia das artérias coronárias, a janela de reconstrução (representada pelas barras pretas) deve estar dentro do intervalo onde a corrente do tubo é máxima (barra cinza), visto na figura 28. Fonte: MCCOLLOUGH *et al.*, 2007, p. 781.

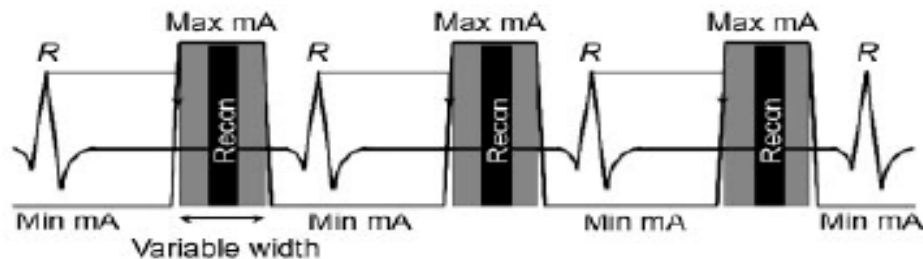


Figura 28. Representação esquemática da modulação da corrente do tubo controlada por ECG para um sistema de tomografia *dual source*. O comprimento da janela temporal, onde a corrente do tubo é máxima, pode ser selecionado pelo usuário.

3.2. Métodos de Reconstrução em exames cardíacos

Dados cardíacos adquiridos com prospective ECG triggering ou retrospective ECG gating são usados na reconstrução de imagens. Alta resolução temporal de imagens é obtida pela reconstrução dos dados com a reconstrução da varredura parcial ou com múltiplos seguimentos de reconstrução.

3.2.1. Reconstrução parcial

Entre os métodos de reconstrução da imagem no TC cardíaco, a reconstrução parcial da varredura é considerada a mais prática. Este método pode ser utilizado para as aquisições em modo prospective triggering e retrospective gating.

A quantidade mínima de dados necessários para reconstruir uma imagem TC é de pelo menos 180° mais o *fan angle* dos dados em qualquer plano axial. Isso determina o tempo de varredura para adquirir dados de projeção necessários para a reconstrução parcial da imagem e também limita a resolução temporal que pode ser alcançada a partir de uma aquisição. Os detectores de TC no plano axial de aquisição se estendem em um arco que cobre pelo menos de 30 a 60° do *fan angle*. Assim, durante a reconstrução parcial de varredura, os dados de varredura

necessários para a reconstrução são obtidos ao se rotacionar o tubo de raios X por volta de 180° mais o *fan angle* do sistema de detectores TC.

Se o tempo de rotação do gantry é de 500 ms, o tempo necessário para a obtenção dos dados da varredura é ligeiramente maior do que a metade do tempo de rotação do gantry. Isso significa que, para uma rotação gantry de 500 ms, o tempo de varredura para adquirir dados para a reconstrução parcial de varredura fica entre 260 a 280 ms. Esse valor representa o limite da resolução temporal que pode ser alcançado através da reconstrução parcial de varredura. Para alcançar melhorias na resolução temporal, os fabricantes de TC estão produzindo escâneres com o tempo de rotação do gantry cada vez mais rápidos. Nesse sentido, atualmente, o tempo de rotação do gantry mais rápido disponível comercialmente é de 330 ms. Em tais escâneres, a resolução temporal de reconstrução de varredura parcial pode ser tão alta quanto 170 a 180 ms.

3.2.2. Reconstrução de múltiplos seguimentos

A primeira limitação para se alcançar a alta resolução temporal é o tempo de rotação do gantry. Para alcançar ainda maior resolução temporal, foi desenvolvida a reconstrução de múltiplos seguimentos (*FlohrTG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ, 2005*). O princípio por trás da reconstrução de múltiplo seguimento é aquele que cujos dados projeção de varredura necessários para desenvolver uma reconstrução parcial de varredura, e que são selecionados a partir de vários ciclos cardíacos sequenciais ao invés de um único ciclo cardíaco. Isto é possível apenas com uma técnica do retrospective gating e um ritmo cardíaco regular. Os dados da projeção TC são adquiridos continuamente por muitos ciclos cardíacos sequenciais.

O método de reconstrução do múltiplo seguimento seleciona pequenas porções da projeção de dados a partir de vários ciclos cardíacos, por isso, quando todas as projeções são combinadas, elas constituem dados suficientes para desenvolver reconstruções parciais de varredura. Por exemplo, se alguém escolhe selecionar metade do conjunto de dados necessários para a reconstrução parcial de varredura a partir de um ciclo cardíaco e o restante a partir de outro ciclo cardíaco, isto resulta em resolução temporal que representa um quarto do tempo de rotação do gantry. Isso é feito ao se usar a projeção de dados a partir de dois seguimentos

separados do ciclo ritmo cardíaco para a reconstrução de imagem. Melhorias no tempo de resolução podem ser alcançadas ao se selecionar inteligentemente a projeção de dados a partir de 3 ou 4 diferentes ciclos cardíacos, resultando em resolução temporal tão baixa quanto 8 ms.

Em geral, com a reconstrução de múltiplo seguimento, a resolução temporal pode variar de um máximo $\frac{T_R}{2}$ a um mínimo $\frac{T_R}{2M}$, onde T_R é o tempo de rotação do gantry (segundos) e M é o número de seguimentos em batidas cardíacas adjacentes, na qual os dados de projeção são usados para a reconstrução da imagem. Usualmente, M varia de 1 a 4.

$$TR_{\max} = \frac{T_R}{2M} \quad \text{Equação 1}$$

Se $T_R = 400$ ms e $M = 1$, então TR_{\max} é como se segue:

$$TR_{\max} \geq \frac{T_R}{2} \geq 200 \text{ ms} \quad \text{Equação 2}$$

Se $T_R = 400$ ms e $M = 2$, então TR_{\max} é como se segue:

$$TR_{\max} \geq \frac{T_R}{4} \geq 100 \text{ ms} \quad \text{Equação 3}$$

Se $T_R = 400$ ms e $M = 3$, então TR_{\max} é como se segue:

$$TR_{\max} \geq \frac{T_R}{6} \geq 67 \text{ ms} \quad \text{Equação 4}$$

A vantagem da reconstrução de múltiplos seguimentos é a possibilidade de alcançar alta resolução temporal. A desvantagem é que por causa do conjunto de projeções de dados que são obtidos a partir de diferentes ciclos de batimento cardíaco, a não aquisição devido à rápida movimentação pode resultar na degradação da resolução parcial da imagem. Este método também permite seleção de diferentes pacotes de dados para a reconstrução de imagem para pacientes com frequência cardíaca irregular.

A resolução temporal do TC cardíaco depende do tempo de rotação do gantry. Um tempo de rotação do gantry de 330 a 500 ms é possível com um escâner MDCT de 16 a 64 canais. Com um tempo de rotação do gantry tão rápido pode-se alcançar uma resolução temporal de 80 a 250 ms. Através da reconstrução do

seguimento múltiplo e parcial respectivamente. A resolução temporal melhora com a reconstrução do multisseguimento; entretanto, a resolução parcial pode degradar-se devido a artefatos de movimento mal interpretados, já que os conjuntos de projeção de dados são selecionados a partir de diferentes batimentos cardíacos.

A figura 29 exhibe a diferença entre os métodos de reconstrução parcial e a reconstrução multisseguimentada. A figura 29.a exhibe o método de reconstrução parcial, no qual um conjunto de dados dentro do intervalo R-R do ciclo cardíaco são selecionados para a reconstrução. Na reconstrução multisseguimentada, figura 29.b, um conjunto de dados de mesma fase de múltiplos ciclos cardíacos são selecionados para a reconstrução da imagem. Com esses métodos de reconstrução pode ser obtida alta resolução temporal.

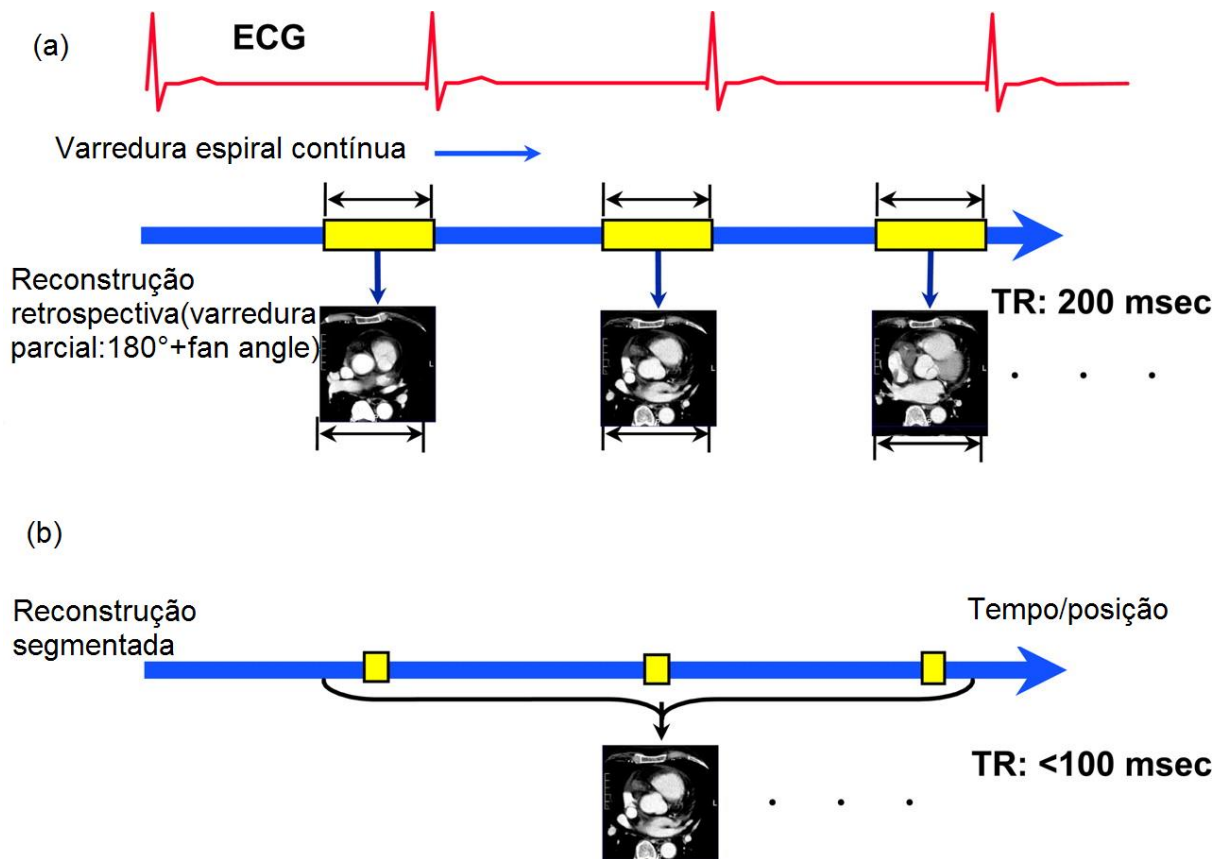


Figura 29. Diferença entre a (a) reconstrução parcial e a (b) reconstrução multisseguimento.

3.3. ANGIOTOMOGRAFIA CORONARIANA EM DSCT

Um DSCT fornece resolução temporal de aproximadamente um quarto do tempo de rotação do *gantry*, independente da frequência cardíaca do paciente, e sem a necessidade de múltiplos segmentos de reconstrução.

Em um DSCT, um conjunto completo de informações das projeções de feixes paralelos de 180° pode ser obtido a partir de dois conjuntos de informações que são simultaneamente adquiridos pelos dois sistemas independentes (segmentos de um quarto de varredura), os quais são ajustados a 90° . Como ambos os seguimentos de um quarto de varredura são adquiridos simultaneamente dentro de um quarto de uma rotação, o tempo total de aquisição e a resolução temporal resulta em um conjunto de informação de meia varredura em um quarto de tempo de rotação (figura 30)

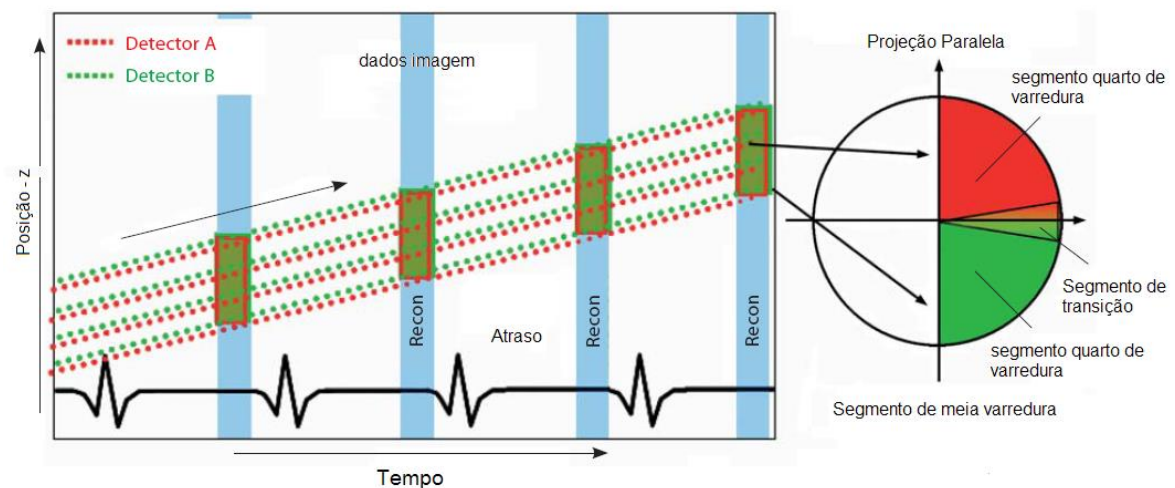


Figura 30. Princípio ECG de reconstrução de imagem em espiral para um sistema DSCT.

A posição do corte do detector de ambos os sistemas de medidas relativas ao paciente são indicadas como uma função do tempo.

Os dois seguimentos de meia varredura são conectados com uma função de transição suave (smooth) para evitar artefatos em estrias (streakings) e outros artefatos de descontinuidade nas respectivas projeções de início e de final. A figura 30 exibe a dependência da frequência cardíaca.

Na figura 31(a) o modo de aquisição é o *gating ECG retrospective*, e em pacientes com batimentos cardíacos moderados, a visualização nas artérias

coronárias é praticamente livre de artefato. Neste paciente, a artéria coronária esquerda (ponta da seta) que apresenta placas calcificadas, bem como um ramo diagonal (seta), estão bem representados com frequência cardíaca de 65 batimentos/min. Na figura 30 (b), mostra uma angiografia efetuada no modo de aquisição *ECG gated* em pacientes com frequências cardíacas altas, a fase diastólica do ciclo cardíaco torna-se curta para reconstrução de dados, resultando numa qualidade de imagem comprometida. Este paciente apresentou taquicardia (frequência cardíaca de 92 batimentos/min), levando a graves artefatos na imagem da artéria coronária direita (setas), tornando impossível o diagnóstico.

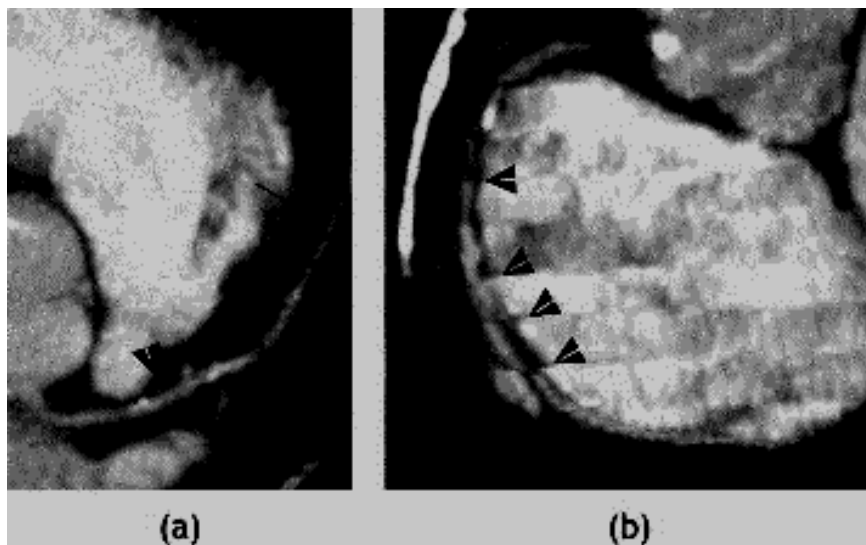


Figura 31. Dependência da frequência cardíaca do ECG gated retrospectivo coronária MDCT angiografia. (a) Com gating ECG retrospectivo, em pacientes com batimentos cardíacos moderados; (b) ECG gated coronária MDCT angiografia em pacientes com maiores frequências.

O uso de uma função de transição com ângulo de 30° não afeta a resolução temporal. Desde que o segundo detector não cubra o campo total de visão do escâner, suas projeções são truncadas em projeções que se estendem além de 26 cm do campo de visão, e tende a ser extrapolada com o uso da informação adquirida com o primeiro detector com o mesmo ângulo de projeção (exemplo, um quarto de rotação anterior). Com essa abordagem, a resolução temporal constante equivale a um quarto de tempo $t_{\frac{rot}{4}}$ de rotação gantry, e é alcançada em uma região central do campo de visão do escâner, o qual é coberto pelos dois sistemas de

aquisição. Para $t_{\frac{rot}{4}} = 0,33$ s, a resolução temporal é, portanto de 83 ms,

independente da frequência cardíaca do paciente e com a informação usada a partir de apenas um ciclo cardíaco (figura 31). Assim, o modo básico de operação de um sistema DSCT corresponde a um segmento único de reconstrução, esta é a maior diferença de sistemas CT multislice a qual pode teoricamente fornecer resolução temporal similar, usando perspectivas de reconstrução de multissegmento. (Apud Kachelriess, 2000 Flohr, 2001). Com reconstrução de multissegmento, no entanto a resolução temporal depende fortemente da frequência cardíaca e de uma estável e previsível frequência cardíaca e uma completa periodicidade de movimento do coração.

Enquanto o TC multislice com resolução temporal de 83ms somente alcança determinadas frequências cardíacas (FC), como por exemplo, 66, 81 e 104 bpm, o DSCT com a mesma resolução temporal atinge todas as taxas cardíacas. Usando a reconstrução do seguimento dois com o DSCT, a resolução temporal varia como uma função da ciclo cardíaco do paciente, e a máxima resolução temporal de 42 ms e a resolução temporal média em torno de 60 ms pode ser estabelecida para avançadas avaliações funcionais.

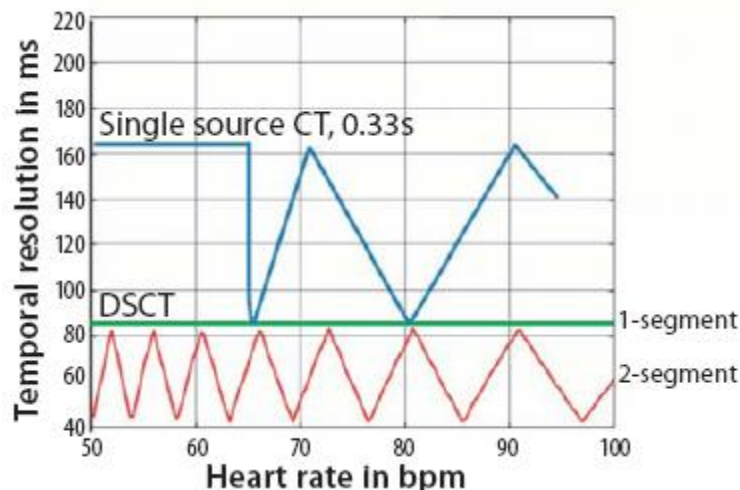


Figura 32. Resolução temporal como uma função da frequência cardíaca do paciente para um TC multislice com o tempo de rotação gantry de 330 ms, e para o DSCT com 330 ms.

Assim a resolução temporal ideal pode ser alcançada de acordo com a frequência cardíaca, quando o ritmo do coração do paciente e a rotação gantry do escâner estão adequadamente sincronizados (figura 31)

Por outro lado, abordagens de multissegmentos podem também ser aplicadas aos DSCT para melhorar a resolução temporal ainda mais. Numa reconstrução de dois seguimentos, o seguimento de quarto de varredura adquiridos por cada um dos dois detectores são independentemente, divididos em subsegmentos menores adquiridos em ciclos cardíacos do paciente – semelhante à construção de dois seguimentos na tomografia computadorizada multislice convencional figura 8.16. Usando uma abordagem multissegmentada, a resolução temporal novamente varia em função da frequência cardíaca do paciente, e uma melhor resolução temporal de 42 ms pode ser estabelecida com certas frequências cardíacas baseadas no tempo de rotação de 330ms. A resolução temporal varia fortemente mesmo por uma pequena mudança na frequência cardíaca, parece apropriado definir uma resolução temporal média de 60 ms. Enquanto o uso da reconstrução multissegmentada não é recomendado para exames das artérias coronárias, ela pode ser benéfica para uma avaliação avançada da função cardíaca, como a detecção de anormalidades do movimento da parede ou determinação da fração do pico de ejeção. Para exames das artérias coronárias e para avaliação global dos parâmetros funcionais cardíacos, o modo de seguimento único deve fornecer suficiente resolução temporal com frequências cardíacas clinicamente relevantes.

A taxa cardíaca do paciente determina à máxima espiral do pitch que pode ser usada para reconstrução do multissegmento da cobertura de menor lacuna (gap) do coração e que o número de seguimentos S usados para a reconstrução de multissegmentos exige uma maior redução da espiral do pitch.

$$pitch \leq \frac{1}{N} \left(\frac{N-1}{S} + 1 \right) \frac{T_{rot}}{T_{RR}}$$

Equação 5

Onde N representa o número de detectores adquirido simultaneamente, t_{rot} , é o tempo de rotação do gantry, T_{RR} , é o tempo do ciclo cardíaco do paciente. O sistema DSCT independe da frequência cardíaca do paciente (isso significa, $S=1$ para todas as taxas cardíacas na equação 5), o pitch e assim a mesa podem ser eficientemente adaptados à taxa cardíaca do paciente e significativamente aumentar

nas taxas cardíacas elevadas (Apud Flohr, 2006). Assumindo um intervalo de confiança de 10 batidas por minuto (bpm) que é a taxa cardíaca do paciente permitida para baixar durante o exame, tal pitch e os ajustes do avanço da mesa devem ser usados para avaliar o sistema DSCT com $N = 32$ e $Trot = 0,33$ s mesa como visto da tabela 1

Tabela 1 Dependência da frequência cardíaca, pitch e ajuste da mesa para avaliação DSCT. A frequência cardíaca entre parênteses representa a taxa mínima após a subtração do intervalo de confiança de 10 bpm.

Frequência cardíaca (bpm)	Pitch	Avanço da mesa (mm/s)
55 (45)	0,20	11,6
70 (60)	0,27	15,4
80 (70)	0,36	21,0
90 (80)	0,46	26,8

Fonte: (Ohnesorge, Flohr, Becker, Knez, & Reiser, 2007)

3.4. Resolução espacial

A imagem tomográfica é adquirida em um campo de visão, representada por uma matriz que determinará o tamanho do pixel, combinado a uma determinada espessura de corte, formará o voxel. O tamanho deste voxel irá caracterizar a resolução espacial da imagem.

A frequência cardíaca do paciente pode ser monitorada antes do exame, então a menor frequência cardíaca pode ser determinada. A avaliação da variação dos sinais do eletrocardiograma (ECG) tem demonstrado que um intervalo adicional de confiança de 10 bpm deve ser descontado antes do ajustamento automático do pitch e do avanço da mesa. O intervalo de confiança de 10 bpm já está incluído nos valores mostrados na tabela1.

Com os valores de pitch dados, torna-se óbvio que o DSCT pode fornecer uma cobertura de volume mais rápido para a cobertura do detector comparável do que o último escâner TC multislice 64 canais. Os quais usualmente empregam valores de pitch entre 0,20 e 0,26. Os momentos típicos da apneia para o gatilho do

ECG do escâner espiral do coração com o DSCT estão entre 10 s para as taxas baixas e 5 s para as taxas cardíacas altas, assumindo uma amplitude de varredura para cobrir o coração.

O aumento do pitch em frequência cardíacas altas não apenas reduz o tempo do exame, mas também a dose de radiação no paciente (apud MCCOLLOUGH, 2006). Com o Single Source CT (SSCT), o pitch não pode ser aumentado nas taxas cardíacas mais altas, porque a reconstrução multissegmentada deve ser usada para melhorar a resolução temporal. Isto não é necessário para o DSCT. Uma técnica adicional importante para reduzir a dose do paciente é uma modulação da dose controlada de ECG inteligente que reaja com as batidas ectópicas e variações na frequência cardíaca. Devido a maior resolução temporal do DSCT, a duração da exposição de dose total durante o ciclo cardíaco pode ser reduzida se comparada com o MSCT; subseqüentemente, a exposição à radiação durante o exame inteiro é também reduzida, sendo adquirida entre 40% e 70% da fase diastólica (apud MCCOLLOUGH, 2006) (figura 33)

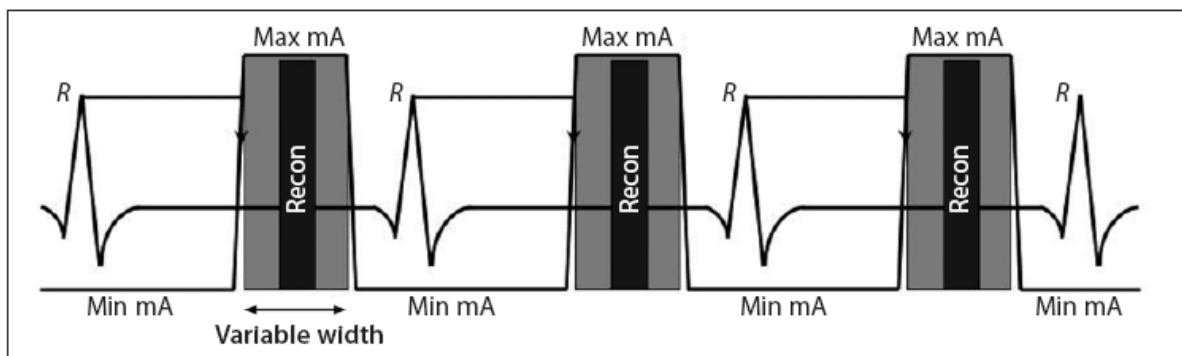


Figura 33. Modulação ECG da corrente do tubo para um sistema Dual Source CT.

A largura da janela temporal tendo o máximo da corrente do tubo pode ser selecionada pelo usuário, enquanto a largura temporal da construção da imagem é de 83ms. Para imagens com total qualidade para angiografia TC da artéria coronária, a janela de reconstrução deveria estar entre o máximo da janela mA. Devido a maior resolução temporal independente da taxa cardíaca, esse máximo da janela mA pode ser mais curta do que no Multislice TC, assim reduzindo a dose de radiação do paciente durante o exame.

4. APLICAÇÕES CLÍNICAS DO CT DUAL SOURCE

4.1. Codificação de cores de contraste / Imagens Virtual Não Contrastada

A habilidade de mapear o conteúdo do iodo em órgãos de tecido mole pode ser utilizado para estudar o realce do contraste das lesões focais, por exemplo, no fígado e no rim. A tomografia computadorizada é obtida na fase venosa normal. A definição relacionado ao iodo é uma cor codificados na imagem e superposta com a imagem TC normal. Além disso, uma imagem virtual sem contraste pode ser derivada a partir da imagem contrastada, visto na figura 34. Isto parece muito similar a uma imagem real não contrastada exceto que o ruído da imagem é maior e a resolução espacial é reduzida. Estas imagens são na sua maioria suficiente para determinar o realce das lesões. Entretanto a má interpretação não pode ocorrer pelo fato de que o realce é determinado em apenas um conjunto de dados, o que ocorre por exemplo devido à diferentes posições respiratórias. Um estudo clínico inicial mostrou que os valores de densidade medidos de imagens virtuais, estão de acordo com as imagens contrastadas reais, embora o ruído seja um pouco superior (Johnson, Clinical Applications of Dual Energy CT, 2010).

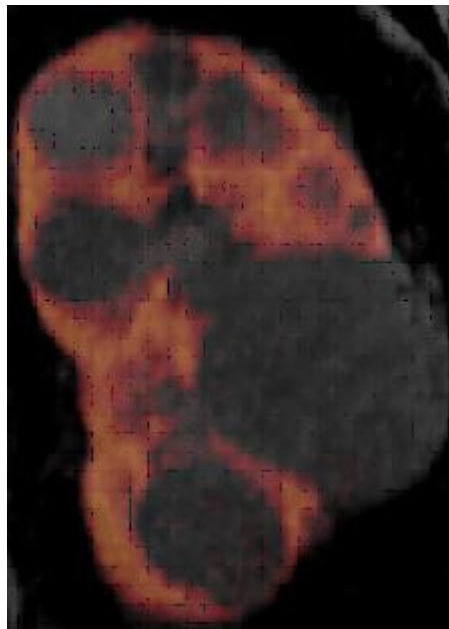


Figura 34. Realce do contraste. Fonte: <http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications1.jpg>

4.2. Perfusão Pulmonar e ventilação Imagem

Se três decomposições de material forem aplicadas para o iodo, tecidos moles, e ar, a perfusão parênquima do pulmão pode ser mapeada pelo conteúdo do iodo. Logo depois da chegada da massa do contraste, a técnica da dupla energia permite a aquisição de um angiograma pulmonar além de dar acesso a perfusão do parênquima do pulmão no mesmo conjunto de dados. Estudos iniciais confirmaram que a embolia oclusiva causa defeitos de perfusão segmental, e padrões de perfusão irregular são observados na embolia pulmonar recorrente. Também, há concordância entre a perfusão cintilográfica com a albumina marcada com tecnécio macroagregado e mapas de perfusão de dupla energia. Se o gás xenônio for administrado a ventilação do parênquima do pulmão pode ser visualizado. Uma pequena inalação com uma concentração limitada evita efeitos narcóticos, mas a monitoração é necessária. Combinando a imagiologia através da ventilação e perfusão com a informação a respeito da morfologia e da estrutura do parênquima do pulmão deve tornar possível o uso do TC dupla energia para desenvolver um trabalho amplo das complexas doenças pulmonares (figura 35). (Johnson, Clinical Applications of Dual Energy CT, 2010)



Figura 35. Perfusão pulmonar. Fonte: <http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications2.jpg>

4.3. Angiografia em dupla energia

Na angiografia, uma imagem pode ser adquirida rapidamente e facilmente com projeções de máxima intensidade (MIPs) semelhante a angiografia de ressonância magnética (MRA).

Com a TC de dupla energia é possível identificar ossos pelo seu comportamento espectral e apagá-los a partir de um angiograma. Então, o iodo nas veias permanece como o único material denso no conjunto de dados e a MIP pode ser calculada a partir de um TC angiograma que muito se assemelha a um MRA. Adicionalmente, é possível detectar aqueles voxels que contém tanto cálcio como o iodo e adicioná-los de volta ao conjunto de dados. Placas calcificadas de vasos ou de veias arteriocleróticas, como visto na figura 35, nesse sentido, podem ser suprimidas ou não no conjunto de dados para visualizar tanto o lúmen residual como a distribuição das placas. Isto funciona muito confiavelmente tanto no angiogramas supraaorticos como nos de fluxo, fornecendo um excelente panorama da vascularização e tornado rápido e fácil separar estenoses relevantes em uma única imagem. (Johnson, Clinical Applications of Dual Energy CT, 2010)

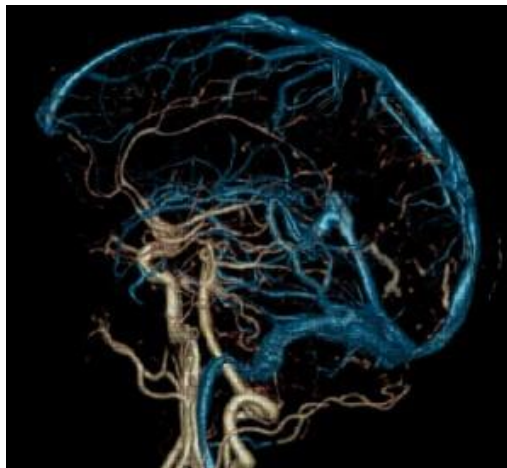


Figura 36: Angiografia

4.4. Diferenciação dos Cálculos Renais

Uma aplicação que não requer material de contraste é a diferenciação dos cálculos renais. Os três mais comuns tipos de clinicamente relevantes de cálculos renais são: cálculos calcificados (74%), ácido úrico (15%) e pedra de estruvita (11%).

As pedras de cálcio e estruvita² podem ser removidas mecanicamente ou trituradas por uma litotripsia de onda de choque extracorpórea (ESWL), enquanto o cálculo de ácido úrico pode ser dissolvido com alopurinol e alcalização da urina. Enquanto o cálcio e a estruvita (por exemplo, fosfato de amônia de magnésio) contém íons com propriedades espectrais, o comportamento espectral do ácido úrico é razoavelmente fraco. Um estudo *in vitro* e *in vivo* demonstrou a confiabilidade da diferenciação dos cálculos usando esta abordagem. Assim, é possível diferenciar com certeza cálculos de ácido úrico dos outros tipos de cálculo renal e planejar o tratamento de acordo sem extrair o cálculo. É até mesmo possível detectar o ácido úrico na gota tofos. (Johnson, Clinical Applications of Dual Energy CT, 2010)

4.5. Diferenciação de tendões e ligamentos.

Os tendões e ligamentos, figura 37, tem mostrado que têm propriedades espectrais fracas, presumivelmente devido ao colágeno densamente revestido. É possível identificar tendões grossos e ligamentos no conjunto de dados do TC de dupla energia para mostrá-los separado, por exemplo, para visualizar os tendões do pulso e identificar rupturas. Entretanto, a razão sinal-ruído não é suficiente para descrever ligamentos finos; Assim, o valor clínico dessa aplicação é limitado. (Johnson, Clinical Applications of Dual Energy CT, 2010)

² MgNH₄PO₃, fosfato natural hidratado de amônio e magnésio, que ocorre em forma de cristais brancos.



Figura 37. Diferenciação de ligamento e tendões: Fonte: <http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/clinical-applications4.jpg>

5. DOSES EM DSCT

5.1. Grandezas radiométrica em TC

5.1.1. Índice de Dose em Tomografia Computadorizada – CTDI

O parâmetro de dose de radiação utilizado em tomografia computadorizada (TC) é o índice de dose em tomografia (CTDI) que tem como definição o valor da dose média por unidade de espessura do corte para um único corte. (Lima, 2009).

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Equação 6}$$

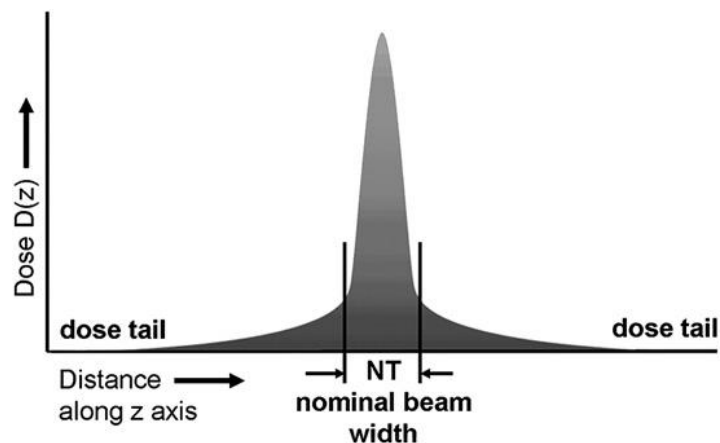


Figura 38. Área sobre a curva normalizada pela largura do feixe.

$CTDI_{100}$ que representa um modo específico de medição de radiação de exposição, $CTDI_w$ ponderado, faz uma média entre as doses num mesmo plano (plano perpendicular ao eixo central do paciente) o $CTDI_{vol}$ considera também o eixo Z. (Maia, 2005).

$$CTDI_{100w} = \frac{1}{3}CTDI_{100c} + \frac{2}{3}CTDI_{100p} \quad \text{Equação 7}$$

$CTDI_{vol}$ dentro de um dado volume representa a radiação média, é muito utilizado na dosimetria de CT. O $CTDI_{vol}$ tem a sua derivação do $CTDI_w$ cuja medição é simples e permite a comparação entre imagens de protocolos diferentes, fornece dados sobre a separação espacial ou sobreposição entre varreduras sucessivas dependendo do pitch. (Gerber, *et al*, 2009)

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{p} CTDI_w$$

Equação 8

O $CTDI_{vol}$, é indicado no console do operador. Essa quantidade dosimétrica não mostra a deposição total de energia no volume do exame, porque ele não depende da duração do exame. $CTDI_{vol}$ apresenta na tela do operador a dose absorvida estimada para objetos iguais ao do fantoma em que se fez a calibração do equipamento. A dose média não é avaliada para objetos com dimensões, formas ou atenuações diferentes deste fantoma. Algumas vezes os valores não mostram a dose real que o paciente recebe. (Medeiros, 2009)

5.1.2 Produto Dose Comprimento - DLP

O Produto Dose Comprimento (DLP) representa a radiação integrada durante um exame específico de CT, e é definida como o $CTDI_{vol}$ multiplicado pelo comprimento da varredura. Geralmente, o comprimento para verificação de um TCA coronariano é de 12 cm. O valor do DLP pode variar conforme a anatomia do paciente, o $CTDI_{vol}$ tem mais utilidade do que o DLP para gerar e comparar protocolos de TC. (Gerber, *et al*, 2009)

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Comprimento de varredura do exame (mGy.cm)} \quad \text{Equação 9}$$

5.1.3 Dose Efetiva

A dose efetiva (em milisievert) é uma aproximação, genérica calculada em função do detrimento biológico (isto é, o risco estocástico) de uma irradiação homogênea do corpo, tais como a que ocorre durante a imagiologia médica em certas regiões específicas do corpo. Representa a dose média absorvida que o organismo teria como resultado da radiação total. A dose efetiva E, é a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv).

A tabela 2 fornece um exemplo de como a dose efetiva de uma angiografia coronariana obtida por CT de fonte única de 64 canais ($CTDI_{vol}$ igual a 59,9 mGy) pode variar de acordo com várias recomendações da ICRP.

Tabela 2 Dose efetiva estimada baseada nas recomendações da ICRP.

Publicação ICRP	26	60	70
Ano	1977	1990	2007
Fator de peso peito	0,15	0,05	0,12
E (mSv)	25	17	22
Diferença percentual	151%	100%	134%

Fonte: (Gerber, *et al*, 2009)

5.1.4 Otimização da dose

Quanto maior for a quantidade de fótons recebidos pelo conjunto de detectores melhor será a imagem. O mAs, o kVp, a espessura do corte e o grau de atenuação dos fótons são os fatores que determinam o número de fótons recebidos pelos detectores. A espessura do corpo aumenta a atenuação dos fótons, e algumas adaptações podem ser necessárias para evitar o ruído da imagem. Exemplificando, para cada 4 cm ou 5cm a mais de tecido a ser atravessado por fótons, a intensidade da radiação deve ser dobrada para que o nível de ruído permaneça constante. (Gerber, *et al*, 2009)

A dose que o paciente recebe depende da quantidade de fótons e energia, os pacientes de maior massa corporal, tendem a receber uma dose maior de radiação, para se obter uma imagem de qualidade. Dessa forma, comparações entre diferentes protocolos de tomógrafos computadorizados, apenas são significativas em níveis comparáveis de ruído de imagem, porque a maior parte da dose adicional é absorvida pelo tecido gorduroso, o mAs não faz as doses nos órgãos aumentar linearmente. Em TC cardíaca, muitas vezes num paciente de grande peso há um aumento abdominal, e nem sempre isso influencia na espessura da região torácica. (Gerber, *et al*, 2009)

Existem várias maneiras de avaliar o feixe de radiação, para a determinação dos níveis de referência de diagnóstico. São considerados parâmetros de radiação a partir dos quais são realizadas medições com procedimentos padronizados. Através desses níveis de referência é possível se fazer pesquisas periódicas avaliando o desempenho para reduzir a dose nos pacientes. (Gerber, *et al*, 2009)

5.2. Comparação das doses em sistemas Single source e Dual Source

O modo de aquisição, e a aplicação de valores mais baixos de quilovoltagem passaram a ser considerados nos programas de otimização dos protocolos, especialmente envolvendo contraste. E nos últimos anos diversos trabalhos científicos têm apresentado estimativas de dose efetiva de pacientes submetidos à tomografia cardíaca. Com o desenvolvimento tecnológico pôde-se observar que doses efetivas têm decrescido sem comprometer o diagnóstico.

Os valores médios das doses efetivas variam de acordo com o exame pretendido, e nos Estados Unidos a dose efetiva média 3,6 mSv em um intervalo variando de 1 a 10 mSv. A tabela 3 exhibe os típicos valores da dose efetiva em função do exame.

Tabela 3. Valores típicos de dose efetiva para exames TC cardíaco e não cardíaco.

Exame	Dose Efetiva (mSv) ³
TC Cabeça	1-2
TC Tórax	5-7
TC Abdominal	5-7
TC Pélvico	3-4
TC Abdominal e Pélvico	8-11
TC Artéria Coronária Cálcio	1-3
TC Angiografia coronariana	5-12

A tabela 4 compara o produto corrente-tempo (mas) por rotação e o mAs por imagem, em exames cardíacos e não cardíacos empregando o tomógrafo

³ A dose efetiva E, é a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos de acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica. Para comparação, a dose média anual nos Estados Unidos é 3,6 mSv, variando de 1 a 10 mSv.

computadorizado multidetectores (MDCT) e o tomógrafo computadorizado dual source.

Tabela 4. Quadro comparativo do mAs empregado na aquisição de imagem entre o MDCT e o DSCT.

Parameter	Noncardiac CT*	Cardiac CT	
		Single Source	Dual Source
Scan mode	Spiral	Spiral	Spiral
Tube current (mA)	100	100	100
Rotation time (sec)	0.33	0.33	0.33
Projection angle for dose (degrees)			
Tube A	360	360	360
Tube B	360
Tube current-time product per rotation, proportional to dose	33	33	66
Projection angle for reconstruction (degrees)			
Tube A	Dependent on section width and pitch	$180 + 30 = 210$	$180 + 30 = 210$, outer FOV; $90 + 30 = 120$, inner FOV
Tube B	$90 + 30 = 120$, inner FOV
Tube current-time product per image, proportional to 1 divided by noise squared	Dependent on section width and pitch	$(210/360) \cdot 33 = 19.25$	$(210/360) \cdot 33 = 19.25$, outer FOV; $(120/360) \cdot 66 = 22$, inner FOV
Temporal resolution (msec)	330	165	165, outer FOV; 83, inner FOV

Note.—With inner FOV (inner 26 cm), data from tubes A plus B were used. With outer FOV (from 26 to 50 cm), data from tube A only were used.

* The tube current-time product per rotation and per image are the same for single-source (multi-detector row) and dual-source scans.

A dose de radiação entregue é altamente dependente do protocolo usado em TC cardíaco (Mahesh; Cody, 2007 apud Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL, 2007). Dentre os protocolos mais conhecidos, tais como o escore cálcio, a dose efetiva é relaivamente pequena variando de 1 a 3 mSv. Entretanto, para o retrospective gating, usado para avaliação de estenosis dos vasos coronarianos e tomografia computadorizada angiográfica, a dose efetiva variava de 8 a 22 mSv e foram relatadas doses superiores. Por comparação, o estudo da dose de um diagnóstico sem complicação para uma angiografia coronariana realizado sendo guiado pela fluoroscopia varia de 3 a 6 mSv (Mahesh; Cody, 2007 apud Mahesh, M 2006, Hunold P, Vogt FM, 2003) e para os protocolos tipicos do corpo TC variam de 2 a 10 mSv. Visto na tabela 5 (Mahesh & Cody, 2007 apud MorinRL, Gerber TC, McCollough CH, 2003).

Tabela 5. Doses efetivas para imagiologia cardíaca e rotinas TC

Procedimento	Modalidade	Dose Efetiva (mSv)
Cardíaco		
Escore cálcio	Feixe de elétron TC	1,0 -1,3
	MDCT	1,5 - 6,2 ¹
Angiotomografia	Feixe de elétron TC	1,5 – 2,0
	MDCT	6,0 - 25
SPECT cardíaco com ^{99m} Tc ou ²⁰¹ Tl	Medicina nuclear	6,0 – 15
Angiografia coronariana (diagnóstico)	Fluoroscopia	2,1 – 6,0
Tórax	Radiografia	0,1 – 0,2
Rotina TC		
TC cabeça	MDCT	1,0 -2,0
Tórax		5,0 - 7,0
Abdômen e pélvis		8-11

Fonte:Mahesh; Cody, 2007

Observando o quadro as doses de radiação são maiores com o MDCT se comparado com as doses aplicadas com o feixe de elétrons TC e angiografia coronariana de diagnóstico fluoroscopicamente guiado e com procedimento similare. (Mahesh; Cody, 2007)

Também se observam as doses efetivas em exames cardíacos por tomografia computadorizada de múltiplos detectores que estavam em torno de 25 mSv (Mahesh; Cody, 2007). Em 2010, Tobias Pfledere, *et al* avaliou a dose efetiva em 176 pacientes submetidos a angiografia, utilizando um sistema DSCT. Os pacientes foram divididos em três grupos de estudo: empregando o modo o prospective ECG triggering - PET (Grupo 1), retrospective ECG gated - REG (Grupo 2) e um

sequencial espiral para a aquisição dos dados (Grupo 3). Na aquisição dos dados dos grupos 1 e 2 foram utilizados 100 kV e 330 mAs e para o grupo 3 foram utilizados 120 kV e 400 mAs. Nos grupos 1 e 2, apesar de manter a mesma técnica, no entanto, o modo de aquisição fora diferente, as doses efetivas para os grupos 1 e 2 são respectivamente 1,5 mSv (modo de aquisição PET), 3,4 mSv (modo de aquisição REG) foram comparado ao grupo de referência, no caso o grupo 3. Neste caso a dose efetiva foi de 9,8 mSv superior aos modos de aquisição PET e REG. (Pflederer, *et al.*, 2010).

No mesmo ano, Stephan Achenbache *et al*, usando o sistema dual source TC para a realização de tomografia computadorizada coronariana (CTA) de 50 pacientes com modo de aquisição prospective ECG triggered e um protocolo de 100 kV e 320 mAs a dose efetiva média foi de 0,87 mSv (Stephan Achenbach, 2010)

O trabalho proposto por Bin Lu em 2010 estimou a dose de radiação do tomógrafo computadorizado dual source (DSCT) em angiografia coronária usando o prospective ECG triggering e as varreduras espirais retrospective ECG gated para a aquisição dos dados. Cinquenta e quatro pacientes foram escaneados usando os protocolos do retrospective ECG gated (grupo1) e 62 pacientes usando os protocolos do prospective ECG triggered (grupo2). A angiografia coronária convencional foi usada como referência padrão. As Doses efetivas foram de 8,82 mSv no grupo 1 e 2,95 mSv no grupo 2. (Bin Lu, 2011)

Ainda em 2010, o trabalho científico realizado por Gudrun *et al*, relacionaram a dose efetiva a tensão aplicada ao tubo de raios X. Neste estudo, 103 pacientes foram submetidos ao CTA no modo retrospective ECG gated em tomógrafo de 64 canais. Os exames realizados com 100 kV, a dose efetiva foi de 7,1 mSv e com 120 kV foi de 13,4 mSv. Utilizando a modulação de corrente com o ECG a dose efetiva foi reduzida para 5,3 mSv. (Gudrun M. Feuchtner*, 2010).

Blankstein, *et al*, em 2001, utilizando dual source (DSCT) em uma amostra de 294 pacientes verificaram a relação da dose efetiva e a qualidade da imagem para 100 e 120 kV. A tensão era ajustada em função da massa corporal, idade e sexo. A dose efetiva calculada para 100 e 120 kV foram 8,5 e 15,4 mSv respectivamente. De acordo com os pesquisadores devem-se adotar valores mais

baixos de tensão com maior frequência, visto que a dose efetiva média é menor. (Blankstein, *et al.*, 2011)

Uma comparação das doses efetivas do MSCT de 64 canais com o DSCT (Gadri, *et al.*), verificou-se que em uma amostra de 100 pacientes a dose efetiva média foi respectivamente de 1,7 mSv e 1,0 mSv. Tanto para o DSCT e quanto para o MSCT de 64 canais, as imagens foram adquiridas em duas tensões do tubo de raios X em 100 kV e 120 kV, o produto corrente-tempo para DSCT foi de 320 mAs e o MSCT variou entre 400-650 mAs. O modo de aquisição espiral de alto pitch de 3,4 permitiu ao sistema DSCT a realização de angiografia coronariana com menor dose de radiação mantendo a mesma qualidade de imagem quando comparando ao MSCT de 64 canais. (Ghadri, *et al.*, 2012)

Ghoshhajra, *et al.* avaliou a variação das doses efetivas provenientes da exposição à radiação em exames de angiotomografia da artéria coronária (CCTA), em um período de 6 anos. Devido aos avanços tecnológicos nos sistemas tomográficos, as doses de radiação em CCTA diminuíram significativamente a exposição. Neste estudo realizado de janeiro de 2005 a dezembro de 2010, neste período os dados analisados provenientes de três tomógrafos computadorizados, o MSCT 64 canais, DSCT de primeira e segunda geração, e os valores de dose estimado respectivamente foram 13,1 mSv, 8,2 mSv e 3,3 mSv. Então, ao longo deste período foi observada uma redução aproximadamente 74,8 % nas doses efetivas em CCTA devido à combinação de a padronização de protocolos e dos avanços tecnológicos dos escâneres. (Ghoshhajra, *et al.*, 2012)

O grupo de estudo de Goetti *et al.*, avaliou o efeito da pressão arterial sistólica na aquisição de dados no modo ECG triggered de alto pitch em artefatos de movimento das artérias coronárias em pacientes com frequência cardíaca alta (FCA ≥ 70). Foram avaliados oitenta pacientes consecutivos que foram submetidos à angiotomografia da aorta torácica (CTA) em um tomógrafo dual source de segunda geração, no modo de aquisição de ECG triggered de alto pitch, 3,2. Houve uma significativa melhoria das imagens em pacientes de FCA, aplicando baixos valores de dose para a realização do exame, a média da dose efetiva foi estimada em 2,3 mSv. Portanto, em uma janela de aquisição sistólica é possível obter imagens de qualidade em baixas doses. (Goetti, *et al.*, 2010).

Sun, *et al.*, 2011, avaliou a eficiência de diagnóstico angiográfico empregando o sistema DSCT prospective ECG triggering em pacientes com diferentes frequências cardíacas. Então, 103 pacientes com suspeita de doença arterial coronariana submeteram-se a tomoangiografia e a angiografia coronariana invasiva. Os pacientes foram agrupados pela FC durante as varreduras. A media total da dose efetiva foi de 3,60 mSv. (Sun, Wu, Run-ze, Johnson, Han, Liu, 2011)

Durante a aquisição de dados na angiotomografia coronariana computadorizada a arritmia cardíaca é um fator que interfere aumentando a possibilidade de seguimentos não diagnosticados. Comparou-se a dose efetiva com os exames de DSCT que usam o modo prospective ECG triggered com software de rejeição arritmica (PT-AAR) contra retrospective ECG gated com modulação da corrente do tubo (RG-TCM) durante a arritmia. O PT-AAR foi associada a dose efetiva mais baixa do que RG-TCM, a dose efetiva PET foi 4,1 mSv contra REG com 12,6 mSv coorte inteiro, no subgrupo de controle os valores para as doses efetiva estimadas foram para PET e REG respectivamente 4,3 mS contra 9,1 mSv. Em pacientes com taxas cardíacas variáveis, prospective ECG triggered axial DSCT com algoritmo de rejeição arritmico é possível de ser feito, pode-se também diminuir a exposição à radiação em aproximadamente 50% contra o retrospective ECG gated DSCT, com qualidade de imagem preservada. (Ashley M. Lee, 2010)

No trabalho de Wei-Yip Law *et al.*, MDCT possui tempo de rotação do gantry de 270 ms, na realização de angiografias coronárias (TC CTCA) usando as técnicas prospective gated step e shoot (PGSS) e retrospective gated helicoidal (RGH). Neste trabalho, foram estudados 252 pacientes que receberam CTCA. 126 pacientes com frequência cardíaca média de 72 bpm foram examinados com RGHCTCA e 126 pacientes com frequência cardíaca média foram examinados com PGSSCTCA. O PGSS foi associado a uma redução de 62% na dose efetiva de radiação em comparação com RGH, sendo as doses efetivas médias para o PGSS de 5,1 mSv e para o RGH 13,2 mSv. Concluiu-se que não há diferença significativa na qualidade de imagem entre PGSS e RGH nesse estudo. Embora fornecendo qualidade de imagens, ao PGSS foi associado uma redução de 62% na dose efetiva. (Law, *et al.*, 2011).

As figuras 39, 40 e 41 comparam as doses efetivas entre os tomógrafos de SSCT e DSCT. A figura 39 exhibe a comparação da dose efetiva no modo de

aquisição *retrospective ECG gate* entre os tomógrafos DSCT e SSCT, a maior dose efetiva registrada foi de 15,4 mSv para o DSCT, publicado por Blankstein, *et al* em 2011, neste caso o potencial do tubo foi ajustado em 120 kVp. E a menor dose efetiva foi de 3,4 mSv, publicada por Pflederer, *et al* em 2010, e o potencial selecionado foi de 100 kVp. Em relação aos tomógrafos SSCT a mínima e a máxima dose efetiva registrada são respectivamente 7,1 e 13,4 mSv.

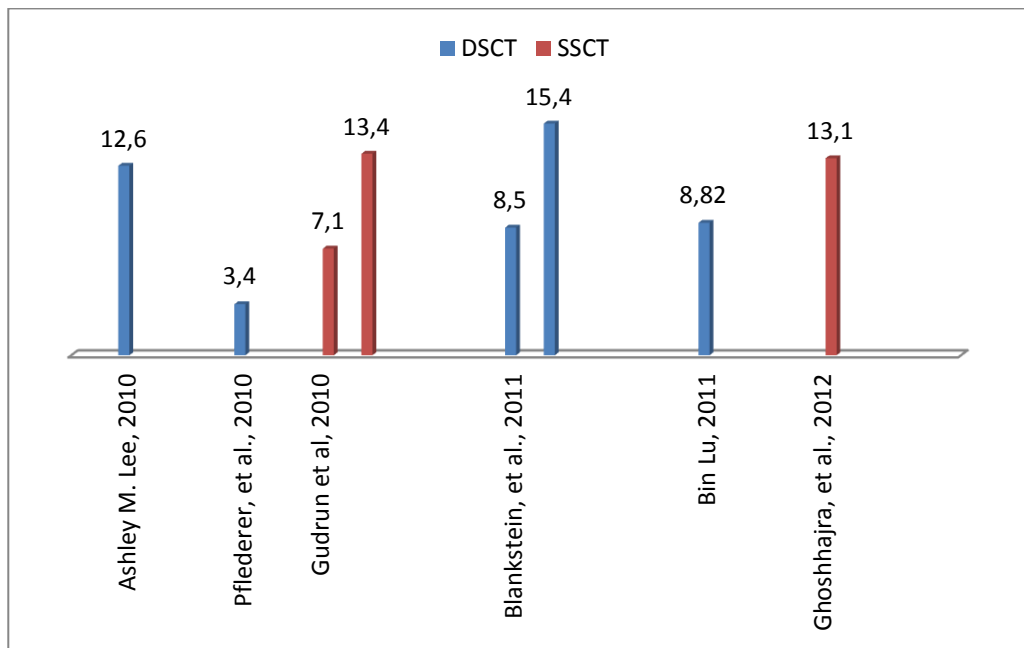


Figura 39. Dose efetiva nos tomógrafos DSCT e SSCT no modo de aquisição *retrospective ECG*

No modo de aquisição *prospective ECG* a dose efetiva esperada tanto para o DSCT e quanto SSCT é menor quando comparada ao modo *prospective*, visto que a onda R do eletrocardiograma é utilizada para acionar a varredura axial. O DSCT foi projetado para reduzir a dose efetiva a qual os pacientes são submetidos durante a realização dos exames, na figura 40, pode-se observar que nos trabalhos científicos publicados por Achenbach *et al*, em 2010, e o Ghadri, *et al*, em 2012, a dose efetiva foi menor ou igual 1mSv. Entretanto, Ghoshhajra relatou dose efetiva de 8,2 mSv, referente ao DSCT de primeira geração, já no DSCT de segunda geração a dose efetiva registrada foi de 3,3 mSv. Nos tomógrafos SSCT, a menor dose efetiva foi de 1,7 mSv e a maior foi 5,3 mSv.

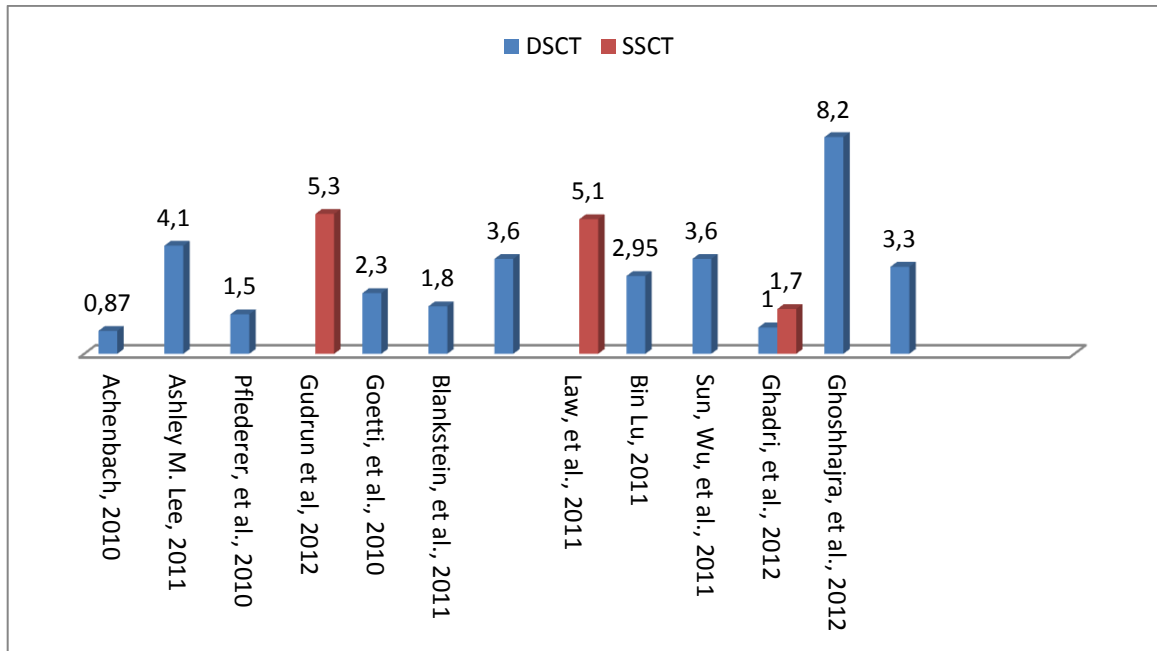


Figura 40. Comparação da dose efetiva entre os tomógrafos DSCT e SSCT no modo *prospective ECG*

A figura 41 compara as doses efetiva dos tomógrafos SSCT e DSCT nos modos de aquisição *prospective e retrospective ECG*. Nesta figura se observa que as maiores doses estão relacionadas ao modo de aquisição *retrospective*, nas quais as imagens são adquiridas em diferentes fases do ciclo cardíaco permitindo a reconstrução retrospectiva das imagens em qualquer fase do ciclo cardíaco, resultando em maior dose ao paciente.

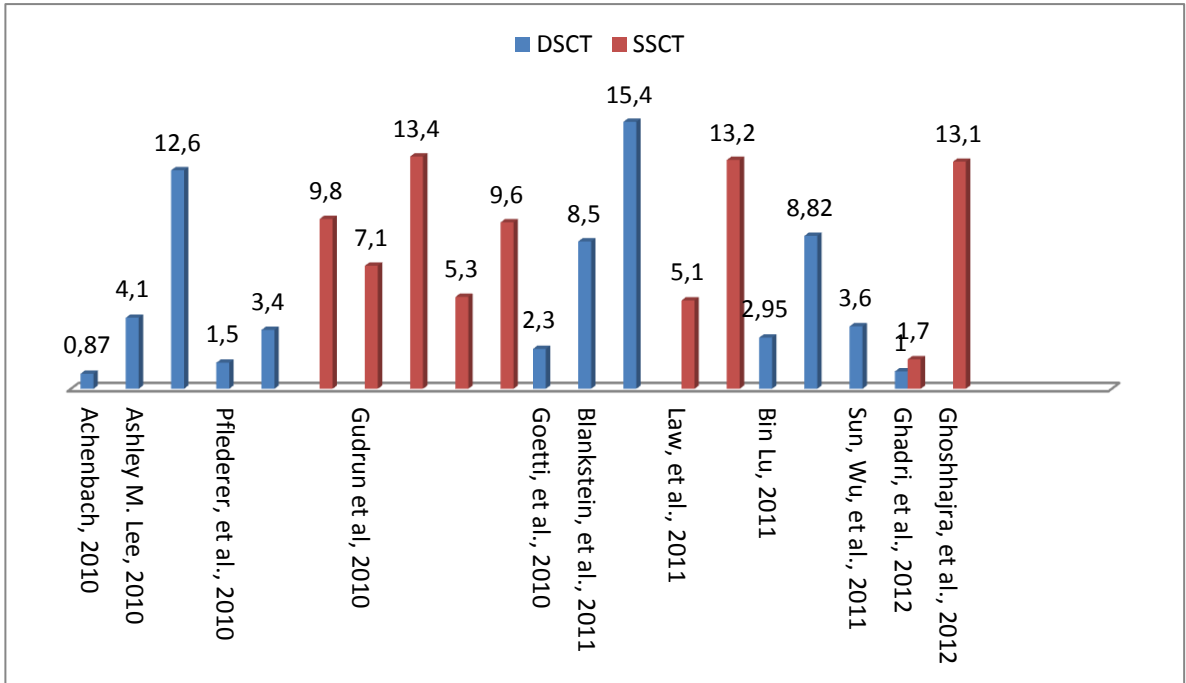


Figura 41. Comparação da dose efetiva entre os tomógrafos DSCT e SSCT no modo *prospective* e *retrospective ECG*.

6. CONCLUSÃO

O DSCT é um tomógrafo que permite a aquisição de imagens cardíacas com alta resolução temporal reduzindo o tempo de rotação do tubo, e independe da frequência cardíaca diminuindo a quantidade de contraste iodado necessário para o estudo. O tomógrafo de dupla fonte foi inicialmente concebido para realizar exames cardíacos com baixas doses de radiação, mas o uso deste equipamento, não se restringe apenas a exames cardíacos, possuindo grande habilidade para distinguir tendões de ligamentos, diferenciação dos cálculos renais entre outros exames de diagnósticos.

Apesar de a Siemens informar que é possível a realização de exames coronarianos com baixa dose efetiva, em torno de 1 mSv, apenas dois trabalhos científicos apresentaram resultado menor ou igual ao valor sugerido pelo fabricante. O trabalho de Achenbach realizado em 2010, demonstrou que a dose efetiva estimada foi de 0,87 mSv, e o de Ghadri, *et alli*, realizado em 2012, onde a dose efetiva foi estimada em 1 mSv. Nestes dois estudos o modo de aquisição foi o *prospective ECG gating* empregando um DSCT de segunda geração, que quando comparado ao de primeira geração apresenta uma redução de aproximadamente 10%, como visto no trabalho de Ghoshhajra, *et alli*, realizado em 2012, o qual informa a dose efetiva média foi de 8,2 mSv. Os tomógrafos SSCT operando no mesmo modo de aquisição, PEEG, apresentaram doses efetivas bastante superior a menor dose registrada no DSCT, é o que mostra o trabalho de Gudrun, *et alli*, realizado em 2010, cuja dose registrada foi de 5,3 mSv.

O mesmo equipamento que foi projetado para baixas doses, também apresenta doses relativamente altas durante as aquisições de imagens cardíacas, nesse caso, o modo de aquisição referido é o *retrospective ECG gating*. Blankstein em 2010, relatou dose efetiva de 15,4 mSv para o DSCT. No tomógrafo SSCT, a maior dose efetiva registrada foi de 13,4 mSv.

Pode-se observar que as menores doses efetivas estão associadas ao modo de aquisição *prospective ECG gating*, entretanto, se durante a realização da aquisição de imagens surgir algum artefato que impossibilite o diagnóstico preciso, o paciente possivelmente se submeterá a um novo exame. Ao passo que, se o mesmo exame fosse realizado com o *retrospective ECG*, isto não ocorreria, pois a aquisição de imagem é realizada em todas as fases do ciclo cardíaco, e a reconstrução da

imagem poderia ser feita em outro intervalo da onda RR. A seleção do modo de aquisição seja ele *retrospective* ou *prospective* deve ser sabiamente escolhida para infligir a menor dose possível ao paciente.

A tecnologia dos tomógrafos de dupla fonte é relativamente recente, ainda é necessária a realização de mais trabalhos científicos e desenvolvimento de novos protocolos que possibilitem a redução da dose efetiva à qual o paciente será submetido.

7. BIBLIOGRAFIA

- Ashley M. Lee, L.-C. E. (2010). Coronary computed tomography angiography during arrhythmia: Radiation dose reduction with prospectively ECG-triggered axial and retrospectively ECG-gated helical 128-slice dual-source CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* , 6, 172–183.
- Bin Lu, M. J.-G.-L.-H.-B. (2011). Comparison of Diagnostic Accuracy and Radiation Dose Between Prospective Triggering and Retrospective Gated Coronary Angiography by Dual-Source Computed Tomography. *Am J Cardiol* , 107, pp. 1278–1284.
- Blankstein, R., Bolen, M. A., Pale, R., Murphy, M. K., Shah, A. B., Bezerra, H. G., et al. (2011). Use of 100 kV versus 120 kV in cardiac dual source computed tomography: effect on radiation dose and image quality. *Int J Cardiovasc Imaging* , 20, 579–586.
- Gerber TC, K. R. (2005). Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* , 21, 165-176.
- Gerber, T. C., Kantor, B., & McCollough, C. H. (2009). Radiation Dose and safety in Cardiac Computed Tomography. *Cardiol Clin* , 27, 665–677.
- Ghadri, J. R., Ku, S. M., Goetti, R., Fiechter, M., Pazhenkottil, A. P., Nkoulou, R. N., et al. (2012). Image quality and radiation dose comparison of prospectively triggered low-dose CCTA: 128-slice dual-source high-pitch spiral versus 64-slice single-source sequential acquisition. *Int J Cardiovasc Imaging* , 28, 1217–1225.
- Ghoshhajra, B. B., Engel, L.-C., Major, G. P., Goehler, A., Do, D. V., Liu, B., et al. (2012). Evolution of Coronary Computed Tomography Radiation Dose Reduction at a Tertiary Referral Center. *The American Journal of Medicine* , 125, 764-772.
- Goetti, R., Feuchtner, G., Stolzmann, P., Desbiolles, L., Karlo, M. A., Baumueller, S., et al. (2010). High-pitch dual-source CT coronary angiography: systolic data acquisition at high heart rates. *Eur Radiol* , 20, 2565–2571.
- Graser A, J. T. (2008). Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol* , 43, 112-119.

- Graser A, J. T. (2009). Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* , 252, 433-440.
- Gudrun M. Feuchtner*, D. J. (2010). Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: A comparative study. *European Journal of Radiology* , 75, e51–e56.
- HunoldP, V. F. (2003). Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi–detector row CT and electron-beam CT. *Radiology2003* , 226, 145-152.
- Johnson TR, W. S. (2007). Clinical image: Dual-energy tomographic molecular imaging of gout. *Arthritis Rheum* , 56, 2809.
- Johnson, T. R. (2009). Acesso em 25 de setembro de 2012, disponível em dsct.com: <http://www.dsct.com/index.php/physics-of-dsct-t-johnson/>
- Johnson, T. R. (21 de dezembro de 2009). *DSCT.com*. Acesso em 25 de setembro de 2012, disponível em <http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/attenuated-energy1.jpg>
- Law, W.-Y., Yang, C.-C., Chen, L.-K., Huang, T.-C., Lu, K.-M., Wu, T.-H., *et al.* (2011). Retrospective Gating vs. Prospective Triggering for Noninvasive Coronary Angiography: Assessment of Image Quality and Radiation Dose Using a 256-Slice CT Scanner with 270 ms Gantry Rotation. *Academic Radiology* , 18, 31-39.
- Lu, B., Jin-Guo Lu, M.-L. S.-H., & Chen, X.-B. (2011). Comparison of Diagnostic Accuracy and Radiation Dose Between Prospective Triggering and Retrospective Gated Coronary Angiography by Dual-Source Computed Tomography. *Am J Cardiol*, 107, pp. 1728-1284.
- Mahesh, M. (s.d.). Cardiac imaging: technical advances in MDCT compared with conventional x-ray angiography .
- Mahesh, M., & Cody, D. D. (2007). Physics of Cardiac Imaging with Multiple-Row Detector CT.
- Morhard D, Fink C, Graser A, Reiser MF, Becker C, Johnson TR. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal: dual energy computed tomography versus standard computed tomography. (2009). *Invest Radiol* , 44, 293-297.

Pfleiderer, T., Jakstat, J., Marwan, M., Schepis, T., Bachmann, S., Kuettnner, A., *et al.* (2010). Radiation exposure and image quality in staged low-dose protocols for coronary dual-source CT angiography: a randomized comparison. *Eur Radiol* , XX, 1197–1206.

Radiologia & Seus Estudos. (s.d.). Acesso em 11 de setembro de 2012, disponível em <http://s3.amazonaws.com/magoo/ABAAAA2tsAC-2.png>

Riedel, M. (s.d.). *An Introduction to Dual Energy Computed Tomography.* Acesso em 27 de setembro de 2012, disponível em http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2010/dual-energy_CT.pdf

Sommer WH, J. T. (2009). The value of dual-energy bone removal in maximum intensity projections of lower extremity computed tomography angiography. *Invest Radiol* , 44, 285-292.

Stephan Achenbach, M. M. (2010). Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *European Heart Journal* , 31, 340–346.

Sun, M.-l., Wu, B. L., Run-ze, Johnson, L., Han, L., & Liu, G. (2011). Diagnostic accuracy of dual-source CT coronary angiography with prospective ECG-triggering on different heart rate patients. *Eur Radiol* , 21, 1635–1642.

Thieme SF, J. T. (2009). Dual-energy CT for the assessment of contrast material distribution in the pulmonary parenchyma. *AJR Am J Roentgenol* , 193, 144-149.