



ESTIMATIVA DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DE PACIENTES SUBMETIDOS À
ANGIOGRAFIA CORONARIANA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Larissa Conceição Gomes Oliveira

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Ricardo Tadeu Lopes
Simone Kodlulovich

Rio de Janeiro
Março de 2012

ESTIMATIVA DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DE PACIENTES SUBMETIDOS À
ANGIOGRAFIA CORONARIANA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Larissa Conceição Gomes Oliveira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc

Dra. Simone Kodlulovich, D.Sc

Profa. Helen Jamil Koury, D.Sc

Dra. Lídia Vasconcellos de Sá, D.Sc

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc

Prof. Marcelino José dos Anjos, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2012

Oliveira, Larissa Conceição Gomes Oliveira

Estimativa da Exposição à Radiação de Pacientes submetidos à Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada/ Larissa Conceição Gomes Oliveira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XVI, 85 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 77-85.

1. Dosimetria 2. Angiografia coronariana por tomografia computadorizada I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*"Em cada minuto, uma escolha.
Em cada escolha, um resultado.
Em cada resultado, uma experiência.
Experimentar é viver.
No emaranhado das sensações, o reconhecimento do poder
de criar nossas próprias vivências, nos limites
das leis da vida.
Para uns é um jogo, para outros é carregar a espada da luta
no fio do destino".*

Zibia Gasparetto

AGRADECIMENTOS

Gostaria de dizer obrigada, a todos as pessoas queridas que me ajudaram na composição deste trabalho. E acima de tudo, a Deus, pela oportunidade.

Aos que me auxiliaram fornecendo dados e artigos sobre CCTA,
Aos que me esclareceram sobre doença arterial coronariana e indicações clínicas,
Aos que me incentivaram sempre.

Aos que tiveram paciência comigo nos dias difíceis,
Aos que me ouviram e me enriqueceram com suas sugestões,
Aos que me tiraram dúvidas,
Aos que oraram por mim,
Aos que me ensinaram,
Aos que torcem por mim.

Em especial, aos meus pais, Fátima e Vanderlei, pelo carinho constante,
Ao meu irmão Rodrigo, pelo entusiasmo e incentivo a ser uma “estudante profissional”,
As minhas amigas, Elaine, Aline, Clarissa e Fernandinha, pelas demonstrações de carinho, compreensão e ajuda em cada passo da minha vida,
À minha pequena flor, Brenna Victória, meu anjinho do lar,
Ao Jony pelo carinho, mensagens e alegria em cada momento junto,
À Simone Kodlulovich, minha orientadora, “amiga”, que durante todos esses anos de trabalhos científicos demonstrou incentivo, amor, carinho e competência profissional,
Ao Ricardo Tadeu Lopes, meu orientador, pela disponibilidade e atenção sempre,
Ao Dr. Ilan, pela dedicação e oportunidade de compartilhar seus conhecimentos,
Aos amigos Carlão e Claudinha pela amizade.

A Instituição de Radiologia, em especial às técnicas de tomografia, Ana Célia, Ana Carolina, Levi, Penha, Simone, Kalili, Valéria, Fabrício, Fábio e Neuza; aos enfermeiros, Tânia e Leandro e aos médicos, Vítor, Ingrid, Renata e Isabela, sem os quais não seria possível a realização deste trabalho, os meus sinceros agradecimentos.

Ao IRD e à UFRJ/COPPE, pela possibilidade de realização deste trabalho.

À CNPq pela concessão da bolsa de doutorado.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ESTIMATIVA DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DE PACIENTES SUBMETIDOS À ANGIOGRAFIA CORONARIANA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Larissa Conceição Gomes Oliveira

Março/2012

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Simone Kodlulovich

Programa: Engenharia Nuclear

A introdução dos equipamentos de Tomografia Computadorizada Multi-Detectores (MDCT) no Brasil tornou-se uma ferramenta fundamental para a detecção de doença arterial coronariana. O crescimento contínuo da utilização deste procedimento como meio diagnóstico tem contribuído significativamente para o aumento da dose de radiação. O objetivo deste estudo foi estimar a dose de radiação recebida por pacientes submetidos a exames de angiografia coronária por tomografia computadorizada (CCTA). Este estudo foi desenvolvido em dois serviços de Radiologia privados do Rio de Janeiro. Os índices de dose de radiação foram estimados a partir da dosimetria e dos parâmetros de exposição utilizados em cada exame e comparados com os valores fornecidos pelo console do equipamento e com referências internacionais. A amostra de pacientes incluiu 214 homens e 94 mulheres com uma faixa etária mais frequente de 60 e 70 anos de idade. A dose efetiva para exames que foram realizados com modo de modulação retrospectivo receberam uma dose de 6,8 mSv. Enquanto que para os pacientes que utilizam o modo prospectivo, a dose foi igual a 4,0 mSv, resultando em uma redução de dose de radiação de aproximadamente 40%. Um segundo estudo foi realizado para pacientes submetidos à angiografia por TC de abdômen (N = 21), abdômen e pelvis (N = 41) e tórax (N = 31). Nestes procedimentos, devido à utilização do sistema de modulação de dose, verificou-se uma redução máxima de dose do paciente de aproximadamente 30%. Os resultados obtidos indicam a importância da justificativa e a otimização destes procedimentos. A utilização dos sistemas de modulação de dose disponíveis é uma das ferramentas necessárias para a redução de dose.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ESTIMATES OF RADIATION EXPOSURE OF PATIENTS SUBMITTED TO
CORONARY ANGIOGRAPHY FOR COMPUTED TOMOGRAPHY

Larissa Conceição Gomes Oliveira

March/2012

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes
Simone Kodlulovich

Department: Nuclear Engineering

In Brazil, the introduction of equipment for multi-slices computed tomography (MSCT) has become a fundamental tool for detecting coronary artery disease (CAD). The increasing use of this procedure has contributed significantly to the collective dose. However, studies indicate a high potential for dose reduction. The aims of this study was to evaluate the radiation dose exposure for patients submitted in Cardiac Computed Tomography Angiography (CCTA). Two private radiology services in Rio de Janeiro were selected. The radiation dose was estimated from the dosimetry and exposure parameters used in each exam and compared with the values provided by the equipment console and international references. The patient sample included 214 men and 94 women with a most frequent age were 60 and 70 years of age. Calculated mean effective dose with prospective CT angiography was 4.0 mSv and retrospective mode was 6.8 mSv, resulting in a reduction in radiation dose of approximately 40%. A second study was performed for patients who underwent CT angiography of the abdomen (N = 21), abdomen and pelvis (n = 41) and chest (N = 31). In these procedures, due to the use of the modulation dose, there was a dose reduction of up to approximately 30% of patients. These results indicate the importance of justification and optimization. The modulation dose system is an important tool to reduce in the optimization process.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1 Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA)	4
2.1.1 Doença arterial coronariana (CAD)	4
2.1.2 Procedimento de exame	4
2.2 Sistemas de Tomografia Computadorizada	7
2.2.1 Aquisição de Dados	7
2.2.2 Reconstrução da Imagem	8
2.2.3 Apresentação da Imagem	12
2.3 Princípios fundamentais dos Equipamentos de Tomografia Computadorizada Multi-Detectores (MDCT)	13
2.4 Descritores de dose em Tomografia Computadorizada	16
2.4.1 CTDI	16
2.5 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada	21
2.5.1 Resolução Espacial de Alto Contraste	21
2.5.2 Resolução de Baixo Contraste	22
2.5.3 Uniformidade do Número de TC	23
2.5.4 Exatidão do Número de TC	23
2.5.5 Ruído	24
2.5.6 Artefatos	24
2.6 Estratégias para Redução da Dose de Radiação para MDCT	25
2.6.1 Modulação da corrente do tubo de raios X	25
2.6.1.1 Modulação de Dose Angular	26
2.6.1.2 Modulação de Dose Longitudinal	26
2.6.1.3 Modulação de Dose Angular e Longitudinal	27
2.6.1.3 Modulação da corrente – Imagem cardíaca	28
2.7 Níveis de Referência	29
CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS	31

3.1 Amostras de Pacientes	32
3.2 Critérios de Qualidade da Imagem	34
Módulo 1: Calibração do número de TC e espessura de corte	34
Módulo 2: Resolução de Baixo Contraste	35
Módulo 3: Uniformidade, Ruído e Exatidão do marcador de distância	36
Módulo 4: Resolução de Alto Contraste (resolução espacial)	36
3.3 Determinação dos Índices de Dose de Radiação	37
3.3.1 Determinação do Índice de Dose Ponderada Normalizado ($nCTDI_W$) – Simulador Cilíndrico	37
3.3.2 Determinação dos valores de $CTDI_{vol}$, DLP e Dose Efetiva	39
3.3.3 Determinação do índice de dose ponderada normalizado ($nCDTI_W$) – Simulador Elíptico	39
3.3.4 Determinação do índice de dose ponderada normalizado (nC_W) – ImPACT	40
3.4 Determinações da Dose de Radiação em Órgãos	41
3.5 Avaliação da Qualidade da Imagem – Simulador antropomórfico cardíaco	42
3.6 Estudos dos Sistemas de Modulação em exames de Angiografia de abdômen, pelves e tórax por Tomografia Computadorizada	44
3.7 Análise Estatística	44
CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÕES	45
4.1 Avaliações dos critérios de Qualidade da Imagem	45
Módulo 1: Calibração no número de TC e espessura de corte	45
Módulo 2: Resolução de Baixo Contraste	46
Módulo 3: Uniformidade, Ruído e Exatidão do marcador de distância	46
Módulo 4: Resolução de Alto Contraste (resolução espacial)	46
4.2 Avaliações dos Índices de doses em uma amostra de pacientes submetidos ao exame de CCTA	48
4.2.1 Características dos pacientes	48
4.2.2 Parâmetros técnicos	52
4.2.2.1 Exame de Escore de Cálcio	52
4.2.2.2 Exame de CCTA	53

4.3 Avaliações dos Índices de dose de radiação	55
4.3.1 Amostra de pacientes do exame de Escore de Cálcio	57
4.3.2 Amostra de pacientes do exame de CCTA	57
4.3.2.1 Índices de dose – Simulador Cilíndrico	74
4.3.2.2 Índices de dose – Simulador Elíptico	79
4.3.2.3 Índices de dose – ImPACT	64
4.3.2.4 Índices de dose – Console do equipamento	64
4.3.2.5 Comparação entre as doses de radiação obtidas por diferentes métodos	66
4.4 Determinação da Dose de Radiação em Órgãos	67
4.5 Avaliação da Qualidade da Imagem – Simulador antropomórfico cardíaco	68
4.6 Avaliações dos Índices de dose de radiação em Angiografia de abdômen, pelvis e tórax	71
4.6.1 Característica dos pacientes	71
4.6.2 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de abdômen	72
4.6.3 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de abdômen e pelvis	73
4.6.4 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de tórax	73
CAPÍTULO V - CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77

Lista de Ilustrações

Figura 2.1 Imagem ilustrativa mostrando uma artéria saudável e outra obstruída pelo acúmulo de placas de gorduras.....	04
Figura 2.2 Sequência do exame de CCTA.....	05
Figura 2.3 (a) Imagem tridimensional para localização dos stents; (b) Avaliação da presença de obstruções intrastent, a partir das reconstruções longitudinais.....	05
Figura 2.4 Angiotomografia de paciente que havia recebido implante de stent em ramo marginal (seta amarela), no qual houve progressão de doença arterial coronária no segundo ramo diagonal e na artéria coronária direita (setas pretas).....	06
Figura 2.5 Representação do sinal do perfil de atenuação gerado pelo detector.....	07
Figura 2.6 Representação da rotação do tubo de raios X em diferentes ângulos.....	08
Figura 2.7 Matriz de imagem em TC.....	09
Figura 2.8 Representação da retroprojeção simples.....	10
Figura 2.9 Representação do método de retroprojeção filtrada.....	11
Figura 2.10 Comparação entre retroprojeção simples e filtrada.....	11
Figura 2.11 Intervalos típicos de números de TC para alguns tecidos.....	12
Figura 2.12 Efeito da janela na imagem em TC.....	13
Figura 2.13 Configurações dos detectores para tomógrafos de único detector e multi-detectores.....	14
Figura 2.14 Diferenças entre detectores de um tomógrafo helicoidal de corte único (a) e um tomógrafo multi-detectores (b).....	14
Figura 2.15 Colimação pré- e pós-paciente.....	15
Figura 2.16 Definição da espessura de cortes em sistema MDCT a partir da seleção de canais.....	16
Figura 2.17 Esquema experimental de uma câmara de ionização no centro do <i>gantry</i> e o respectivo perfil de dose.....	17
Figura 2.18 Distribuição de dose típica de exame de tomografia computadorizada para um exame de cabeça e corpo.....	17
Figura 2.19 Eletrômetro, câmara de ionização e simulador de corpo exposto ao tomográfico para o cálculo do $CTDI_w$	18
Figura 2.20 Efeito do comprimento de varredura nos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP para exame de tórax (a) $CTDI_{vol} = 12$ mGy e $DLP = 115,2$ mGy.cm e (b) $CTDI_{vol} = 12$ mGy e $DLP = 230,4$ mGy.cm.....	19
Figura 2.21 Pares de linhas representando a frequência espacial considerada na análise da resolução espacial de imagens de TC.....	22

Figura 2.22 Imagem de objeto de teste para avaliação de baixo contraste.....	23
Figura 2.23 Imagem do objeto de teste para determinação da homogeneidade do número de TC.....	23
Figura 2.24 Imagem do objeto de teste para avaliação da exatidão do n° de TC.....	24
Figura 2.25 Região de interesse para avaliação do ruído em TC.....	40
Figura 2.26 Imagens mostrando artefatos de movimento. (a) Imagem de crânio com movimento involuntário; (b) Imagem do tórax com movimento cardíaco involuntário; (c) Imagem mostrando artefato em forma de estrela causado pela obstrução dentária.....	25
Figura 2.27 Ilustração do conceito de modulação de dose angular, onde a corrente do tubo (mA) (eixo vertical) varia conforme o tubo de raios X gira em torno do paciente (eixo horizontal), mostrando uma maior variação no tórax do que no abdômen.....	26
Figura 2.28 Ilustração do conceito de modulação longitudinal, como uma variação da corrente do tubo ao longo do eixo Z. A curva é determinada utilizando dados de atenuação da projeção radiográfica e algoritmo específico do fabricante.....	27
Figura 2.29 Ilustração do conceito de modulação de dose angular e longitudinal.....	27
Figura 2.30 Esquema do método de RCG: Retrospectivo e Prospectivo.....	29
Figura 3.1 Fotografia de CT Philips, Brilliance 64 e sua construção.....	31
Figura 3.2 Fotografia do CT Philips, Brilliance iCT.....	31
Figura 3.3 Simulador utilizado nos testes dos tomógrafos.....	34
Figura 3.4 (a) Posicionamento do simulador ACR no tomógrafo, (b) Alinhamento e (c) Verificação dos 4 BBs.....	35
Figura 3.5 Regiões de interesse (ROI) para cada material e imagens das projeções das rampas para determinação da espessura de corte.....	35
Figura 3.6 (a) Representação dos cilindros de diferentes diâmetros e (b) Imagem com os ROIS desenhados em amarelo.....	36
Figura 3.7 (a) Posicionamento dos ROIS para medida de uniformidade do número de CT e exatidão da distância no módulo 3 e (b) Avaliação do indicador de distância.....	36
Figura 3.8 (a) Representação do módulo 4 com os oito conjuntos de padrão de barras: 4,5,6,7,8,9,10 e 12 pl/mm e (b) Imagem do módulo 4 com a correta janela para determinação da resolução espacial.....	37
Figura 3.9 (a) Simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) e (b) as 5 cavidades (uma central e 4 periféricas).....	37
Figura 3.10 Posicionamento do simulador no <i>gantry</i> do tomógrafo.....	38
Figura 3.11 (a) Visualização de posição anteroposterior do tórax e abdômen; (b) Imagem radiográfica do abdômen e (c) seção transversal de TC de abdômen (comprimento de varredura e diâmetro).....	39

Figura 3.12 Visão frontal do projeto do simulador elíptico (escala em mm).....	40
Figura 3.13 Visão espacial do simulador elíptico (escala em mm).....	40
Figura 3.14 Modelo da Planilha ImPact CT Patient Dosimetry calculator version 1.0.3.....	41
Figura 3.15 Esquema experimental do simulador matemático.....	42
Figura 3.16 Simulador antropomórfico cardíaco TC.....	43
Figura 4.1 (a) Imagem do simulador para avaliação do alinhamento; (b) Imagem radiográfica obtida no CT 64-cortes.....	45
Figura 4.2 Distribuição da frequência de exames em função da idade dos pacientes para a Instituição I.....	49
Figura 4.3 Distribuição da frequência de exames em função da idade dos pacientes para a Instituição II.....	49
Figura 4.4 Distribuição da frequência de exames em função do índice de massa corporal (kg/m^2) para a Instituição I.....	50
Figura 4.5 Distribuição da frequência de exames em função do índice de massa corporal (kg/m^2) para a Instituição II.....	51
Figura 4.6 Distribuição da frequência de fatores de riscos presentes da amostra estudada.....	52
Figura 4.7 (a) Imagem radiográfica de um paciente sem modulação de corrente do tubo de raios X por ECG e (b) Imagem radiográfica de um paciente com modulação de corrente do tubo de raios X por ECG.....	54
Figura 4.8 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} obtidos para os simuladores, cilíndrico e elíptico e para os valores fornecidos pelo console do equipamento.....	55
Figura 4.9 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} em função do gênero dos pacientes para a Instituição I – Protocolo A.....	58
Figura 4.10 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} em função do gênero dos pacientes para a Instituição I – Protocolo B.....	58
Figura 4.11 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} em função do gênero dos pacientes para a Instituição II – Protocolo C.....	59
Figura 4.12 Distribuição dos valores de DLP em função do gênero dos pacientes para as Instituições I e II.....	60
Figura 4.13 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} para as Instituições I e II.....	63
Figura 4.14 Distribuição dos valores de DLP para as Instituições I e II.....	63
Figura 4.15 Distribuição dos valores de Dose Efetiva para as Instituições I e II.....	63
Figura 4.16 Distribuição dos valores de CTDI_{vol} para as Instituições I e II.....	65
Figura 4.17 Distribuição dos valores de DLP para as Instituições I e II.....	65
Figura 4.18 Distribuição dos valores de dose efetiva para as Instituições I e II.....	66

Figura 4.19 Distribuição dos valores de dose efetiva para a Instituição I (Protocolo A).....	67
Figura 4.20 Distribuição dos valores de dose em órgãos para a Instituição I (Protocolo C).....	67
Figura 4.21 Distribuição dos valores de dose em órgãos para a Instituição I (Protocolo A) em pacientes femininos.....	68
Figura 4.22 Distribuição dos valores de Agatston e Massa para a Instituição I.....	69
Figura 4.23 Distribuição dos valores de Agatston e Massa para a Instituição II.....	69
Figura 4.24 Imagens radiográficas do simulador mostrando os três conjuntos de cálcio para diferentes combinações de tensão (kVp) e produto corrente-tempo (mAs).....	70
Figura 4.25 Relação entre o ruído da imagem e dose de radiação para a Instituição I.....	70
Figura 4.26 Relação entre o ruído da imagem e dose de radiação para a instituição II.....	70
Figura 4.27 (a) Imagem obtidas com 60 mAs e (b) Imagens obtidas com 120 mAs demonstrando o ruído de imagem.....	71

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 Valores de atenuação (em unidade de Hounsfield HU) para diferentes tecidos humanos.....	06
Tabela 2.2 Valores típicos de $nCTDI_w$ para diferentes colimações e modelos de TC da Siemens, calculados para simuladores de cabeça (32 cm) e corpo (16 cm) a 120kVp.....	18
Tabela 2.3 Fatores de Conversão k para utilizados para estimar a Dose Efetiva.....	20
Tabela 2.4 Valores de Dose efetiva.....	21
Tabela 2.5 Protocolo típico de um exame de CCTA para MDCT 64 cortes.....	29
Tabela 3.1 Principais características do equipamento de Tomografia Computadorizada Philips, Brilliance 64 e Brilliance iCT 256.....	32
Tabela 3.2 Pacientes estudados (n=número).....	33
Tabela 3.3 Definição do Índice de Massa Corporal (%).....	33
Tabela 3.4 Indicações para avaliação do Escore de Cálcio.....	43
Tabela 4.1 Resultados dos Critérios de Testes de Qualidade da Imagem do Módulo 1.....	46
Tabela 4.2 Resultados dos Critérios de Testes de Qualidade da Imagem do Módulo 2.....	47
Tabela 4.3 Principais características dos pacientes estudados.....	48
Tabela 4.4 Classificação dos pacientes de acordo com o IMC.....	50
Tabela 4.5 Parâmetros Técnicos de Escore de Cálcio para as Instituições I e II.....	53
Tabela 4.6 Parâmetros Técnicos de CCTA para as Instituições I e II.....	53
Tabela 4.7 Valores do índice de dose ponderado normalizado para os simuladores cilíndrico e elíptico.....	55
Tabela 4.8 Índices de doses para a Instituição I.....	56
Tabela 4.9 Índices de doses para a Instituição II.....	56
Tabela 4.10 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura.....	57
Tabela 4.11 Valores de $CTDI_{vol}$ obtidos para o presente estudo e valores obtidos na literatura.....	60
Tabela 4.12 Valores de DLP obtidos para o presente estudo e valores obtidos na literatura.....	60
Tabela 4.13 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (sem modulação).....	61

Tabela 4.14 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (método retrospectivo).....	62
Tabela 4.15 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (método prospectivo).....	62
Tabela 4.16 Índices de doses para a Instituição I - Protocolo A.....	64
Tabela 4.17 Principais características dos pacientes submetidos aos diferentes exames de angiografia por TC.....	71
Tabela 4.18 Parâmetros técnicos e dose para Angiotomografia de Abdômen.....	73
Tabela 4.19 Parâmetros técnicos e dose para Angiotomografia de Abdo e pelves.....	74
Tabela 4.20 Parâmetros técnicos e dose para Angiotomografia de Tórax.....	74

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares, que incluem o acidente vascular encefálico (AVE) e a doença arterial coronariana (DAC) são a principal causa de mortalidade em todo o mundo, representando 31,3% das causas de óbitos em 2009 (BERWANGER, 2004; GODOY, 2007; MS, 2009; SOARES, 2009). A alta frequência da doença arterial coronariana representa um aumento nos gastos do Sistema Único de Saúde (SUS), tendo como principais fatores de risco: histórico familiar, estresse, obesidade, tabagismo, sedentarismo, alcoolismo e hipertensão arterial (WOODS, 2005).

De acordo com dados de 2007, a Associação Americana de Cardiologia alerta que mais de 2200 americanos morrem diariamente devido a doenças cardiovasculares, com uma média de um óbito a cada 39 segundos. Mais de 150.000 americanos morreram com menos de 65 anos devido as doença cardiovasculares, idade inferior à expectativa média de vida de 77,9 anos (ROGER, 2011). No Brasil, a doença atinge a população em 50% na terceira idade e está presente em 5% das crianças e adolescentes. Estudo realizado por Meneghelo (2003) sugerem que, para um adulto de 40 anos de idade, o risco de desenvolver DAC durante a vida é de 49% para homens e 32% para mulheres. Estes resultados indicam que ações preventivas e planejadas devem ser tomadas, considerando o gênero e idade da população e os aspectos socioeconômicos (CURIONI, 2009).

Dentre os diferentes métodos de diagnósticos das doenças cardiovasculares utilizados para investigação e acompanhamento de fatores de risco em pacientes sintomáticos ou assintomáticos, destacam-se o Cateterismo Cardíaco e a Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA). O cateterismo é o método padrão no diagnóstico de doença arterial coronariana crônica, sendo o exame ideal para investigar a extensão e a gravidade da doença. Entretanto, o cateterismo é um exame de risco, sendo indicado para diagnóstico somente nos casos duvidosos em que os exames não invasivos são inconclusivos ou conflitantes.

A CCTA tem o potencial de ser uma alternativa ao cateterismo, por ser um método de diagnóstico eficaz e não invasivo. Com a introdução de equipamentos Multi-Detectores (MDCT), este método de diagnóstico permitiu o aumento das resoluções espacial e temporal, gerando cortes mais finos e mais rápidos (KOOP,

2000). Essas vantagens são particularmente importantes para a imagem cardíaca por ser mais susceptível a artefatos, já que o coração é um órgão em constante movimento (KOHL, 2005; HAMON, 2006). A CCTA é capaz de identificar as obstruções coronarianas significativas (acima de 50%) com sensibilidade entre 82-99% e especificidade de 94-98%. Dessa forma, o emprego da CCTA passou a ser extremamente útil dentro de determinados contextos clínicos, como na avaliação de pacientes com probabilidade intermediária de DAC e na detecção precoce de lesões e obstruções (estenoses) das artérias coronarianas (HAUSLEITER, 2009; RAFF, 2005).

Deste modo, a frequência de exames de CCTA aumentou significativamente e, conseqüentemente há maior exposição do paciente à radiação particularmente no que diz respeito ao potencial de risco de indução de câncer em longo prazo (KALRA, 2004). A estimativa de risco de câncer associada à radiação foi igual a 0,2% e 0,7% para pacientes submetido à CCTA em MDCT de 16 e 64 cortes, respectivamente (EINSTEIN, 2009). Também estes exames resultam em doses significativas em órgãos posicionados dentro do campo de radiação, mas que não são de interesse clínico, como por exemplo, as mamas.

Estudo comparativo entre os equipamentos de tomografia de corte único (SSCT) e de multi-detectores (MDCT) realizados por Yates (2004), demonstrou que a dose resultante de exames realizados em equipamentos SSCT é, em média, 35% inferior à obtida com os MDCT. Assim como, as doses obtidas em CCTA são 80% superiores à angiografia convencional (HUNOLD, 2003; ICRP, 2007; HUSMANN, 2008).

Como em todas as modalidades de imagens médicas, o exame de CCTA deve ser realizado de maneira a alcançar a qualidade de imagem requerida para o diagnóstico, mantendo a exposição à radiação do paciente tão baixa quanto razoavelmente exequível (ALARA) (AMIS, 2007). Neste contexto, os fabricantes dos equipamentos de TC desenvolveram softwares, hardwares e protocolos de imagem que proporcionem a redução de dose de radiação mantendo a qualidade da imagem (XU, 2010). No Brasil, não existe estimativas das doses recebidas pelos pacientes. Os dados disponíveis são baseados apenas nas informações fornecidas no próprio equipamento.

A falta de conhecimento destas doses pode resultar em exposições desnecessariamente altas para os pacientes. A Portaria 453 (MS, 1998) não

estabelece níveis de referência para este procedimento, da mesma forma, não existem valores definidos nas recomendações internacionais.

Conseqüentemente, as doses de radiação decorrentes dos exames de tomografia computadorizada (TC) continuam aumentando e, conseqüentemente, a preocupação com os potenciais efeitos decorrentes prática (SHRIMPTON, 2005). Além disso, é necessária que a equipe operacional compreenda como funciona esta nova tecnologia. Tal percepção é essencial para obter imagens com alta qualidade e excelente resolução espacial (BRENNER, 2007; GOLDING, 2005).

O objetivo deste trabalho foi estimar a dose de radiação e a qualidade da imagem em exames de Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA).

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA)

2.1.1 Doença arterial coronariana (CAD)

A doença arterial coronariana ou aterosclerose coronariana é caracterizada pelo estreitamento dos vasos que suprem o coração em decorrência do espessamento da camada interna da artéria devido ao acúmulo de placas conforme mostra a Figura 2.1 (ALLSEN, 2000; BARBANTI, 2003). A irrigação do coração é denominada circulação coronariana. As artérias principais são: coronária direita e coronária esquerda. A cardiopatia coronariana é a doença mais comum na sociedade americana atual, anualmente mais de um milhão de pessoas sofrem de infarto e mais de meio milhão não sobrevivem. No Brasil, são cerca de 300 a 350 mil infartos anuais (FOSS, 2000).



Figura 2.1 Imagem ilustrativa mostrando uma artéria saudável e outra obstruída pelo acúmulo de placas de gorduras (BARBANTI, 2003)

A Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA) é um dos procedimentos propostos para a detecção precoce ou avaliação da doença arterial coronariana.

2.1.2 Procedimento de exame

A avaliação de doenças coronarianas dura em média 10 minutos (Figura 2.2) e inclui o escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC.

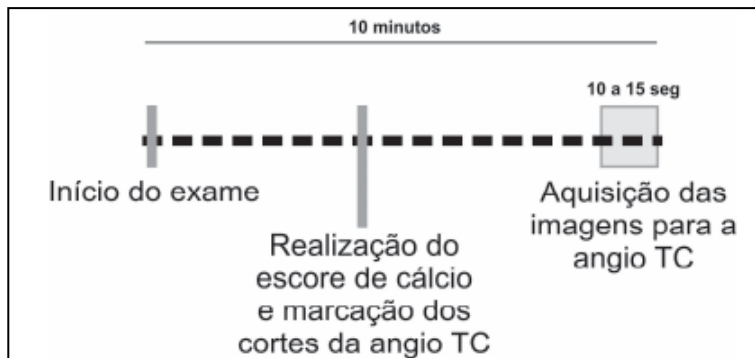


Figura 2.2 Sequência do exame de CCTA

O exame de escore de cálcio é realizado sem contraste e permite determinar a quantidade de cálcio depositada nas artérias. Esta avaliação permite identificar os pacientes de maior risco de doença coronariana obstrutiva e, conseqüentemente, com maior chance de angina ou infarto.

A angiografia coronariana por TC, propriamente dita, é um exame que utiliza contraste iodado não iônico. A administração do contraste permite identificar os vasos, delineando sua anatomia, o que determina a presença e o grau de estenose. Sem a presença do agente de contraste, o sangue, a parede dos vasos e as placas ateroscleróticas não calcificadas têm valores de atenuação semelhantes, impedindo a avaliação exata do lúmen nos vasos. O contraste também permite realizar uma análise funcional dos ventrículos e a diferenciação entre o miocárdio normal e o miocárdio cicatrizado. Também, permite a avaliação da parede e do lúmen das coronárias, identificando placas calcificadas e não calcificadas, além da presença de obstrução coronariana (Figuras 2.3 e 2.4).

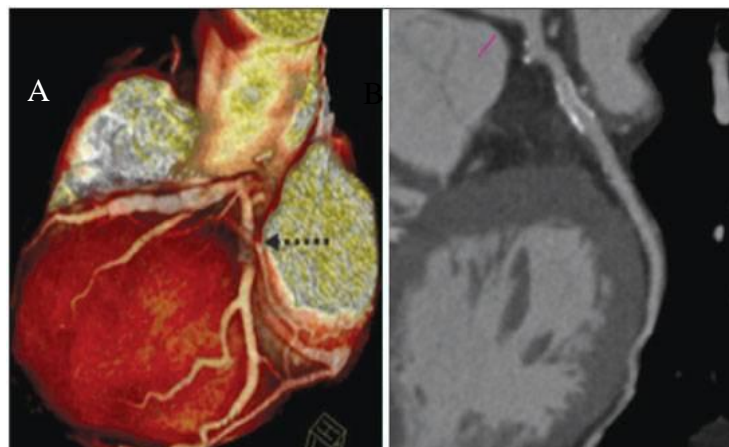


Figura 2.3 (a) Imagem tridimensional para localização dos stents; (b) Avaliação da presença de obstruções intrastent, a partir das reconstruções longitudinais (CÂNDIA, 2007)

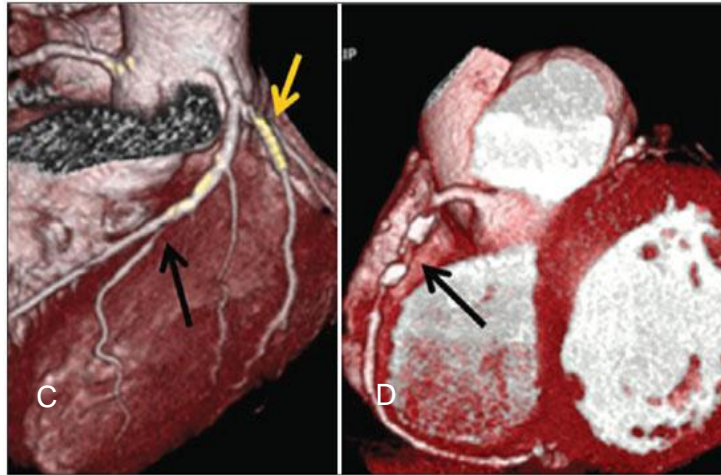


Figura 2.4 Angiotomografia de paciente que havia recebido implante de stent em ramo marginal (seta amarela), no qual houve progressão de doença arterial coronária no segundo ramo diagonal e na artéria coronária direita (setas pretas) (CÂNDIA, 2007)

Existem vários agentes de contraste disponíveis no mercado para exames de CCTA. Os contrastes são solúveis em água e contêm altas concentrações de iodo. Neste contexto, a CCTA apresenta uma precisão excelente para o valor preditivo negativo (de até 99%), ou seja, a probabilidade de não existir a doença, dado que o teste foi negativo. Com isso, permite afirmar que a doença coronariana pode ser diagnosticada de forma precoce e não invasiva e também excluir o diagnóstico de obstrução coronariana. Em uma imagem de TC, o contraste aparece em diferentes tonalidades de cinza, dependendo de sua concentração. Os números de CT para diferentes materiais são apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Valores de atenuação (em unidades de Hounsfield HU) para diferentes tecidos humanos (HSIEH, 2003).

Material	Densidade (g/cm ³)	Nº de Hounsfield aproximado
Ar	< 0,01	-1000
Pulmão	0,25	-300
Gordura	0,92	-90
Água	1,00	0
Matéria branca	1,03	30
Matéria cinzenta	1,04	40
Músculo	1,06	50
Ossos cortical	1,8	+1000

2.2 Sistemas de Tomografia Computadorizada

O equipamento de Tomografia Computadorizada (TC) utiliza basicamente uma fonte de raios X, um conjunto de detectores e um sistema computadorizado para adquirir e apresentar imagens do corpo humano. O processo pode ser dividido em três partes: aquisição de dados, reconstrução matemática e apresentação da imagem (KALENDER, 2005).

2.2.1 Aquisição de Dados

A fase de aquisição de dados ou fase de varredura é iniciada com a exposição de uma secção da região do corpo a um feixe colimado de raios X em forma de leque. Após atravessar a secção do corpo do paciente, os fótons atingem um conjunto de detectores. A intensidade do sinal do detector é proporcional à atenuação do feixe no corpo. Uma projeção é composta por um conjunto de medidas de atenuação dos fótons de raios X, denominado “perfil de atenuação” conforme apresentado na Figura 2.5.

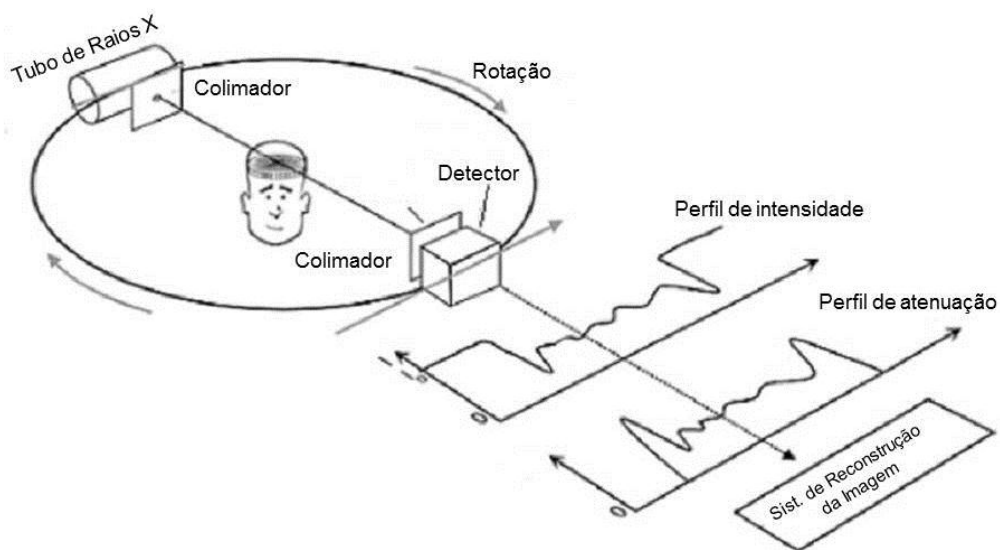


Figura 2.5 Representação do sinal do perfil de atenuação gerado pelo detector (KALENDER, 2005 - modificado)

Para produzir a imagem é necessário um conjunto de perfis de atenuação obtidos em diferentes ângulos de projeção (Figura 2.6). Durante a rotação do tubo de raios X em torno do paciente, as leituras dos detectores são registradas em intervalos fixos de tempo. O ângulo mínimo de varredura necessário para obter a imagem através do mapeamento dos coeficientes lineares de atenuação da secção é de 180°. Os dados são duplicados se a rotação é completa, 360°. As varreduras com ângulos

menores são realizadas com o objetivo de diminuir o tempo de exame e com ângulos maiores para diminuir os artefatos de movimento em estudos de regiões específicas do tronco (CARLOS, 2001). O número total de medidas de atenuação durante a varredura de corte é dado pelo produto do número de projeções e o número de fótons por projeção. Cada imagem requer cerca 100.000 a 1.000.000 de medidas, dependendo do modelo do tomógrafo e da técnica selecionada. Os sinais codificados dos detectores que alimentam os programas de reconstrução da imagem são denominados dados brutos (SEERAM, 2001).

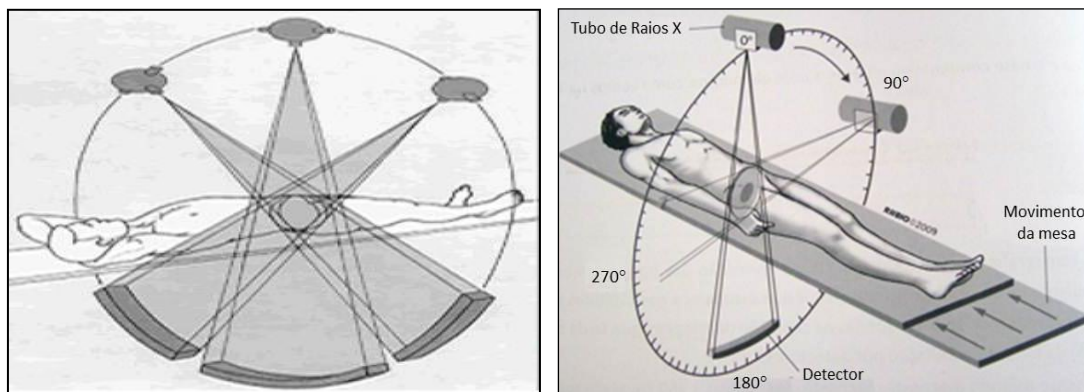


Figura 2.6 Representação da rotação do tubo de raios X em diferentes ângulos (SEERAM, 2001 - modificado)

2.2.2 Reconstrução da Imagem

A reconstrução da imagem em TC é realizada por um complexo sistema computadorizado. Os algoritmos matemáticos transformam os dados brutos em imagem numérica ou digital. A imagem digital é representada por uma matriz bidimensional onde cada elemento ou pixel, recebe um valor numérico denominado de número de TC. O número de TC está relacionado ao coeficiente linear médio de atenuação do elemento de volume ou voxel (CARLOS, 2001). A definição do número de TC em unidades Hounsfield (HU) é dada pela seguinte equação:

$$HU = \frac{1000(\mu_t - \mu_w)}{\mu_w}$$

Onde: μ_t é o coeficiente de atenuação linear médio do material que compõe o voxel e μ_w é o coeficiente de atenuação linear da água. Por definição, o número de TC da água é igual à zero.

O tamanho do voxel é fundamental na qualidade da imagem, sendo selecionado de acordo com a indicação clínica. O voxel é determinado pela multiplicação do tamanho do pixel pela espessura do corte tomográfico. O diâmetro da imagem reconstruída é chamado de campo de visão (FOV). Quando o FOV é aumentado, cada pixel cresce proporcionalmente, mas quando a matriz é aumentada, o tamanho do pixel diminui (BUSHONG, 1997), melhorando a resolução da imagem. A imagem de reconstrução é, em geral, de 512 x 512 ou 1024 x 1024 pixels (CARLOS, 2001). A Figura 2.7 apresenta um exemplo de matriz de imagem em TC.

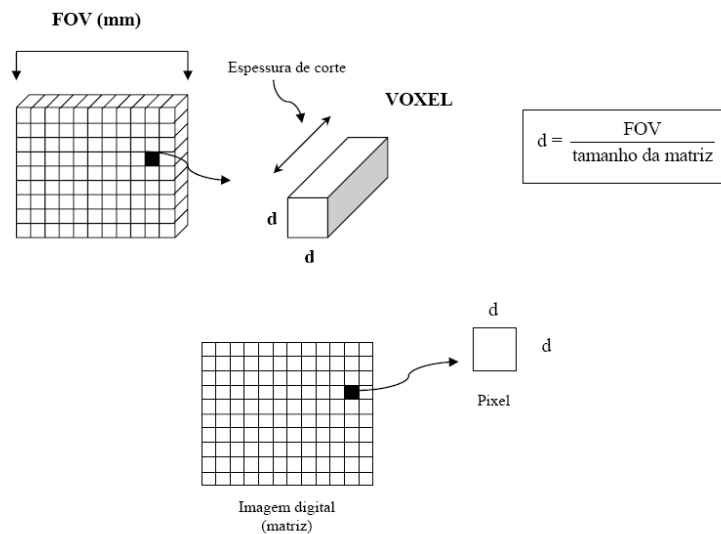


Figura 2.7 Matriz de imagem em TC (SEERAM, 2001 - modificado)

Como o coeficiente de atenuação linear (μ) é fortemente dependente da energia não seria possível comparar imagens obtidas em distintos equipamentos com diferentes filtrações e tensões aplicadas ao tubo (kVp). Por isso, foi definido o conceito de número de TC para descrever a imagem.

O número de TC é a normalização dos coeficientes de atenuação com o coeficiente de atenuação da água. A unidade é Hounsfield em homenagem ao criador desta técnica e pode ser determinado pela equação 2:

$$N^{\circ} TC = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \cdot K$$

Onde: μ_t é o coeficiente de atenuação do tecido medido, μ_w é o coeficiente de atenuação da água, e K é uma constante ou fator de contraste. Se a unidade utilizada é a de Hounsfield (HU), K assume o valor 1000.

Os números de TC são estabelecidos baseados numa referência relativa, no caso água. O número de TC para a água por definição é zero. Para tecidos menos densos do que a água o valor do número de TC é negativo, para tecidos mais densos, positivos.

Existem distintos algoritmos matemáticos para reconstrução de imagens tomográficas. Dentre eles, pode-se citar o método algébrico (ART), a retroprojeção simples e filtrada e o iterativo (NATTERER, 2002). Na retroprojeção simples, os dados da projeção são retroprojetados na imagem, ou seja, considera-se como se toda a imagem contivesse o conteúdo desse perfil. A imagem é reconstruída após a soma de perfil por perfil variando o número de projeções, (Figura 2.8). As imagens reconstruídas por este método apresentam borrosidade devido às superposições das projeções.

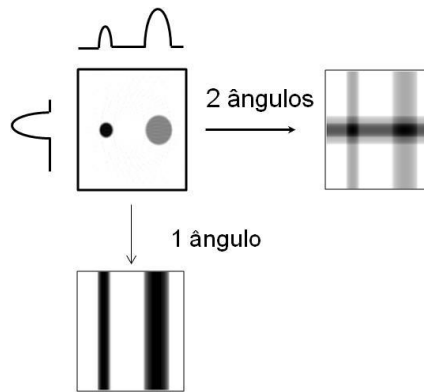


Figura 2.8 Representação da retroprojeção simples (SEERAM, 2001 - modificado)

O método da retroprojeção filtrada é o mais comumente utilizado. Este método corrige as borrosidades resultantes da retroprojeção simples a partir da convolução de cada um dos perfis por um filtro unidimensional (Figura 2.9). São criados, assim, perfis filtrados que são retroprojetados e, então a imagem é reconstruída. Quando o número de perfis tende ao infinito temos a imagem reconstruída idêntica ao objeto original (SMITH, 1997).

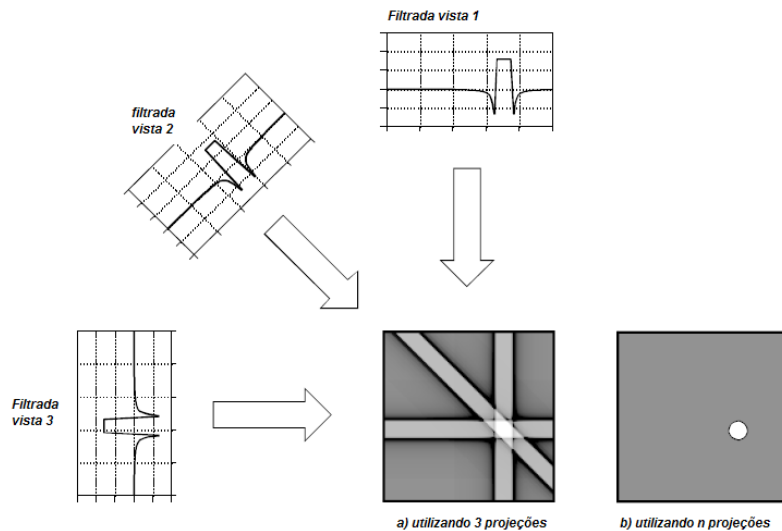


Figura 2.9 Representação do método de retroprojeção filtrada (SMITH, 1997 - modificado)

Uma comparação entre os dois métodos, retroprojeção filtrada e simples é ilustrada na Figura 2.10 através da reconstrução de um objeto quadrado. Observa-se a redução da borrosidade pelo filtro e a melhor definição de bordas.

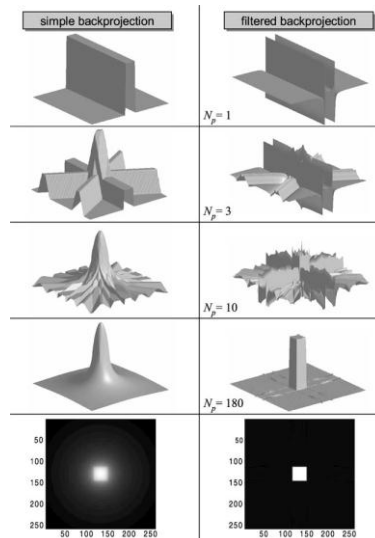


Figura 2.10 Comparação entre a retroprojeção simples e filtrada (SMITH, 1997 - modificado)

O método iterativo foi utilizado na primeira geração de TC, mas foi substituída devido ao longo tempo de processamento de dados e a limitação tecnológica da época. Com o aumento da velocidade de processamento dos computadores desenvolveu-se a técnica de reconstrução interativa estatística. A vantagem deste

método é poder alterar os valores do número de CT de cada pixel sem aumentar os fatores de técnica.

2.2.3 Apresentação da Imagem

A fase final é a conversão da imagem digital em uma imagem de vídeo para que possa ser observada diretamente em um monitor e, posteriormente, documentada em filmes e DVDs. Esta fase é efetuada por componentes eletrônicos que funcionam como um conversor analógico digital. A relação entre os valores dos números de TC do pixel da matriz de reconstrução para os tons de cinza (Figura 2.11), ou de brilho da matriz de apresentação é estabelecida pela seleção da janela. O limite superior e inferior da janela é determinado pelo centro e largura da janela, que definem a faixa dos números de TC que é convertida em tons de cinza da imagem. Os pixels que possuem números de TC acima do limite superior da janela são mostrados na cor branca e aqueles cujos números de TC estão abaixo do limite inferior apresentam-se em preto. A seleção da janela (Figura 2.12) é extremamente importante porque irá definir quais as estruturas serão visualizadas e posteriormente impressas de forma adequada em um filme para a interpretação pelo médico radiologista.

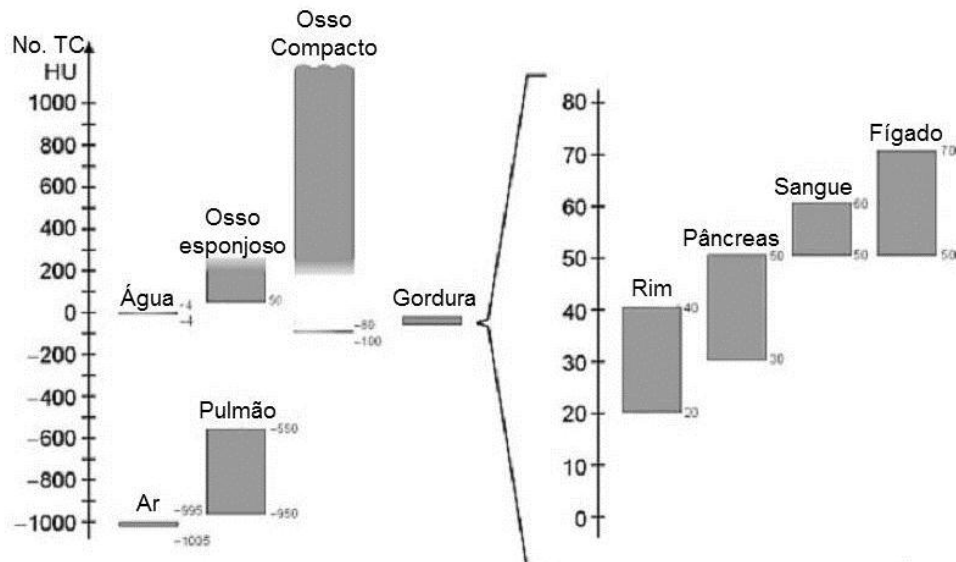


Figura 2.11 Intervalos típicos de números de TC para alguns tecidos (KALENDER, 2005 - modificado)

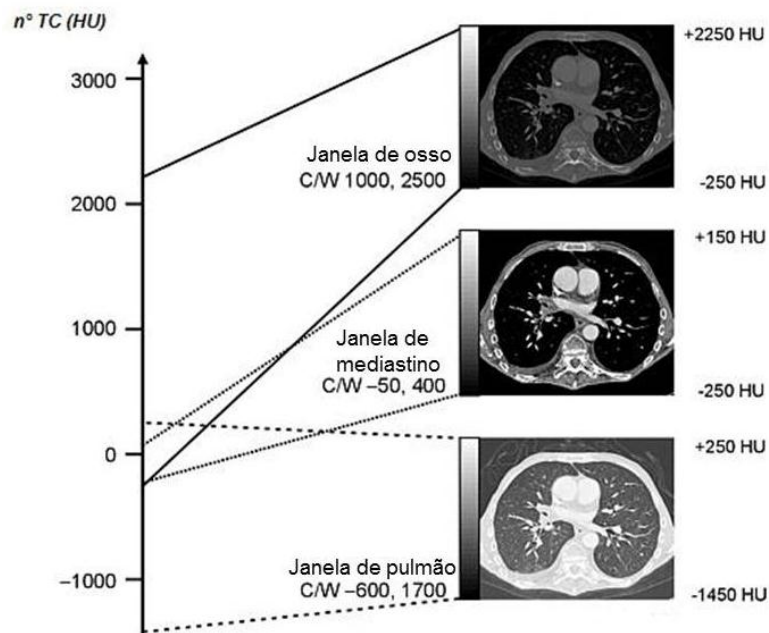


Figura 2.12 Efeito da janela na imagem de TC (KALENDER, 2005 - modificado)

2.3 Princípios fundamentais dos Equipamentos de Tomografia Computadorizada Multi-Detectores (MDCT)

Os equipamentos de Tomografia Computadorizada Multi-Detectores (MDCT) foram introduzidos pela primeira vez em 1998. Desde então, equipamentos de 4 a 256 cortes tornaram-se disponíveis, causando um grande impacto na radiologia diagnóstica. O aumento na resolução espacial e temporal dos novos equipamentos foi de especial importância para a cardiologia, pois possibilitou avaliar com detalhes as estruturas do coração (CODROY, 2007).

Os MDCTs são considerados de 3ª Geração, possuem um feixe em forma de cone e *gantry* com anéis deslizantes, permitindo aquisições simultâneas através de múltiplas fileiras de detectores, a uma velocidade de rotação do tubo de 360° em 0,5 s (HUI, 2000) em torno do paciente. Conseqüentemente, diminui a quantidade de artefatos gerados devidos ao movimento do paciente (Figura 2.13). Ao mesmo tempo em que o tubo de raios X e os detectores realizam um movimento de rotação, são coletados perfis das projeções e uma perspectiva é obtida para cada ponto fixo do tubo e detector (ICRP, 2007).

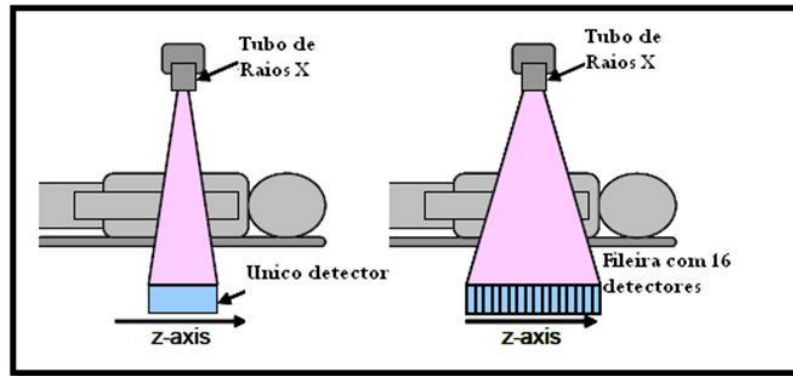


Figura 2.13 Configurações dos detectores para tomógrafos de único detector e multi-detectores (SEERAM, 2001 - modificado)

A quantidade de fileiras pode ser de 8, 16, 32, 64 ou 256 dependendo do fabricante, como mostra a Figura 2.14 (SEERAM, 2001). Estes tomógrafos introduziram novos conceitos com relação à tecnologia de detectores, geometria de aquisição de dados e algoritmos de reconstrução de imagens. A geometria gera a necessidade de novos processos de interpolação, pois os fótons que contribuem para a formação da imagem incidem de forma oblíqua nos detectores. Utiliza-se, portanto, reconstruções especiais, derivadas de reconstruções para TC helicoidal de corte-único. Essa reconstrução é normalmente baseada em três passos: varredura espiral-helicoidal por amostragem entrelaçada; interpolação por filtragem Z; e reconstrução de feixe (SEERAM, 2001).

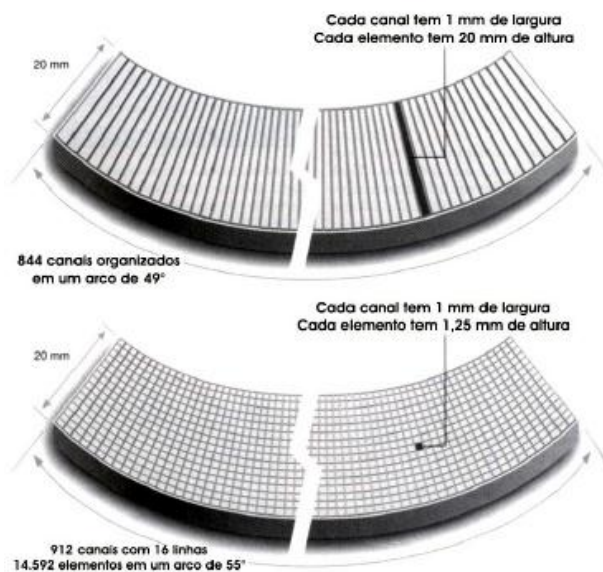


Figura 2.14 Diferenças entre detectores de um tomógrafo helicoidal de corte-único (a) e um tomógrafo multi-detectores (b) (MAHESH, 2009 - modificado)

Um conceito introduzido por alguns fabricantes de tomógrafos multi-detectores foi o $mAs_{efetivo}$ (ou $mAs/corte$), definido como o produto da corrente pelo tempo de exposição médio, por unidade de comprimento ao longo do eixo longitudinal. O $mAs_{efetivo}$ é calculado dividindo-se o produto corrente pelo tempo pelo *pitch*. O *pitch* é a razão da velocidade pela espessura irradiada de corte (ou pela colimação total do feixe, para equipamentos multi-corte), de acordo com IAEA (2007). Um *pitch* igual a 1 (quando a distância percorrida pela mesa em uma rotação é igual à colimação) resulta na melhor qualidade de imagem. O *pitch* pode ser elevado para aumentar a velocidade de varredura, diminuindo a quantidade de radiação recebida pelo paciente e reduzindo, porém, a qualidade da imagem (SIEMENS, 2006). Este fator é importante porque o aumento do *pitch* eleva o ruído, que pode ser reduzido com o aumento da corrente, mantendo constante o $mAs_{efetivo}$, o que acarreta o aumento da dose absorvida no paciente (MAHESH, 2009).

O feixe de raios X é colimado para restringir a exposição do paciente à região de interesse. A colimação é definida no isocentro do plano tomográfico. Os colimadores são posicionados antes e após o paciente. A colimação pré-paciente é feita após o filtro e sua função é definir a região a ser irradiada. A colimação pós-paciente é utilizada para reduzir o efeito de radiação espalhada pelo paciente. Materiais radiopacos são posicionados entre os detectores para focalizar o fluxo de fótons de raios X. Deste modo, os dois tipos de colimadores reduzem a dose de radiação no paciente. A Figura 2.15 mostra a localização dos colimadores pré e pós-paciente (CARLOS, 2001).

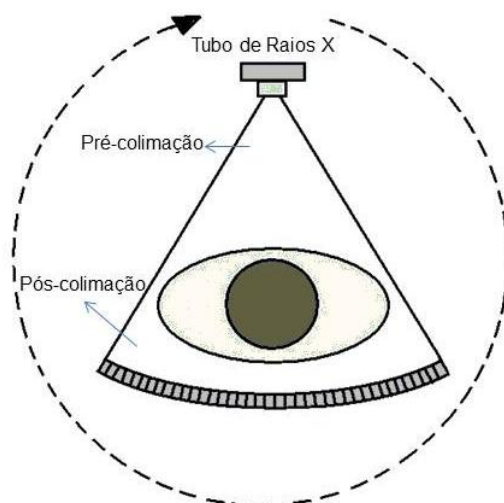


Figura 2.15 Colimação pré e pós-paciente (GOLDMAN, 2007 – modificado)

Em sistemas de corte único (SSCT), a abertura do colimador define a espessura de corte na imagem. Entretanto, em equipamentos de MDCT, a espessura de corte

não é definida pelo colimador do tubo. O processo é feito eletronicamente conforme a quantidade de canais ativos e a configuração das fileiras de detectores (Figura 2.16). As fileiras de detectores podem ser uniformes (ou matriz), não uniformes (ou adaptativo), ou híbridas (MAHESH, 2009).

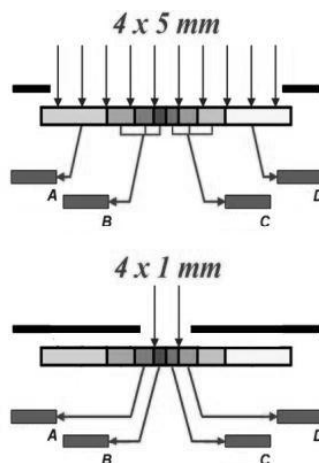


Figura 2.16 Definição da espessura de cortes em sistemas MDCT a partir da seleção de canais (MAHESH, 2009 - modificado)

2.4 Descritores de dose em Tomografia Computadorizada

O parâmetro de dose de radiação fundamental em TC é o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI). Existem muitas variantes de descritores de dose utilizados em TC; dentre eles, destacam-se três: CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$), DLP (*Dose Length Product*) e Dose efetiva (E). A dose efetiva é utilizada para avaliar e comparar o risco biológico de um exame específico (MAHESH, 2009).

2.4.1 CTDI

O CTDI representa a dose absorvida média ao longo do eixo Z, de uma série de exposições contínuas. É calculado a partir de uma varredura axial e medido a partir da razão entre a dose absorvida total pela largura total do feixe de raios X (Figura 2.17).

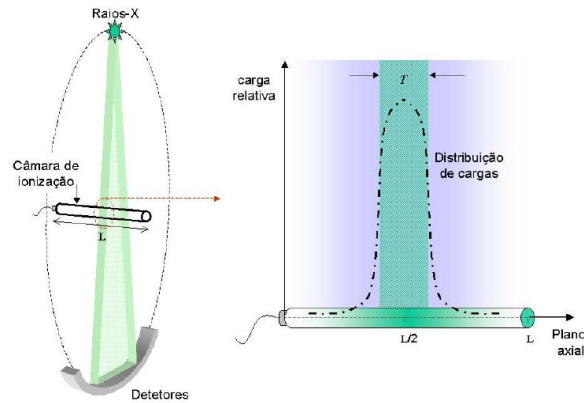


Figura 2.17 Esquema experimental de uma câmara de ionização no centro do *gantry* e o respectivo perfil de dose (FDA, 1985 - modificado).

a. $CTDI_w$

Na Figura 2.18 é apresentada a distribuição de dose típica de exame de tomografia computadorizada, onde é mais elevada na superfície e diminui na direção do centro do objeto. Portanto, para menor anatomia do paciente (cabeça), a dose na pele e no centro é similar. No entanto, aumentando a região anatômica (abdômen), a dose no centro passa a corresponder à metade da dose na superfície. Esta variação é considerada tomando a média ponderada da dose medida na superfície e no centro de um simulador padrão.

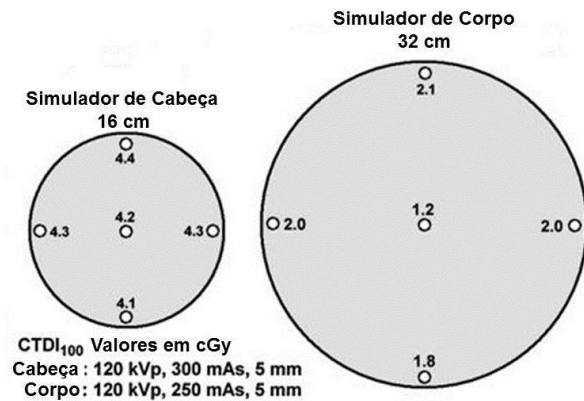


Figura 2.18 Distribuição de dose típica de exame de tomografia computadorizada para um exame de cabeça e corpo (MAHESH, 2009 - modificado)

Para a determinação do $CTDI_w$ utiliza-se uma câmara de ionização tipo lápis com comprimento ativo de 100 mm e um simulador padrão de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 e 32 cm de diâmetro (Figura 2.19).

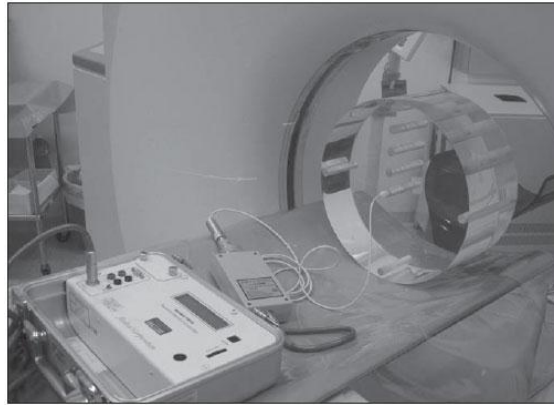


Figura 2.19 Eletrômetro, câmara de ionização e simulador de corpo exposto ao feixe tomográfico para o cálculo do $CTDI_w$ (MAHESH, 2009)

O CTDI ponderado ($CTDI_w$) é calculado de acordo com a expressão a seguir:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P}$$

Onde: $CTDI_{100,C}$ é o valor do CTDI calculado no centro do simulador e $CTDI_{100,P}$ é o valor médio do CTDI calculado em cada uma das regiões da periferia do simulador.

Os valores típicos de CTDI para determinadas colimações são listados na Tabela 2.2 para os simuladores de cabeça e corpo. Nota-se que os valores de CTDI aumentam com a redução da espessura de corte, como resultado da eficiência geométrica.

Tabela 2.2 Valores típicos de $nCTDI_w$ para diferentes colimações e modelos de TC da Siemens, calculados para simuladores de cabeça (16 cm) e corpo (32 cm) a 120 kVp (MAHESH, 2009).

TC	N x T (mm) ^a	Largura do feixe (mm)	$CTDI_w$ - Cabeça (mGy/100mAs)	$CTDI_w$ - Corpo (mGy/100mAs)
Sensation 64 (64-MDCT)	32 x 0,6	19,2	14,1	7,5
	20 x 1,2	24	12,6	6,7
Sensation 16 (16-MDCT)	12 X 0,75	9	15,6	7,7
	16 x 0,75	12	11,9	7,2
	12 x 0,75	18	13,3	6,5
	16 x 1,5	24	9,9	6,5
Volume Zoom (4-MDCT)	4 x 1	4	16,4	8,5
	4 x 2,5	10	13,7	6,9
	4x 5	20	12,8	6,4
Somatom Plus (SDCT)	1 x 2	2	11,1	4,3
	1 x 5	5	11,2	6,4
	1 x 10	10	11,3	7,2

^aN é o número de canais, T é a largura do canal

b. $CTDI_{vol}$

A dose de radiação resultante de uma série de varreduras é representada pelo CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$). Esta grandeza é apresentada diretamente no console do equipamento de TC, fornecendo assim uma indicação da dose de radiação recebida pelo paciente durante o exame no volume irradiado. Para a aquisição axial e helicoidal, a Comissão Internacional de Eletrotécnica (FAUKLNER, 2001; LEWIS, 2005) definiu esse parâmetro seguindo as seguintes equações:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (\text{axial}) \qquad CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot x \frac{N \cdot T}{d} \quad (\text{helicoidal})$$

Onde: N é o número de cortes, T é espessura de corte e d é o incremento da mesa entre cortes consecutivos.

c. DLP

O produto dose-comprimento (DLP) é um indicador da dose de radiação total de um exame de tomografia computadorizada. É expresso como o produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura do exame (L):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

A avaliação constante do valor de DLP permite controlar o volume irradiado e a dose total de um exame (NCRP, 2004). O DLP se modifica de acordo com a diferença estrutural do paciente. A Figura 2.20 apresenta o valor do $CTDI_{vol}$ e DLP para um exame de tórax de diferentes tamanhos do paciente (comprimento de varredura).

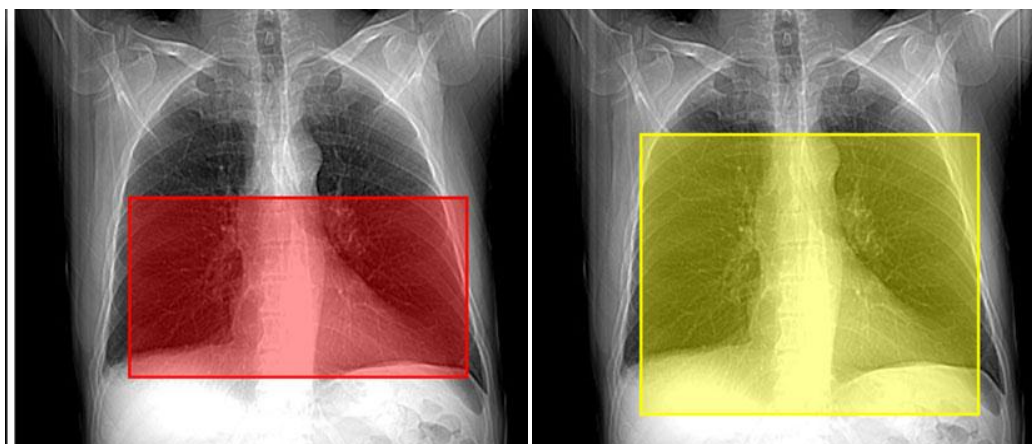


Figura 2.20 Efeito do comprimento de varredura nos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP para exame de tórax (a) $CTDI_{vol} = 12$ mGy e $DLP = 115,2$ mGy.cm e (b) $CTDI_{vol} = 12$ mGy e $DLP = 230,4$ mGy.cm (SMALL, 2011)

Alguns fabricantes de TC exibem os valores de dose através do relatório de dose para cada paciente. Esta informação é bastante útil no processo de otimização dos parâmetros técnicos.

d. Dose Efetiva (E)

A dose efetiva é uma grandeza que reflete o risco de uma exposição uniforme de corpo inteiro. É um conceito utilizado para “normalizar as irradiações parciais do corpo relativas às irradiações de corpo inteiro e permitir a comparação de risco” (Comissão Internacional de Proteção Radiológica [ICRP 60], 1991). Considera-se não somente a qualidade de radiação recebida pelo tecido ou órgão, como também a sensibilidade desse tecido ou órgão. A dose efetiva pode ser obtida através da seguinte relação:

$$E = k \bullet DLP$$

Onde: k é o fator de conversão ($\text{mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$), que depende apenas das regiões irradiadas do corpo conforme mostra a Tabela 2.3.

Tabela 2.3 Fatores de Conversão k utilizados para estimar a Dose Efetiva (AAPM, 2003; BONGARTZ, 2004).

Região do corpo	k ($\text{mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$) ^a	k ($\text{mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$) ^b
Cabeça	0,0021	0,0023
Pescoço	0,0059	0,0054
Tórax	0,014	0,017
Abdômen	0,015	0,017
Pelves	0,015	0,017
Pernas	-	0,0008

^aBONGARTZ, 2004 ^bAAPM, 2003

Na Tabela 2.4 apresenta uma lista de valores típicos de dose efetiva para diversos métodos de imagem em cardiologia. Observa-se que o valor de dose em angiotomografia coronária por TC é superior a um cateterismo diagnóstico. Algumas técnicas de modulação de dose em MDCT podem ser empregadas atualmente, reduzindo a dose aplicada em até 40% às doses usuais.

Tabela. 2.4 Valores de Dose efetiva (Hausleiter, 2006).

Exames	Dose Efetiva (mSv)
Radiografia de tórax – 2 incidências	0,1 - 0,3
Escore de Cálcio	1,7 - 2,5
Angio-TC MDCT-16 detectores	9,3 - 11,3
Angio-TC MDCT-64 detectores	13 - 17
Angio-TC 16-detectores com modulação de dose	5,0 - 6,4
Angio-TC 64-detectores com modulação de dose	5,4 - 9,4
SPECT repouso + stress (^{99}Tc -sestamibi)	7,0
SPECT repouso (^{201}Tl)	18
Angiografia coronária diagnóstica (cateterismo)	2,3 - 5,6
Angioplastia coronária terapêutica	10 - 19

2.5 Qualidade da Imagem em Tomografia Computadorizada

A qualidade da imagem tomográfica deve ser expressa através de parâmetros físicos, como uniformidade, resolução espacial, ruído e presença de artefatos (EC, 2000). Simuladores devem ser utilizados para a realização de alguns testes, incluídos em programas de Controle de Qualidade (CQ), que visam garantir a formação de imagens de qualidade, melhorando as chances para um diagnóstico correto e contribuindo para a saúde do paciente (SEERAM, 2008).

2.5.1 Resolução Espacial de Alto Contraste

A resolução espacial de alto contraste é a capacidade de um sistema de imagem distinguir objetos finos muito próximos com alto contraste, separadamente. Pode ser descrita como a menor distância entre dois objetos pequenos que podem ser visualizados na imagem (ICRU 54, 1996). A Figura 2.21 apresenta o objeto de teste que possibilita a avaliação deste parâmetro. Na imagem do objeto de teste determina-se o número de pares de linha por milímetro que podem ser visibilizados.

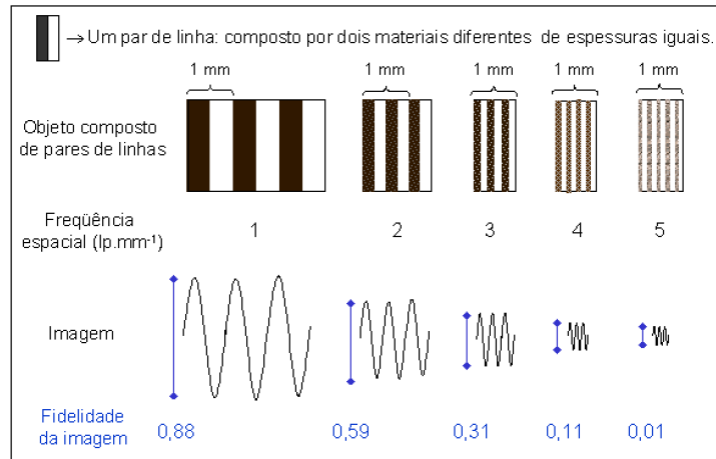


Figura 2.21 Pares de linhas representando a frequência espacial considerada na análise da resolução espacial de imagens de TC (KALENDER, 2005 - modificado)

Dentre os fatores que podem afetar a resolução de alto contraste estão: a geometria do equipamento e o tamanho do ponto focal e do detector (SIEGEL, 2004).

2.5.2 Resolução de Baixo Contraste

Uma das vantagens da TC sobre a radiologia convencional é a habilidade de observar objetos de baixo contraste, onde as densidades são muito próximas da densidade de fundo. A tomografia pode diferenciar objetos com diferenças de densidades entre 0,25 a 0,5% (HSIESH, 2003), enquanto na radiografia convencional este valor é da ordem de 10%. A resolução de baixo contraste pode ser medida utilizando um objeto simulador que contenha estruturas de baixo contraste de diferentes tamanhos. O valor de baixo contraste geralmente é relacionado com o menor objeto que pode ser visto na imagem reconstruída deste simulador (Figura 2.22).

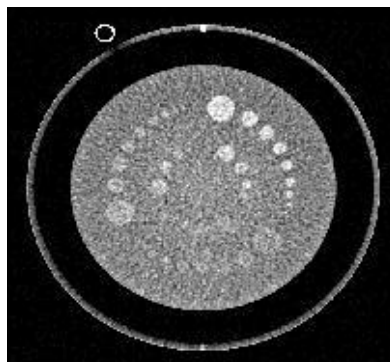


Figura 2.22 Imagem de objeto de teste para avaliação de baixo contraste (McCOLLOUGH, 2004)

2.5.3 Uniformidade do Número de TC (Tomografia Computadorizada)

O número de TC está relacionado ao coeficiente linear médio de atenuação do objeto, ou seja, na prática clínica os radiologistas dependem do valor do número de TC para diferenciar os tecidos saudáveis de lesões e é expresso em unidades Hounsfield (HU). A uniformidade do Número de TC pode ser avaliada através da imagem de um objeto simulador homogêneo (geralmente é utilizado um cilindro preenchido com água). Determina-se o número de TC em diferentes pontos da imagem ou em regiões de interesse (ROI) (Figura 2.23). Uma diferença de até 5HU entre as medidas realizadas nas extremidades e a realizada no centro da imagem é considerada aceitável (MS, 1998).

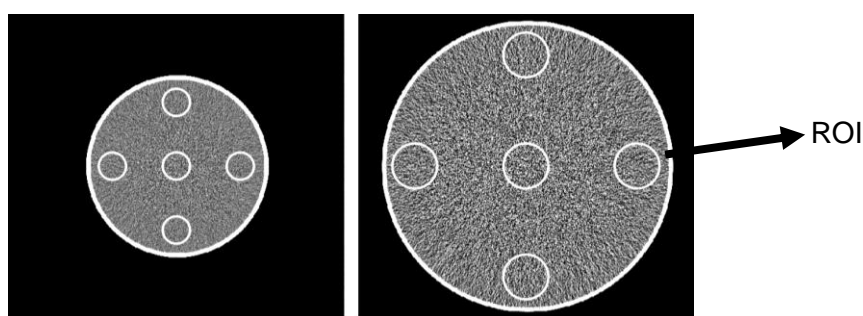


Figura 2.23 Imagem do objeto de teste para determinação da homogeneidade do número de TC (McCOLLOUGH, 2004)

2.5.4 Exatidão do Número de TC

Este teste indica a exatidão com que o equipamento indica o número de TC de materiais de diferentes densidades e coeficientes de atenuação. Para avaliação deste parâmetro utiliza-se um objeto simulador contendo elementos de coeficientes de atenuação distintos e N^os de TC conhecidos. Depois de adquirida a imagem, mede-se o N^o de TC através de uma ROI de cada material e compara-se com o valor real (Figura. 2.24).

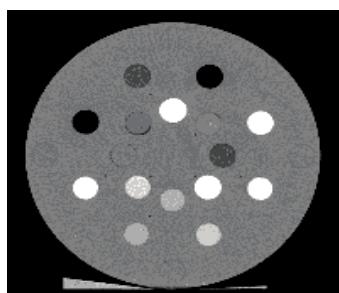


Figura 2.24 Imagem do objeto de teste para avaliação da exatidão do número de TC (McCOLLOUGH, 2004)

2.5.5 Ruído

O ruído de imagem pode ser quantificado pelo desvio padrão do número TC (em HU) em uma ROI numa substância homogênea (normalmente água) e é utilizado para comparações entre a dose e a qualidade de imagem (Figura 2.25). O ruído baixo é especificamente importante para a detecção de lesões de baixo contraste. Por outro lado, em alguns estudos que apresentam alto contraste entre a lesão e o *background*, valores mais elevados de ruído são aceitos. Portanto, os parâmetros de exposição de um procedimento de TC devem ser escolhidos com base na indicação clínica do procedimento (ICRP, 2007).

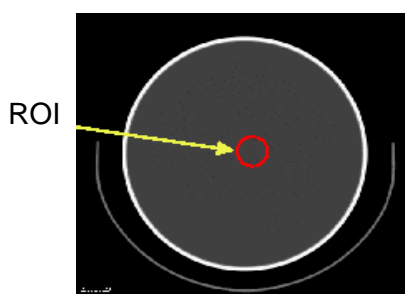


Figura 2.25 Região de interesse para avaliação do ruído em TC (McCOLLOUGH, 2004)

O nível de ruído em TC varia com a técnica selecionada pelo técnico de raios X para a realização do exame como: a tensão do tubo (kV), o produto corrente-tempo (mAs), a espessura do corte e o filtro. Quanto maior a intensidade de radiação X, menor será o ruído da imagem (SIEGEL, 2004).

Na avaliação do ruído consideram-se também as limitações do sistema relacionadas à configuração do fabricante. Dentre estas pode-se citar: o tamanho da matriz, o tamanho do *pixel*, o tipo de detector, a distância foco-detector e a potência do gerador.

2.5.6 Artefatos

O artefato é qualquer estrutura ou padrão na imagem que não tem correspondência ao objeto em estudo. Os artefatos podem degradar a qualidade da imagem, afetando a visibilidade de detalhes e podendo ocasionar erros no diagnóstico. Artefatos na imagem podem ser causados por movimentação do paciente durante a aquisição, presença de objeto metálico no campo de radiação, ruído, endurecimento do feixe (REDDINGER, 1998; HIESH, 1998) ou pela presença de dois materiais com

densidades muito diferentes num mesmo voxel (artefato denominado “volume parcial”). Exemplos de artefatos são mostrados na Figura 2.26.



Figura 2.26 Imagens mostrando artefatos de movimento. (a) Imagem do Crânio com movimento voluntário; (b) Imagem do tórax com movimento cardíaco involuntário e (c) Imagem mostrando artefato em forma de estrela causado pela obturação dentária (SEERAM, 2001)

2.6 Estratégias para Redução da Dose de Radiação para MDCT

Balancar a dose de radiação com a qualidade da imagem adequada para o diagnóstico é um fator importante no desenvolvimento de tecnologias em TC. A seguir estão descritos alguns métodos de aquisição de imagem que permitem reduzir a dose, onde destacam-se: modulação da corrente do tubo de raios X e métodos utilizando o eletrocardiograma (ECG) em exames cardíacos.

2.6.1 Modulação da corrente do tubo de raios X

A redução da dose de radiação em pacientes de diferentes tamanhos e atenuações são geralmente alcançadas através da modulação da corrente do tubo de raios X (milliamperagem). Esta modulação pode ser realizada utilizando métodos básicos, como por exemplo, através do eixo Z ou pela rotação. Os mais recentes softwares permitem fazer a combinação dos diferentes métodos. Além disso, é também possível reduzir a dose em exames cardíacos, diminuindo a corrente do tubo de raios X durante a fase diástole. Os sistemas de modulação operam com base na visão ântero-posterior (AP) topográfica do paciente para avaliação do tamanho e da atenuação, e também para viabilizar a compatibilidade com o protocolo clínico existente (LEWIS, 2005).

2.6.1.1 Modulação de Dose Angular

A modulação angular funciona com base na modulação da corrente do tubo de raios X de acordo com cada posição angular da fonte. Em algumas regiões anatômicas, como, ombros e pélvis, existe uma considerável diferença de atenuação entre a direção lateral e a ântero-posterior através do paciente. A corrente mais alta do tubo é usualmente requerida para projeções laterais. Utilizando esta técnica, é obtido um nível mais uniforme do ruído na imagem através do plano da imagem, e um dado nível de ruído pode ser obtido com um valor menor de mAs (Figura 2.27).

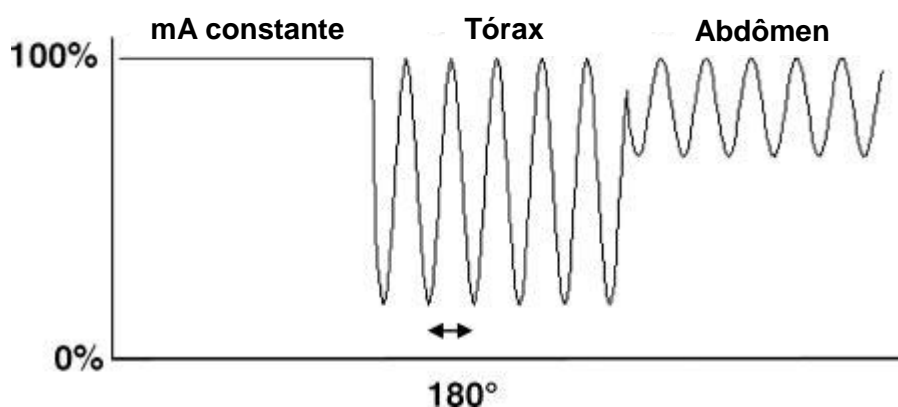


Figura 2.27 Ilustração do conceito de modulação de dose angular, onde a corrente do tubo (mA) (eixo vertical) varia conforme o tubo de raios X gira em torno do paciente (eixo horizontal), mostrando uma maior variação no tórax do que no abdômen (McCOLLOUGH, 2006 - modificado)

Estudos clínicos mostram que a redução de dose é de cerca de 10% para a varredura de cabeça e de 20-40% para a varredura de tórax, dependendo do paciente.

2.6.1.2 Modulação de Dose Longitudinal

A modulação longitudinal (eixo Z) envolve a variação da dose de radiação entre as regiões anatômicas (ombros versus abdômen versus pelvis) através da variação da corrente do tubo de raios X ao longo do eixo Z do paciente (Figura 2.28). O objetivo desta modulação é ter um valor similar de ruído para os pacientes de diferentes tamanhos. Ao utilizar esta ferramenta, reduz-se a dose para o paciente em órgãos em que a atenuação é menor, visto que a dose mais baixa é suficiente para proporcionar uma qualidade de imagem desejada para o diagnóstico.

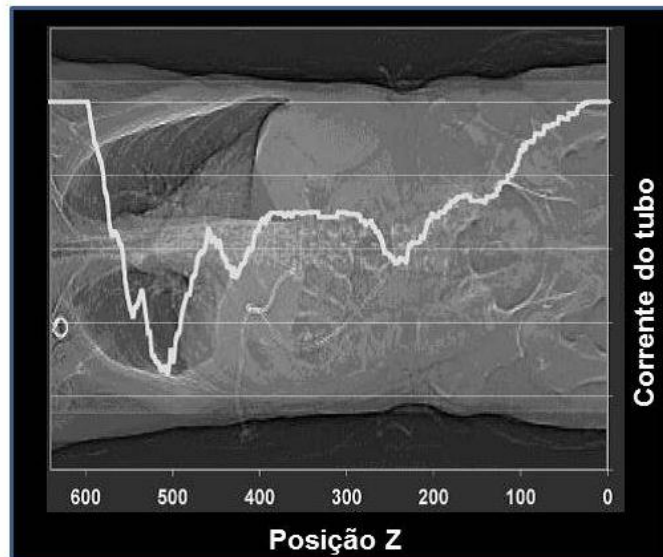


Figura 2.28 Ilustração do conceito de modulação de dose longitudinal, com uma variação da corrente do tubo ao longo do eixo Z. A curva é determinada utilizando dados de atenuação da projeção radiográfica CT e o algoritmo específico do fabricante (McCOLLOUGH, 2006 - modificado)

2.6.1.3 Modulação de Dose Angular e Longitudinal

A combinação simultânea da modulação angular e longitudinal (eixos x, y e z) envolve variação da corrente do tubo tanto durante a rotação do *gantry* como ao longo do eixo Z do paciente. Ou seja, a dose de radiação é ajustada de acordo com a atenuação do paciente em todos os três planos. Uma ilustração gráfica da presente abordagem é mostrada na Figura 2.29.

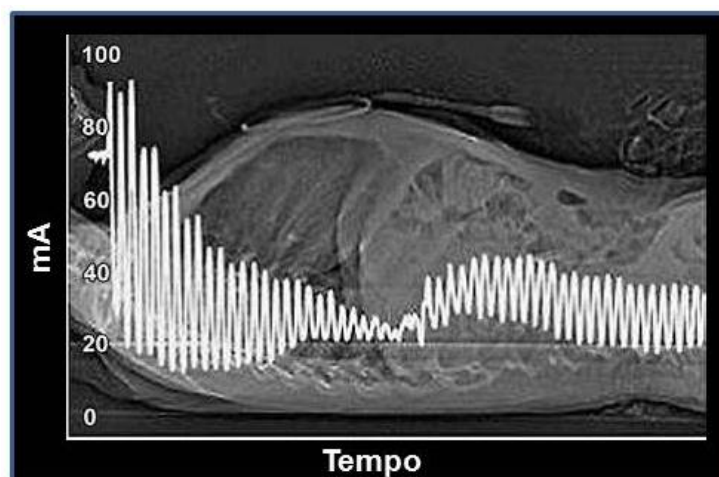


Figura 2.29 Ilustração do conceito de modulação de dose angular e longitudinal (McCOLLOUGH, 2006 - modificado)

2.6.1.3 Modulação da corrente – Imagem cardíaca

A imagem cardíaca é uma das áreas que mais desenvolve em TC. Devido ao movimento rápido do coração, as imagens irão sofrer uma borrosidade severa se métodos de reconstrução padrões forem utilizados. Para superar estas dificuldades, técnicas têm sido desenvolvidas para produzir imagens usando dados somente de uma fração do ciclo cardíaco. Isto é possível, fazendo uma associação com uma monitoração com ECG, de forma que somente os dados adquiridos no final da fase de diástole, onde há menos movimento cardíaco, são utilizados na reconstrução da imagem. Existem dois métodos principais de sistema ECG.

O primeiro método é o Retrospectivo (Figura 2.30), no qual os dados são adquiridos em todo o ciclo cardíaco. Neste método, os dados adquiridos em determinados pontos durante o ciclo cardíaco são extraídos para a reconstrução das imagens. Dois tipos de algoritmos de reconstrução podem ser aplicados. Em um tipo, os dados podem ser extraídos em uma fração previamente especificada do intervalo R-R. Por exemplo, a reconstrução da imagem pode ser realizada em intervalos de 10% do intervalo R-R de 0% a 90%. Em outro tipo, um intervalo de tempo, antes ou após o pico de R pode ser utilizado, ao invés de uma fração, para reconstrução das imagens. Desta forma, vários conjuntos de dados de imagem são produzidos, que permitem a visualização da anatomia cardíaca durante todas as fases do ciclo cardíaco. Além disso, a análise funcional pode ser realizada através da visualização de conjuntos de dados do coração batendo em uma dinâmica ou cine de forma a avaliar a função sistólica e diastólica. Uma vantagem da técnica Retrospectiva é a capacidade de editar os pontos de referência de ECG para ajustar os dados adquiridos durante um ritmo cardíaco irregular. A desvantagem deste método é uma dose maior de radiação.

O segundo método é o Prospectivo (Figura 2.30), no qual os dados são adquiridos em pontos pré-definidos durante o ciclo cardíaco, também conhecido como a técnica *step-and-shoot*. Neste método, cortes axiais são adquiridos através do coração. As vantagens deste método incluem a velocidade da varredura e uma redução na dose de radiação. Contudo, há uma maior dependência de um coração normal. A variação da frequência cardíaca resultará em aquisição de dados em diferentes pontos ao longo do ciclo cardíaco, produzindo artefatos e registro incorreto. Outra desvantagem é uma resolução baixa.

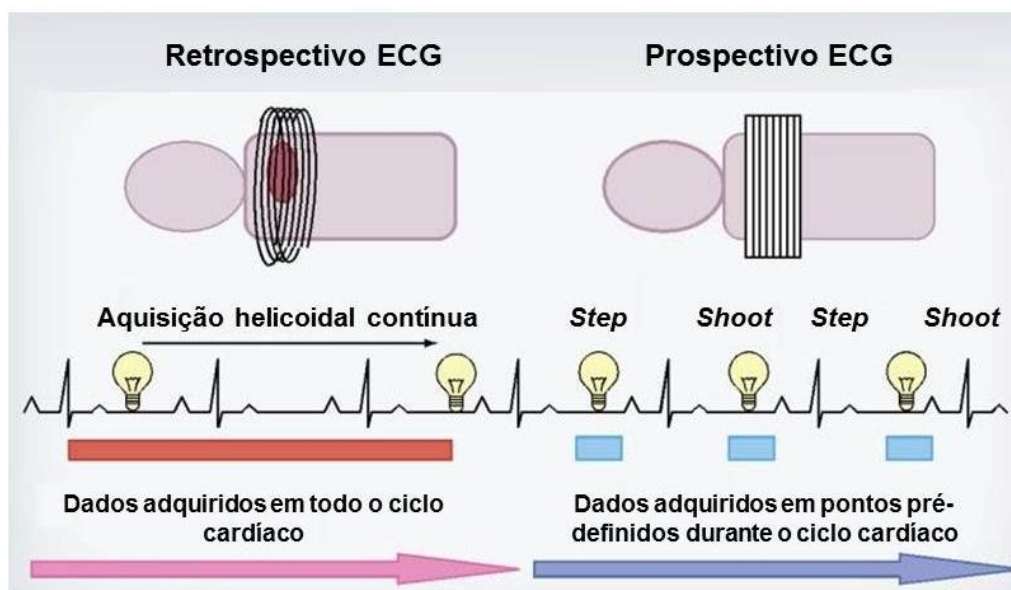


Figura 2.30 Esquema do método de ECG: Retrospectivo e Prospectivo (McCOLLOUGH, 2006 - modificado)

A Tabela 2.5 mostra um típico protocolo CCTA para um MDCT-64.

Tabela 2.5 Protocolo típico de um exame de CCTA para MDCT de 64 cortes (AXEL, 2008).

Parâmetros Técnicos	
Tensão aplicada	120
Corrente efetiva (mA _{eff})	700 - 900
Colimação do detector (mm)	0,6
Espessura de corte (mm)	0,75
<i>Pitch</i>	0,2 (0,18 para frequência cardíaca < 50 BPM)
Tempo de rotação (sec)	0,33 (0,37 para frequência cardíaca < 50 BPM)
Intervalo de reconstrução (mm)	0,5
Sistema de ECG	Retrospectivo ou Prospectivo

2.7 Níveis de Referência

Os níveis de referência representam uma importante ferramenta para a otimização devendo ser aplicados com flexibilidade para permitir que uma exposição mais elevada possa ocorrer caso seja de julgamento clínico necessário (DREXLER, 1998). No Brasil não existem estudos relativos aos exames cardíacos por tomografia computadorizada. A Portaria 453 do Ministério da Saúde (MS, 1998) apresenta apenas

níveis de referências para exames de radiografia convencional, radiologia dental e mamografia. No caso da tomografia é apresentado apenas o valor de MSAD para exames de rotina.

A Sociedade Americana do Coração (AHA, 2009) estabeleceu recomendações sobre a utilização dos exames de CCTA, como:

- (a) Exame de rotina em pacientes assintomáticos, que apresentam baixo risco para doenças cardíacas, não é recomendado;
- (b) Quando a CCTA é necessária para pacientes sintomáticos, todo esforço deve ser feito para reduzir a dose de radiação do paciente, mantendo a qualidade de imagem adequada para o diagnóstico;
- (c) Fabricantes de MDCTs e Físicos Médicos devem desenvolver métodos e/ou técnicas que possibilitem ao paciente a informação da dose de radiação recebida durante este exame, e finalmente;
- (d) Os níveis de referência em CCTA devem ser estabelecidos, a fim de fornecer parâmetros de referência e comparação em nível nacional.

A *PROTECTION I* (HAUSLEITER, 2009) demonstrou que a dose de radiação para exames de CCTA é atualmente comparável com outros procedimentos de diagnósticos, mas que esta dose varia significativamente entre hospitais e sistemas CT. A exposição à radiação pode ser substancialmente reduzida pela aplicação de ferramentas disponíveis para a redução da dose, mas estas estratégias são raramente utilizadas.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliar os protocolos de rotina e estimar a dose de radiação em pacientes submetidos à Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA), foram selecionados dois serviços privados de Radiologia do Rio de Janeiro. Ambos possuem TC multi-detectores fabricados pela Philips, modelos Brilliance-64 - Instituição I e Brilliance iCT 256 - Instituição II (Figura 3.1 e 3.2).

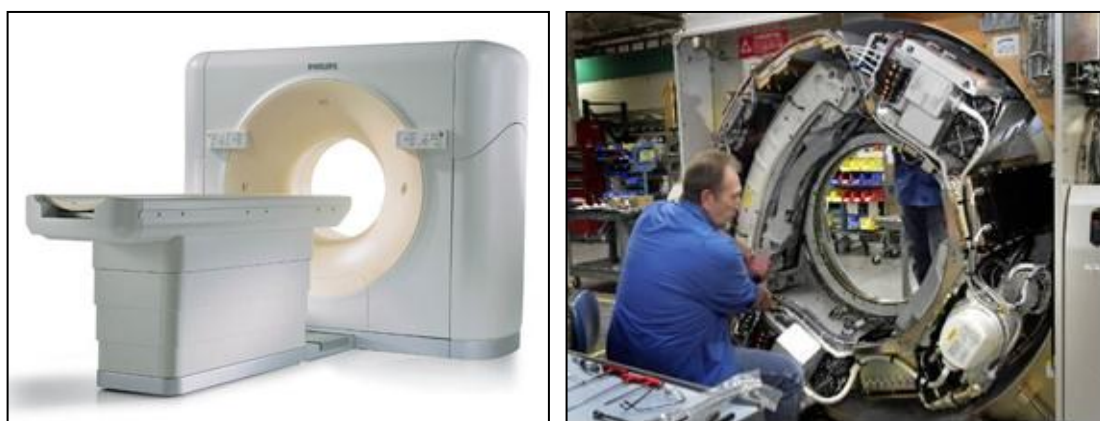


Figura 3.1 Fotografia do CT Philips, Brilliance 64 e sua construção



Figura 3.2 Fotografia do CT Philips, Brilliance iCT 256

As principais características dos equipamentos de Tomografia Computadorizada selecionados estão apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Principais características do equipamento de Tomografia Computadorizada Philips, Brilliance 64 e Brilliance iCT 256 (ImPACT, 2009).

Características	Instituições	
	I	II
1. Gerador de Raios X		
Tipo	Alta frequência	
Potência (kW)	60	12
kVp disponíveis	80, 120, 140	
Intervalos de mA e passo	30 – 500 (1 mA)	10 – 1000 (1 mA)
Máximo mA permitido para cada kV	80 kV: 500 mA 120 kV: 500 mA 140 kV: 430 mA	80 kV: 650 mA 120 kV: 1000 mA 140 kV: 750 mA
Tempo de varredura máxima contínua	100	Não informado
2. Sistema de Detecção		
Tipo de detector	Estado sólido	
Número máximo de dados simultaneamente adquiridos (número de cortes)	64	128
Número de detectores por linha	672	672
Número de elementos ao longo do eixo Z	64	128
Comprimento efetivo de cada elemento no isocentro (mm)	0,625	
Comprimento efetivo total do arranjo dos detectores no isocentro (mm)	40	80
3. Varreduras Helicoidal e Axial		
Tempo de rotação	0,4; 0,5; 0,75; 1; 1,5	0,27; 0,33; 0,375; 0,4; 0,5; 0,75; 1; 1,5
Colimação (número x largura) (mm)	64x0,265; 40x0,625; 20x0,625; 16x0,625; 32x0,5; 16x2,5; 2x0,5; 2x0,625	128x0,625; 112x0,625; 96x0,625; 64x0,265;
4. Controle Automático de Exposição (AEC)		
Controle automático de mA (AEC/modulação de mA)	D-DOM, Z-DOM, Cardiac	

3.1 Amostras de Pacientes

Para os exames de CCTA que incluem o escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC registrou-se os seguintes dados para cada paciente: identificação, idade sexo, peso e altura do paciente, indicações clínicas, fatores de risco

(fumante/hipertensão arterial, histórico familiar/diabetes/obesidade) e parâmetros técnicos (kV, mAs_{eff} , comprimento de varredura, tempo de varredura, tempo de rotação, *pitch*, os valores de índice de dose ($CDTI_{vol}$ e DLP informados no console do equipamento de TC). Foi também registrado se o exame foi realizado com o sistema de modulação de dose. Todas as imagens foram adquiridas durante fase diástole do coração. Um beta-bloqueador foi injetado via intravenosa caso a frequência cardíaca excedesse 65 bpm.

Para os exames de Angiografia por Tomografia Computadorizada de abdômen, abdômen + pelvis e tórax, as mesmas características e parâmetros técnicos dos pacientes foram registrados. Foi anotado se o exame foi realizado com os sistemas de modulação de dose disponível para estes exames: Z-DOM.

O número de pacientes coletados durante o período de Janeiro de 2009 a Dezembro de 2010 é apresentado na Tabela 3.2.

Tabela. 3.2 Pacientes estudados (n=número).

Exames	Pacientes (n)
CCTA	308
Abdômen	21
Abdômen + Pelvis	41
Tórax	31

As amostras de pacientes foram classificadas quanto ao índice de massa corporal (IMC) devido a um dos fatores de risco frequente ser a obesidade e também para verificar a aplicabilidade do sistema de modulação nos exames. A Tabela 3.3 apresenta a percentagem e classificação do IMC segundo a Organização Mundial de Saúde (WHO, 2000).

Tabela 3.3 Definição do Índice de Massa Corporal (%) (WHO, 2000).

Índice de Massa Corporal - IMC (%)	Classificação
Abaixo de 18,5	Peso ideal
Entre 18,5 e 24,9	Peso normal
Entre 25,0 e 29,9	Sobrepeso
Entre 30,0 e 34,9	Obesidade grau I
Entre 35,0 e 39,9	Obesidade grau II
Acima de 40,0	Obesidade grau III

3.2 Critérios de Qualidade da Imagem

O simulador fabricado pela Gammex, modelo 464 foi utilizado para os testes de controle de qualidade. A análise e aquisição das imagens seguiram o protocolo de testes do programa de acreditação em TC do Colégio Americano de Radiologia (ACR, 2004). Este simulador é constituído de água sólida ($0 \pm 5\text{HU}$), apresentando 160 mm de comprimento, 200 mm de diâmetro e 5,3 kg.

O simulador (Figura 3.3) é dividido em quatro módulos que permitem avaliar os seguintes critérios de qualidade de imagem: exatidão do número de TC para osso, acrílico e polietileno, exatidão da espessura de corte e resolução de alto e baixo contraste. Também permite avaliar o sistema de localização (conjunto de lasers ou feixes de luz) para posicionamento do paciente no tomógrafo. A indicação luminosa deve coincidir com a espessura irradiada de corte no isocentro do *gantry*. Desta forma, o sistema de localização foi avaliado quanto a sua exatidão com o corte irradiado, o deslocamento da mesa e o valor selecionado no painel de comando.

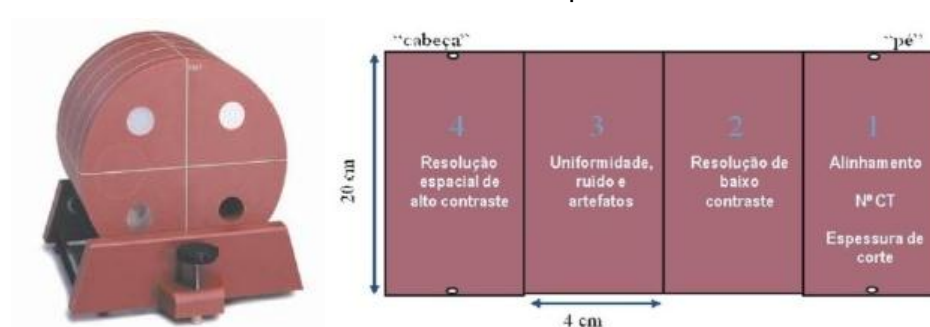


Figura 3.3 Simulador utilizado nos testes dos tomógrafos (McCOLLOUGH, 2004)

Os testes foram realizados segundo o protocolo estabelecido no manual do fabricante do simulador. A seguir são descritos os procedimentos adotados em cada módulo do simulador e o respectivo critério avaliado.

Módulo 1 – Calibração do número de TC e espessura de corte

O simulador foi posicionado na mesa de exame dos tomógrafos estudados de forma que as luzes de alinhamento coincidisse com as linhas marcadas no centro do módulo 1 do simulador (Figura 3.4). No comando do equipamento foi selecionado o deslocamento “Head First”, uma técnica de abdômen adulto e uma varredura axial. Após a varredura foi verificado se os 4 marcadores radiopacos (BBs) encontram-se nitidamente visíveis na imagem.

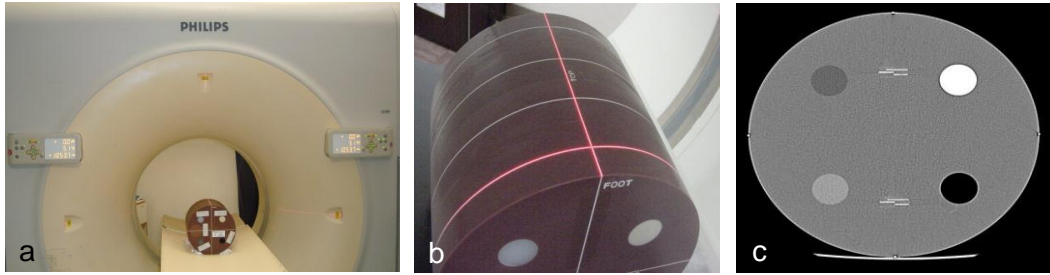


Figura 3.4 (a) Posicionamento do simulador ACR no tomógrafo, (b) Alinhamento e (c) Verificação dos 4 BBs (McCOLLOUGH, 2004)

Na imagem foram determinados os números de TCs dos materiais inseridos no objeto simulador. Com uma janela de $WW=400$ e $WL=0$, uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 200mm^2 foi desenhada sobre cada material. Para a avaliação da espessura de corte foram contados apenas os degraus que aparecem na imagem com mais do que 50% de intensidade que o degrau central, e dividindo por dois o número de degraus contados. Na Figura 3.5 pode-se observar a imagem da projeção da rampa e as ROI para avaliação de cada material.

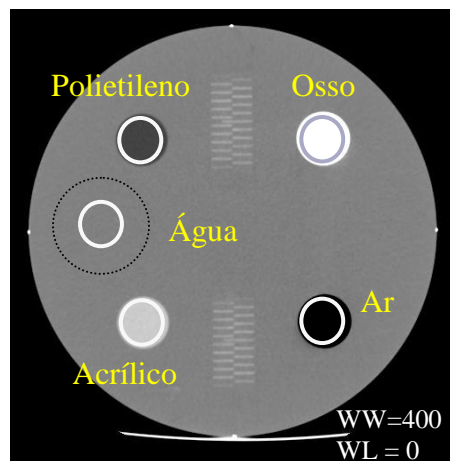


Figura 3.5 Regiões de interesse (ROI) para cada material e imagens das projeções das rampas para determinação da espessura de corte (McCOLLOUGH, 2004)

O mesmo procedimento foi adotado para determinar o número de TC da água para cada valor de espessura de corte e tensão dos tubos disponíveis nos dois tomógrafos. Segundo a Portaria 453 (MS, 1998) a diferença entre o valor medido e o valor tabelado deve ser inferior a $\pm 5\text{HU}$.

Módulo 2: Resolução de Baixo Contraste

Com o objeto simulador na posição de referência, foi utilizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto. Utilizando uma janela de $WW=100$ e $WL=100$, a

resolução de baixo contraste foi determinada a partir do número de conjuntos de quatro cilindros visualizado na imagem reconstruída. A Figura 3.6a apresenta a imagem com os objetos de testes.

O contraste na imagem foi determinado a partir da diferença entre o valor médio do número de TC obtido na ROI posicionado no maior cilindro visibilizado de 25 mm ($ROI \cong 100 \text{ mm}^2$) e o valor do ROI estabelecido ao lado esquerdo deste cilindro (Figura 3.6b).

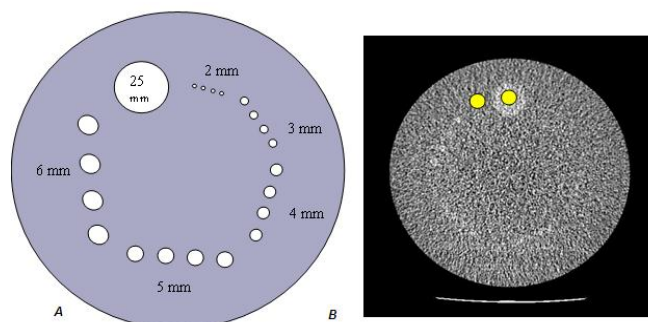
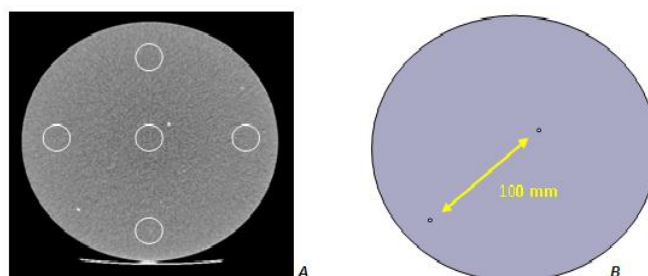


Figura 3.6 (a) Representação dos cilindros de diferentes diâmetros e (b) Imagem com o ROI desenhada em amarelo (McCOLLOUGH, 2004)

Módulo 3: Uniformidade, Ruído e Exatidão do marcador de distância

Para avaliação da uniformidade, ruído e exatidão do marcador de distância foi realizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto com o objeto simulador posicionado no centro do terceiro módulo. Com a janela de $WW= 100$ e $WL= 0$, cinco ROI de aproximadamente 400mm^2 foram desenhadas conforme apresentado na Figura 3.7. O número de TC das 5 ROI e o desvio padrão da ROI central foi registrado.

A exatidão do indicador de distância do tomógrafo será avaliada medindo-se a distância entre os objetos radiopacos (Figura 3.7b).



Figuras 3.7 (a) Posicionamento ds ROI para medida de uniformidade do número de CT e exatidão da distância no módulo 3; (b) Avaliação do indicador de distância (McCOLLOUGH, 2004)

Módulo 4: Resolução de Alto Contraste (resolução espacial)

Com o objeto simulador posicionado na posição de referência foi realizada uma varredura axial com técnica de abdômen adulto e uma janela de WW= 100, WL= 1110. A mais alta frequência espacial foi determinada a partir da visualização do conjunto de padrão de barras (número de pares de linhas) no qual os espaçamentos entre as linhas podem ser claramente diferenciados (Figura 3.8).

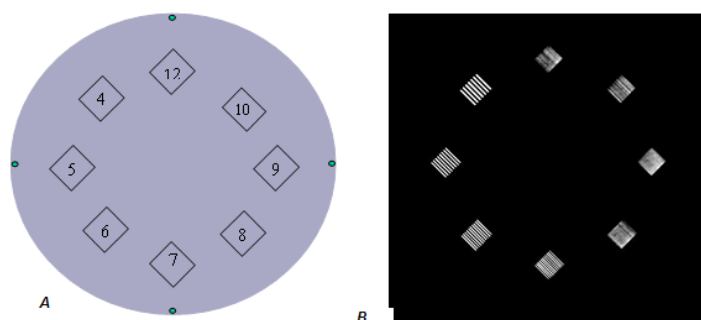


Figura 3.8 (a) Representação do módulo 4 com os oito conjuntos de padrão de barras: 4,5,6,7,8,9,10 e 12 pl/mm; (b) Imagem do módulo 4 com a correta janela para determinação da resolução espacial (McCOLLOUGH, 2004)

O procedimento anterior foi repetido para uma técnica de tórax de alta resolução com uma janela WW= 100 e WL= 1110.

3.3 Determinação dos Índices de Dose de Radiação

3.3.1 Determinação do Índice de Dose Ponderada Normalizado ($n\text{CTDI}_w$) – Simulador Cilíndrico

Para a determinação do índice de dose de TC ponderada (CTDI_w) utilizou-se um simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA), de 150 mm de espessura e com diâmetro de base de 320 mm, que simula a região do tórax do paciente. O simulador apresenta cinco cavidades sendo uma central e 4 periféricas (Figura 3.9).

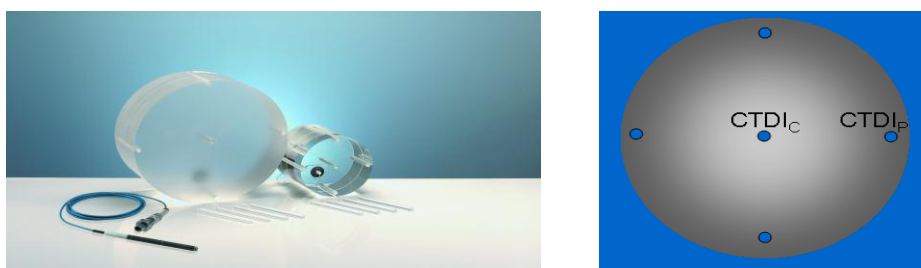


Figura 3.9 (a) Simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) e (b) as 5 cavidades (uma central e 4 periféricas) (MAHESH, 2009)

A câmara de ionização tipo “lápiz” (RADCAL 20x6-3CT) conectada ao eletrômetro (RADCAL 9095) deve ser inserida em cada cavidade. Três leituras consecutivas foram efetuadas em cada posição e obtida a média. As medidas foram realizadas utilizando uma técnica de tórax de rotina, aquisição axial e rotação única. O posicionamento do simulador no *gantry* do tomógrafo é apresentado na Figura 3.10.



Figura 3.10 Posicionamento do simulador no *gantry* do tomógrafo

Para calcular $CTDI_W$ foram utilizadas as seguintes equações:

$$CTDI_W = \frac{1}{3} (CTDI_{100,c} + 2CTDI_{100,p})$$

Onde: $CTDI_{PMMA,100,c}$ é a leitura obtida no centro do simulador para varredura única.

$$CTDI_{100,c} = R \times Cal \times f_c \times 0,9 \times \frac{L}{T}$$

Onde: $CTDI_{100,p}$ é a leitura média dos valores de $CTDI_{100}$ nas quatro posições periféricas do mesmo

simulador.

$$CTDI_{100,p} = \bar{R} \times Cal \times f_c \times 0,9 \times \frac{L}{T}$$

Onde: R é a leitura de exposição obtida no centro do simulador (mR); \bar{R} é a leitura média dos valores de exposição obtidos na periferia do simulador (mR); Cal é o fator de calibração da câmara de ionização; f_c é o fator de conversão de unidades de exposição a doses (0,00876Gy/R). Se as leituras forem realizadas em submúltiplos de Gy o fator é 1; 0,9 é o fator de conversão de kerma no ar para dose absorvida (mGy); L é o comprimento da câmara; e T é a espessura nominal de corte.

Para obter o valor de ${}_nCTDI_W$ divide-se este valor pelo mAs utilizado nas medidas. O cálculo para determinação do ${}_nCTDI_W$ foi realizado para corte único. Ao

aplicar a um determinado procedimento deve-se considerar o número de cortes realizados. Outro fator importante é a colimação. Neste equipamento a colimação total é de 40 mm.

3.3.2 Determinação dos valores de $CTDI_{vol}$, DLP e Dose Efetiva

A partir dos parâmetros técnicos dos exames registrados (escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC) e do valor do índice de dose ponderada normalizado (${}_nCTDI_w$), determinou-se os valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) e DLP (mGy.cm) para cada paciente.

Os valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) foram obtidos a partir da razão entre o valor obtido de ${}_nCTDI_w$ e o *pitch*. O DLP (mGy.cm) foi determinado a partir do produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura do exame. A dose efetiva (E) foi calculada pelo produto do valor de DLP e o fator de conversão *k* tabelado. O valor *k* adotado foi igual a 0,014 para exames de tórax conforme recomendado pelo Protocolo Europeu (BONGARTZ, 2004) para a amostra de pacientes de CCTA. Para a amostra de abdômen, abdômen + pelves e tórax, os valores de *k* foram 0,015, 0,015 e 0,014, respectivamente (BONGARTZ, 2004).

3.3.3 Determinação do índice de dose ponderada normalizado (${}_nCTDI_w$) – Simulador Elíptico

O simulador cilíndrico possui algumas desvantagens, pois este não representa adequadamente as estruturas ou características do paciente, que não são de forma circular, como a região torácica conforme apresentado por KALENDER (2005). A Figura 3.11 apresenta imagens da geometria anatômica da região de interesse (tórax e abdômen).



Figura 3.11 (a) Visualização da posição anteroposterior do tórax e abdômen; (b) Imagem radiográfica do abdômen e (c) seção transversal de TC de abdômen (comprimento de varredura e diâmetro) (MENKE, 2005)

Visando comparar o efeito da geometria do simulador na estimativa dos descritores de kerma em CT, foi construído o simulador elíptico (Figura 3.12 e 3.13) na oficina do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (CNEN/IRD). As dimensões do simulador seguiram os critérios recomendados por MENKE (2005). Para determinar os índices de dose neste simulador foi adotada a mesma metodologia dos itens 3.3.1 e 3.3.2.

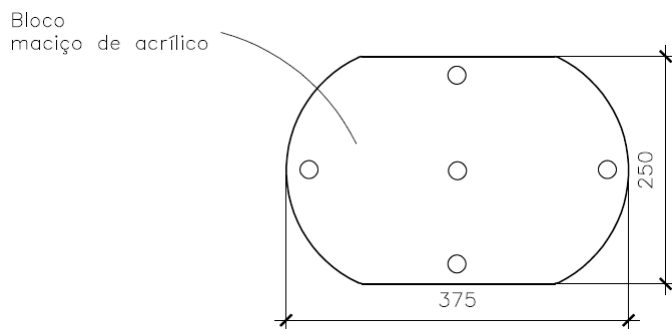


Figura 3.12 Visão frontal do projeto do simulador elíptico (escala em mm)

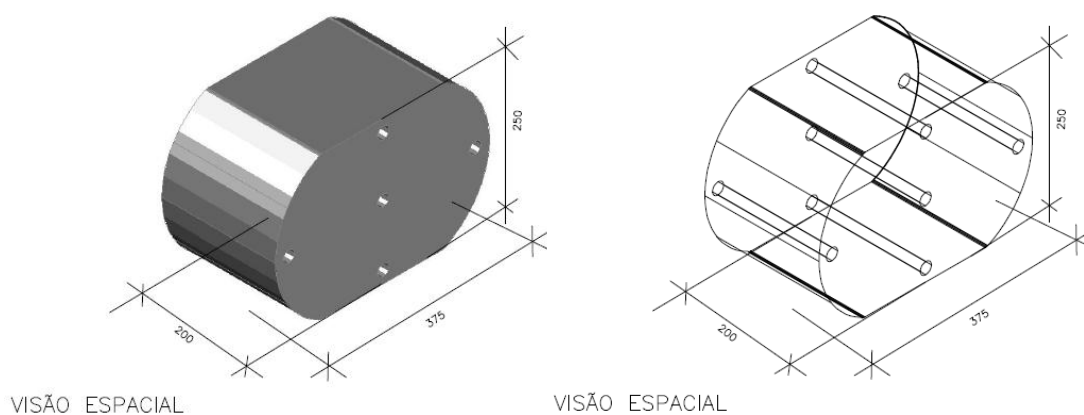


Figura 3.13 Visão espacial do simulador elíptico (escala em mm)

3.3.4 Determinação do índice de dose ponderada normalizado ($nCTDI_w$) – ImPACT

Para determinação dos índices de dose da amostra de pacientes estudada, utilizou-se o valor de $nCTDI_w$ tabelado de acordo com as recomendações do ImPact (ImPACT Group). Para equipamentos de 64 cortes, utilizou-se o $nCTDI_w$ do equipamento Philips MX8000 IDT, onde foi aplicado o fator de correção para colimação de 64x0,625mm. O fator utilizado foi de 0,748. A partir de $nCTDI_w$ tabelado, calculou-se o $CTDI_{vol}$, DLP e Dose Efetiva, considerando os parâmetros técnicos aplicados em cada exame. Para o MDCT 256 (Instituição II) não foi estimado o valor teórico pelo fato de ainda não existir um valor tabelado de $nCTDI_w$.

3.4 Determinações da Dose de Radiação Absorvida em Órgãos

Para determinar a dose de radiação em órgãos para os pacientes submetidos ao exame de CCTA utilizou-se a Planilha *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* (Figura 3.14) combinado com os valores de Monte Carlo estabelecidos pelo documento da NRPB-SR250. Os cálculos foram realizados selecionando os fatores de técnica para o exame de CCTA sem modulação de dose, o tipo de equipamento e o índice de dose normalizado ($nCTDI_w$) obtidos pela dosimetria do simulador matemático (Figura 3.15).

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
 Version 1.0.3 24/08/2010

Scanner Model:

Manufacturer: Philips

Scanner: Philips Brilliance 64 or 40

kV: 120

Scan Region: Body

Data Set: MCSET23 Update Data Set

Current Data: MCSET23

Scan range

Start Position: 52 cm Get From Phantom Diagram

End Position: 68 cm

Organ weighting scheme: ICRP 103

Acquisition Parameters:

Tube current: 464 mA

Rotation time: 0,4 s

Spiral pitch: 0,2

mAs / Rotation: 185,6 mAs

Effective mAs: 928 mAs

Collimation: 40 mm

Rel. CTDI: Look up 0,75 at selected collimatic

CTDI (air): Look up 16,0 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 17,2 mGy/100mAs

$nCTDI_w$: Look up 6,2 mGy/100mAs

CTDI _w	11,6	mGy
CTDI _{v,cl}	57,9	mGy
DLP	927	mGy.cm

Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T .H _T
Gonads	0,08	0,008	0,00064
Bone Marrow	0,12	15	1,8
Colon	0,12	0,11	0,014
Lung	0,12	44	5,3
Stomach	0,12	1,6	0,2
Bladder	0,04	0,013	0,00052
Breast	0,12	36	4,3
Liver	0,04	2,6	0,1
Oesophagus (Thymus)	0,04	88	3,5
Thyroid	0,04	11	0,45
Skin	0,01	9,4	0,094
Bone Surface	0,01	28	0,28
Brain	0,01	0,54	0,0054
Salivary Glands (Brain)	0,01	0,54	0,0054
Remainder	0,12	12	1,4
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			17

Remainder Organs	H _T (mGy)
Adrenals	3,1
Small Intestine	0,13
Kidney	0,71
Pancreas	2,5
Spleen	2
Thymus	88
Uterus / Prostate (Bladder)	0,027
Muscle	11
Gall Bladder	0,94
Heart	21
ET region (Thyroid)	11
Lymph nodes (Muscle)	11
Oral mucosa (Brain)	0,54
Other organs of interest	H _T (mGy)
Eye lenses	0,58
Testes	0,0053
Ovaries	0,011
Uterus	0,042
Prostate	0,013

Figura 3.14 Modelo da Planilha *ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator* version 1.0.3 (www.impact.scan.org/ctdosimetry.html)

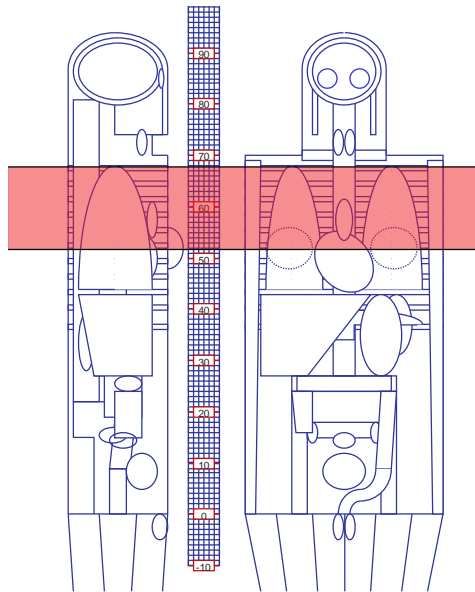


Figura 3.15 Esquema experimental do simulador matemático

3.5 Avaliação do Escore de Cálcio – Simulador antropomórfico cardíaco

O exame Escore de Cálcio quantifica a calcificação arterial coronária (CAC), um marcador da presença e extensão da doença aterosclerótica. A calcificação é definida como uma lesão acima de 130 HU e pode ser calculada a partir da soma ponderada das densidades acima de 130 HU (escore de Agatston) ou por métodos de cálculo do volume ou massa de cálcio.

A avaliação do escore de cálcio adiciona informações no diagnóstico da doença arterial coronariana (DAC), complementando outras informações de fatores de risco clínico, podendo alterar e/ou acrescentar condutas, principalmente em pacientes classificados como risco intermediário pelo escore de Framingham (GREENLAND, 2004). As recomendações para utilização do escore de cálcio estão listadas na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 Indicações para avaliação do Escore de Cálcio.

Indicações	Classe
1. Pacientes assintomáticos com risco intermediário de eventos (10-20% em 10 anos) pelos critérios de Framingham	I
2. Pacientes assintomáticos com histórico familiar de DAC precoce	Ila
3. Pacientes de baixo risco pelo escore de Framingham (>10% em 10 anos)	III
4. Pacientes de alto risco pelo escore de Framingham (>20% em 10 anos) ou com doença arterial coronária já diagnosticada	III
5. Seguimento da evolução do escore de cálcio	IIII

Deste modo, visando à importância deste exame na avaliação da doença coronariana, foi avaliada a influência dos parâmetros técnicos de exposição na detecção de placas calcificadas nas artérias coronarianas. Foi utilizado o simulador antropomórfico cardíaco (Figura 3.16), o qual possui estruturas antropomórficas dos pulmões e coluna vertebral circundada de material tecido-equivalente.

As dimensões do simulador são: 300 mm de largura, 200 de altura e 150 mm de profundidade. Na posição do coração, existe uma esfera cilíndrica de 100 mm de diâmetro, a qual possui pequenas esferas para calibração. As esferas possuem três conjuntos cilíndricos calcificados de tamanhos diversos (1, 3, 5 mm de diâmetro e altura) e hidroxiapatita (HA) densidades (200, 400 e 800 mg/cm³), respectivamente.

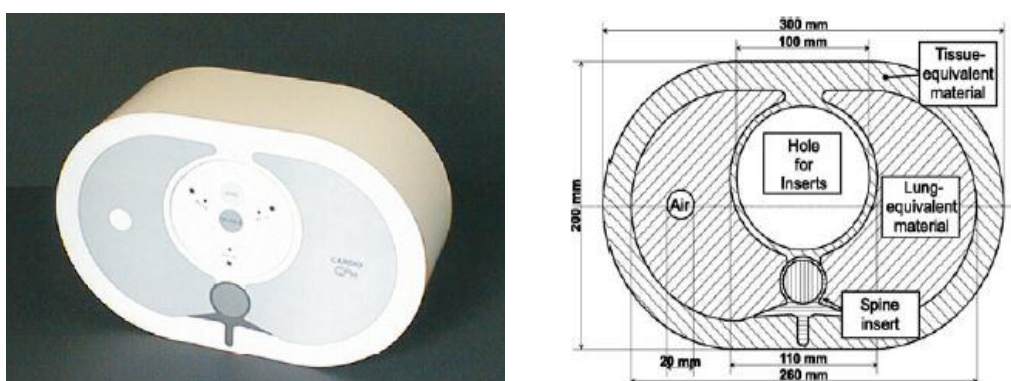


Figura 3.16 Simulador antropomórfico cardíaco TC (QRM, Mohrendorf, Germany)

Existem duas esferas grandes homogêneas, sendo uma de água (0 HU ±3) e a outra de osso esponjoso (densidade 200 mg/cm³). O simulador permite determinar o escore de Agatston, o volume e a massa das calcificações.

O simulador cardíaco foi posicionado sobre a mesa e sua extremidade posterior alinhada com o laser. O primeiro protocolo de varredura seguiu as instruções realizadas por Agatston (1990) e serviu como imagem-referência. A seguir, foram realizadas combinações entre os parâmetros técnicos: tensão (80, 120 e 140 kVp) e produto corrente-tempo (30 - 220 mAs em intervalos de 30 mAs). Estes parâmetros foram selecionados de acordo com as características de cada tomógrafo estudado.

Após a aquisição dos dados, as imagens reconstruídas foram transferidas para uma estação de trabalho dedicada, onde os valores de escore de Agatston e de massa foram calculados automaticamente através do software dedicado da Philips. O ruído da imagem também foi determinado através do desvio padrão (SD) das imagens para cada combinação. Foram realizados três ROIs circulares (200 mm²) na esfera grande homogênea de 200 mg/cm³ e posteriormente obtido o valor médio.

3.6 Estudos dos Sistemas de Modulação em exames de Angiografia de abdômen, pelvis e tórax por Tomografia Computadorizada

Nesta etapa foram estudados os exames de angiografia de abdômen, pelvis e tórax. Uma amostra de 21 pacientes submetidos ao exame de abdômen foi selecionada aleatoriamente, 41 pacientes para exames de abdômen e pelvis e 31 pacientes para tórax. Foram coletados exames que utilizaram o sistema de modulação de dose e exames sem modulação de dose. O sistema de modulação disponível no equipamento de tomografia foi o ZDOM. Os índices de dose foram comparados entre os exames com e sem modulação de dose e sua redução.

3.7 Análise Estatística

Todos os dados foram digitados em planilha eletrônica. A análise foi realizada utilizando *Statistica StatSoft* (versão 6,0) e *OriginLab* (versão 8,6). Os resultados foram expressos como mediana e interquartil [25% -75%], Min-Max e percentil 75 (3^o quartil). Análises de dados foi realizada utilizando o EXCEL através do teste-t para duas amostras presumindo variâncias equivalentes e variâncias diferentes. Um valor de *p* inferior a 0,05 foi considerado para ser estatisticamente significativo.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Avaliações dos critérios de Qualidade da Imagem

Para a avaliação dos critérios de qualidade da imagem, o simulador Gammex foi utilizado nos tomógrafos das Instituições I e II, e a aquisição das imagens seguiu as recomendações estabelecidas no manual do fabricante.

No teste de alinhamento (Figura 4.1), foi verificado o correto posicionamento do simulador para a avaliação da qualidade da imagem. Avalia-se também se os indicadores luminosos (lasers) do equipamento e a mesa de exames estão corretamente alinhados. Considera-se adequado o alinhamento quando são observados na imagem os quatro pontos nas extremidades, correspondentes às esferas de aço. Os resultados obtidos mostraram que os dois tomógrafos estudados atenderam aos requisitos.

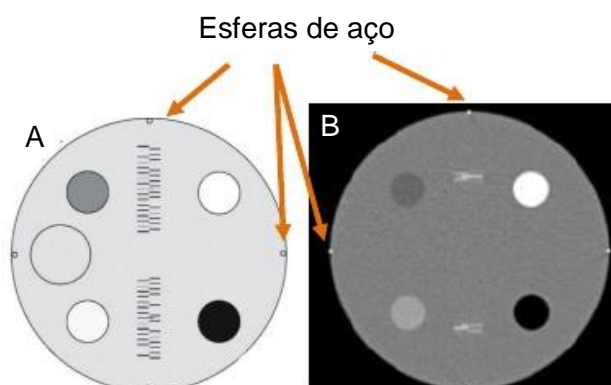


Figura 4.1 (a) Imagem do simulador para avaliação do alinhamento (McCOLLOUGH, 2004); (b) Imagem radiográfica obtida no CT-64 cortes

É importante ressaltar que qualquer falha do sistema luminoso e deslocamento da mesa podem ocasionar um posicionamento incorreto do paciente, resultando em perda de informação de regiões anatômicas de interesse e exposição desnecessária.

Módulo 1: Calibração no número de TC e espessura de corte

Na avaliação da calibração do número de TC, mede-se o número de TC em 5 regiões de interesse (ROI's) referentes a materiais equivalentes a polietileno, água, acrílico, osso e ar.

A Tabela 4.1 mostra os resultados encontrados no Módulo 1 para os dois tomógrafos. Os resultados mostram que os dois tomógrafos estão conformes para todas as cinco estruturas avaliadas sugeridas pelo ACR (2004). Os números de TC descalibrados podem causar informações errôneas nas imagens tomográficas, como a avaliação equivocada da densidade de um tumor. Quanto à dependência do número de TC da água para diferentes valores de espessura e tensão, segundo as recomendações estabelecidas pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR, 2004), deve ser entre ± 7 HU, mas é recomendado que esteja entre ± 5 HU, independente da espessura de corte selecionada. Os resultados obtidos na Tabela 4.1 foram considerados adequados com os limites aceitáveis.

Tabela 4.1 Resultados dos Critérios de Qualidade da Imagem do Módulo 1.

Módulo 1:	Instituição I	Instituição II	Tolerância (HU)
Exatidão do número de TC			
Polietileno	-83,1	-94,7	-107 e -87
Água	+4,6	+2,3	-7 e +7
Acrílico	+105,3	+121,5	+110 e +130
Osso	+891,4	+903,6	+850 e +970
Ar	-985,7	-1000,1	-1005 e -970
Espessura de corte			
5 mm	+6,0	+4,6	-7 e +7 HU
7 mm	+4,9	+4,2	
Tensão do tubo			
80 kVp	+3,4	+2,9	-7 e +7 HU
100 kVp	+5,7	+3,8	

Módulo 2: Resolução de Baixo Contraste

Segundo as recomendações do ACR (2004), devem ser visualizadas, pelo menos, o grupo de quatro cilindros com 6 mm de diâmetro. Os resultados indicaram que os dois tomógrafos apresentaram-se adequados à resolução de baixo contraste na visualização dos cilindros de 6 mm. É importante ressaltar que, a resolução de baixo contraste deteriorada resulta na impossibilidade de se identificar estruturas com densidades próximas. Esta resolução pode ser melhorada com aumento na dose absorvida e consequente redução no ruído da imagem (EC, 2008).

Módulo 3: Uniformidade, Ruído e Exatidão do marcador de distância

Para a avaliação da uniformidade dos números TC nas imagens tomográficas, foram definidas regiões de interesse (ROI's) na periferia do simulador e no centro da imagem, como mostrado na Figura 51. Os números TC obtidos estão apresentados

na Tabela 4.2. Observou-se que as imagens dos tomógrafos apresentaram variação menor que ± 5 HU, que é o valor limite recomendado pelo ACR (2004).

O ruído da imagem corresponde ao desvio padrão (em HU) de uma ROI central em uma substância homogênea. O ruído deve ser comparado com os valores de linha de base do tomógrafo, porém, não deve ultrapassar 0,5%, de acordo com a Sociedade Espanhola de Radiologia (2002). Deste modo, os resultados indicaram adequação com a referência adotada. O parâmetro que mais influencia o ruído é o produto corrente-tempo (mAs), onde é inversamente proporcional à raiz quadrada da dose absorvida, isto é, um aumento na dose, reduz o ruído na imagem. Entretanto, uma redução na espessura de corte requer um aumento proporcional no produto corrente-tempo, para evitar um aumento no ruído (EC, 2008).

A distância entre os objetos radiopacos foram iguais a aproximadamente 99mm.

Tabela 4.2 Resultados dos Critérios de Qualidade da Imagem do Módulo 2.

Módulo 2	Instituição I	Instituição II	Tolerância (HU)
Centro \pm SD	5,3 \pm 4,1	5,4 \pm 4,7	-7 e +7 \pm 5 HU
3h	4,8	4,9	\leq 5 HU
6h	3,2	4,1	\leq 5 HU
9h	4,3	4,9	\leq 5 HU
12h	4,4	4,6	\leq 5 HU

Módulo 4: Resolução de Alto Contraste (resolução espacial)

Na avaliação da resolução de alto contraste, foi verificada a quantidade máxima de pares de linha por milímetro que pode ser distinguida na imagem do simulador. Utilizando uma técnica de abdômen adulto e de tórax de alta resolução, os valores obtidos encontram-se dentro do recomendado, sendo 5 lp/mm e 6 lp/mm respectivamente.

4.2 Avaliações dos Índices de doses em uma amostra de pacientes submetidos ao exame de CCTA

4.2.1 Características dos pacientes

Para a avaliação dos índices de dose em CCTA, uma amostra de 211 pacientes (Instituição I) e 97 pacientes (Instituição II) foi selecionada aleatoriamente. Na Tabela 4.3 são apresentadas as principais características dos pacientes para ambas as Instituições.

Tabela 4.3 Principais características dos pacientes estudados.

Características	Instituição I		Instituição II	
	F	M	F	M
Número de pacientes e percentil (%)	59 (28%)	152 (72%)	35 (36%)	62 (64%)
Idade (anos) Valores: médio, máximo e mínimo	62,0 86 38	58,1 90 27	62,4 83 37	59,5 86 31
Peso (kg) Valores: médio, máximo e mínimo	69,4 105 46	85,4 160 50	72,0 121 48	87,4 128 65
Altura (m ²) Valores: médio, máximo e mínimo	1,61 1,75 1,45	1,74 1,92 1,54	1,62 1,83 1,47	1,76 1,94 1,58
Batimentos cardíacos (BPM) Valores: médio, máximo e mínimo	63,3 87 40	60,9 82 43	60,1 72 45	59,6 76 46
Indicações Clínicas (%):				
Assintomático	51,2		46,9	
Dor torácica	27,0		31,3	
Outros	21,8		21,9	

F= feminino M=masculino

Observa-se que em ambas as Instituições, o número de pacientes masculinos foi superior aos pacientes femininos. Isso demonstra que a doença arterial coronariana (CAD) é mais frequente em homens. Estudo realizado por Foss (2000) revela que o índice de mortalidade também é mais elevado entre os homens que entre as mulheres, especialmente na idade de até 55 anos. No entanto, após a menopausa, as taxas de doenças cardíacas em mulheres aumentam consideravelmente, de forma a quase alcançar a taxa masculina, provavelmente devido à alteração hormonal. Este comportamento pode ser observado nas Figuras 4.2 e 4.3.

Na Instituição I, para pacientes femininos, a maioria dos exames realizados concentra-se na faixa de 60 a 70 anos. No caso dos homens, há uma maior dispersão a partir dos 40 anos de idade. Observa-se um comportamento similar na Instituição II.

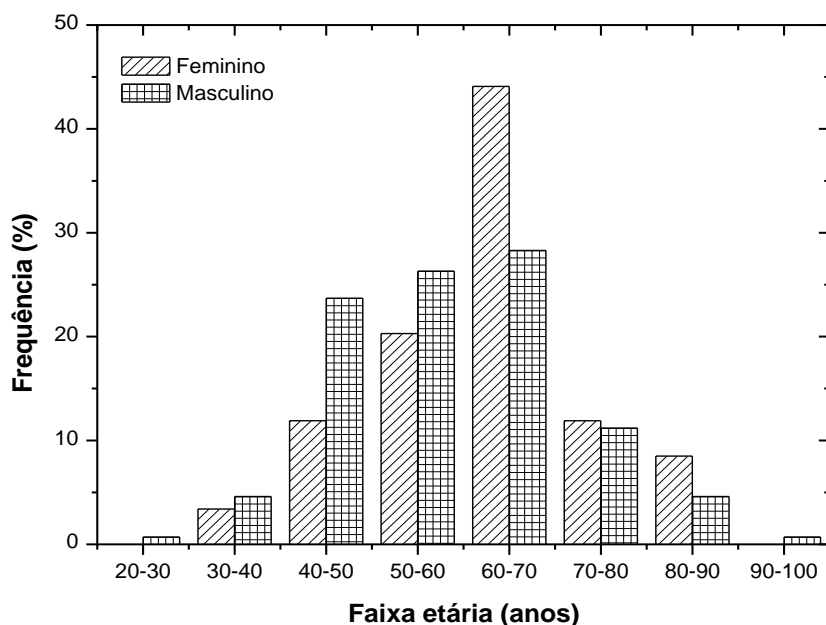


Figura 4.2 Distribuição da frequência de exames em função da idade dos pacientes para a Instituição I

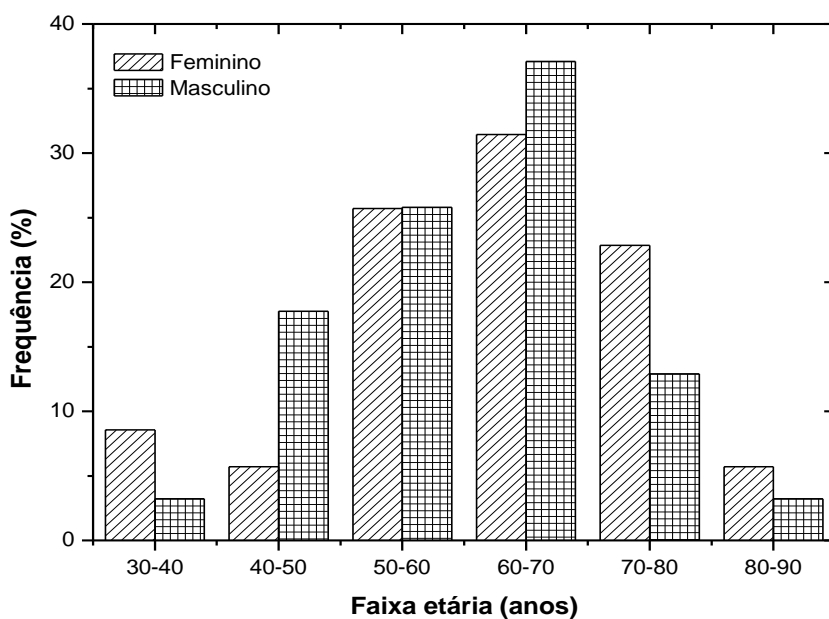


Figura 4.3 Distribuição da frequência de exames em função da idade dos pacientes para a Instituição II

Para verificar a influência do aumento de doenças coronarianas com o peso do paciente, classificou-se a amostra de pacientes de acordo com o Índice de Massa Corporal (Tabela 4.4).

Tabela 4.4 Classificação dos pacientes de acordo com o IMC (WHO, 2000).

Grupo	IMC	Classificação
0	Abaixo de 18,5	Peso ideal
1	Entre 18,5 e 24,9	Peso normal
2	Entre 25,0 e 29,9	Sobrepeso
3	Entre 30,0 e 34,9	Obesidade grau I
4	Entre 35,0 e 39,9	Obesidade grau II (severa)
5	Acima de 40,0	Obesidade grau III (mórbida)

Observa-se nas Figuras 4.4 e 4.5 que nenhum paciente encontra-se na categoria de peso ideal (IMC abaixo de 18,5 kg/m²). Na Instituição I, para a amostra de pacientes femininos, 36,5% estão com o peso normal e cerca de 60% encontram-se acima do peso (sobrepeso, obesidade I e II). Para os pacientes masculinos, o resultado encontrado é mais significativo, pois aproximadamente 52,5% dos pacientes estão classificados com sobrepeso e aproximadamente 1% com obesidade mórbida.

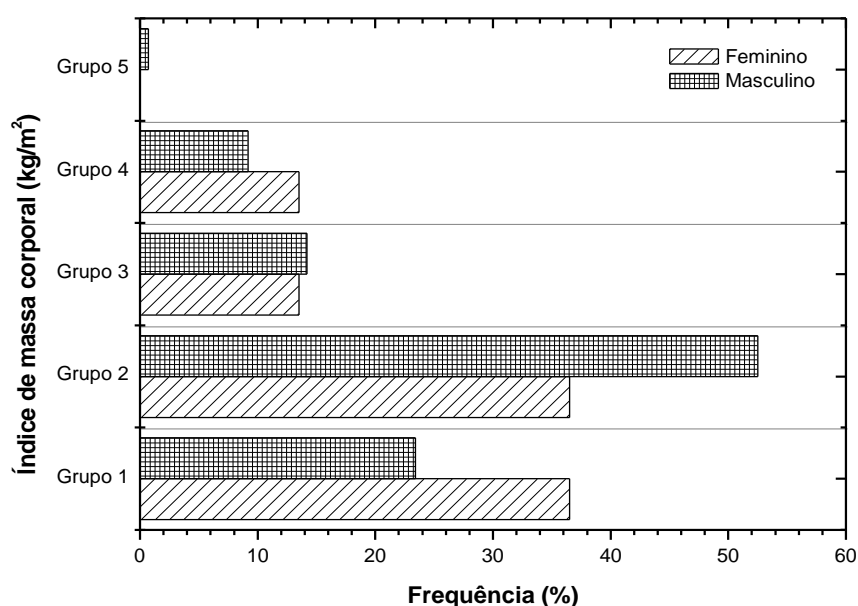


Figura 4.4 Distribuição da frequência de exames em função do índice de massa corporal (kg/m²) para a Instituição I

Na Instituição II, aproximadamente 44% pacientes femininos e 56% masculinos encontram-se acima do peso. Na classificação obesidade severa, cerca de 9% são mulheres e 22% homens. Estes resultados evidenciam que a obesidade é um dos fatores de risco para as doenças coronarianas.

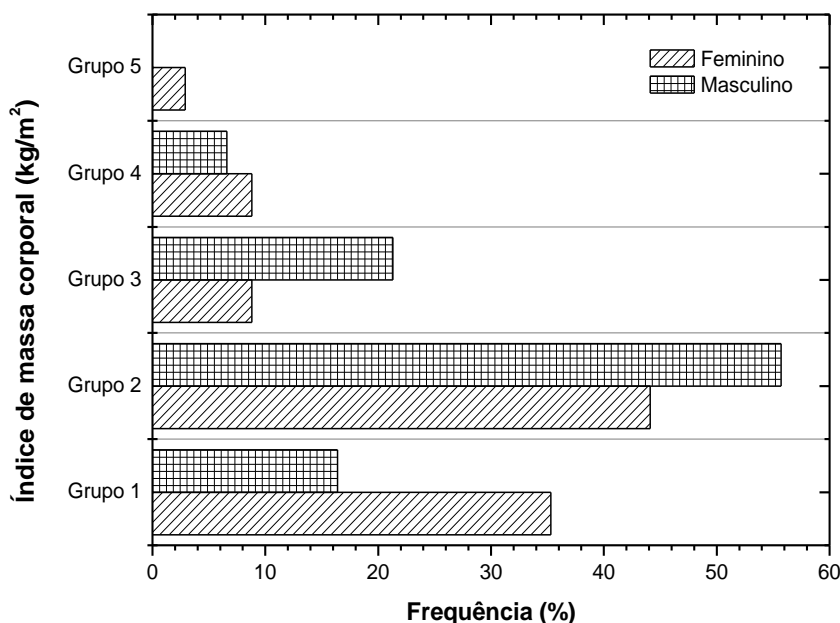


Figura 4.5 Distribuição da frequência de exames em função do índice de massa corporal (kg/m^2) para a Instituição II

Para a realização do exame de CCTA é necessário verificar a frequência cardíaca do paciente, sendo o intervalo ideal entre 60 a 65 BPM. Quando estes valores não são atingidos, intervenções medicamentosas são realizadas até que o paciente esteja estabilizado. Os valores dos batimentos cardíacos por minuto da amostra estudada variaram entre 40 e 87 bpm.

As indicações clínicas mais frequentes para a realização do exame foram de aproximadamente 50% para pacientes assintomáticos e 30% dor torácica.

Na Figura 4.6 pode-se verificar que a hipertensão Arterial (HAS) e a dislipidemia são os fatores de risco mais frequentes, seguido dos ex-tabagistas e dos pacientes com histórico familiar. A HAS é uma das doenças com maior prevalência no mundo moderno, tendo como causas a hereditariedade, a obesidade, o sedentarismo, o alcoolismo e o estresse (MANCIA, 2007). A dislipidemia está presente em aproximadamente 40% da amostra. A dislipidemia é a presença de níveis elevados ou anormais de lipídios (moléculas gordurosas) no sangue. As anormalidades nos lipídios são extremamente comuns na população em geral devido à influência do colesterol, uma das substâncias lipídicas clinicamente mais relevantes nesta doença.

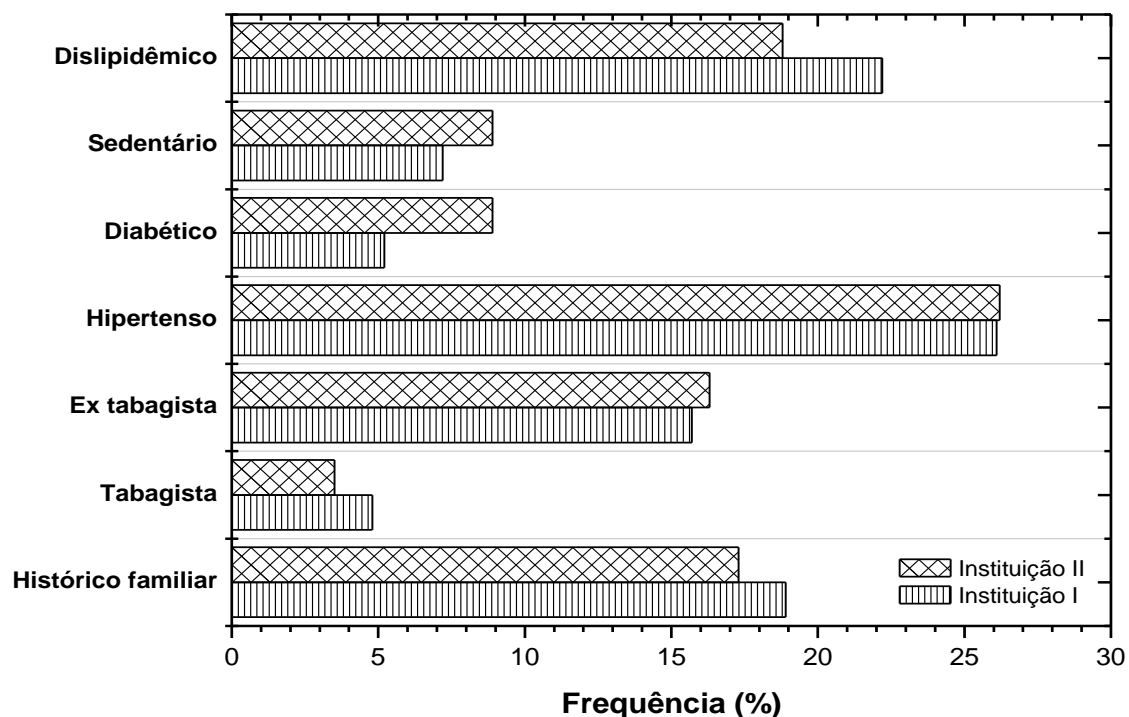


Figura 4.6 Distribuição da frequência de fatores de riscos da amostra estudada

4.2.2 Parâmetros técnicos

Durante a aquisição dos dados, foram registrados para cada paciente, os dados de tensão e corrente do tubo de raios X, tempo de rotação, espessura de corte, colimação total, incremento ou *pitch* e comprimento de varredura utilizados rotineiramente nos exames de Escore de Cálcio e Angiografia coronariana por TC.

A seguir, os resultados serão discutidos separadamente para cada tipo de exame.

4.2.2.1 Exame de Escore de Cálcio

Os parâmetros técnicos do exame de escore de cálcio para avaliação da quantidade de cálcio depositada nas artérias coronarianas podem ser observados na Tabela 4.5. Observa-se que as principais diferenças entre os protocolos das Instituições estudadas são a colimação e os valores de mAs (produto corrente-tempo). Estes fatores afetam significativamente a dose de radiação do paciente.

Tabela 4.5 Parâmetros Técnicos de Escore de Cálculo para Instituições I e II.

Parâmetros técnicos	Instituição I	Instituição II
Aquisição	Axial ou sequencial	
Comprimento de varredura (cm)	12,9	12,5
Espessura de corte (mm)	0,625	
Colimação	40	32
Tempo de rotação (s)	0,4	0,33
Tensão aplicada (kVp)	120	
mAs	207 (143 - 429)*	469 (364 - 909)*

*Valores médio, mínimo e máximo

4.2.2.2 Exame de CCTA

Os parâmetros técnicos típicos de um exame de CCTA para avaliação de doença arterial coronariana (CAD) podem ser observados na Tabela 4.6. Os pacientes da Instituição I foram divididos em dois grupos: os que realizaram exames sem modulação de corrente do tubo de raios X (Protocolo A) e com modulação de corrente por ECG – modo de aquisição da imagem Retrospectivo (Protocolo B). Na Instituição II, as imagens foram adquiridas no modo Prospectivo (Protocolo C).

Tabela 4.6 Parâmetros Técnicos de CCTA para as Instituições I e II.

Parâmetros técnicos	Instituição I		Instituição II
	Protocolo A	Protocolo B	Protocolo C
Aquisição	Helicoidal		Axial
Sistema de Modulação	Retrospectivo		Prospectivo
Comprimento de varredura (cm)	16,9 (F) 16,5 (M)	14,7 (F) 15,9 (M)	12,1 (F) 14,1 (M)
Espessura de corte (cm)	0,625		
Colimação	64		96, 112, 128
Pitch	0,2		-
Tempo de rotação (s)	0,4		0,27
Tensão aplicada	120		
mAs total no exame	861,1 (750 - 981)*	- <995	347,8 (270 - 360)*

*Valores médio, mínimo e máximo

No caso do protocolo B, não é possível determinar o valor exato de mAs utilizado para obtenção de cada imagem. Durante o procedimento verifica-se apenas uma indicação de que o valor do mAs é inferior ao pré-definido no início do exame, conforme apresentado na Figura 4.7.

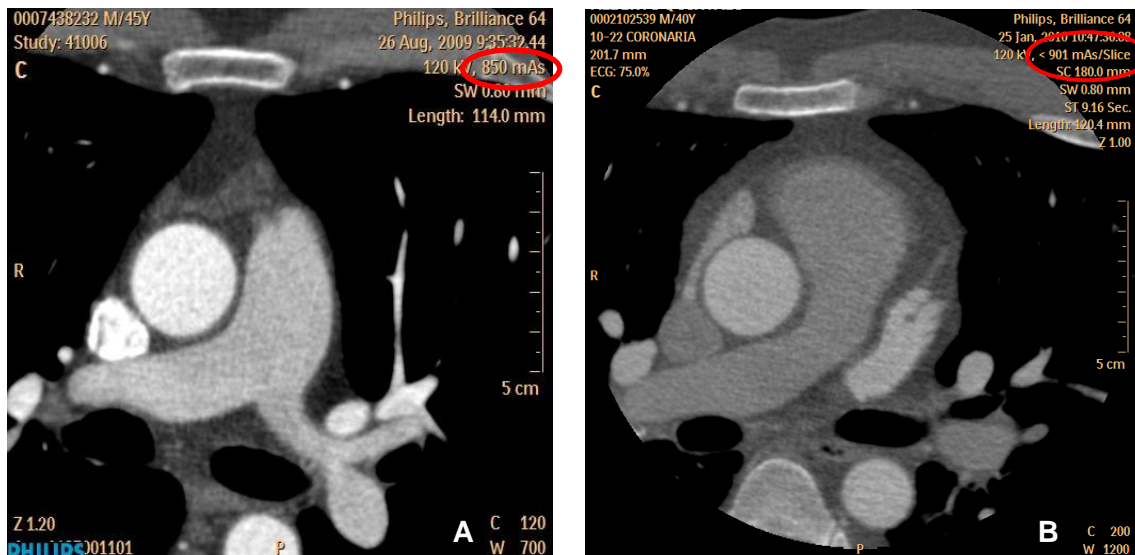


Figura 4.7 (a) Imagem radiográfica de um paciente sem modulação de corrente do tubo de raios X por ECG e (b) Imagem radiográfica de um paciente com modulação de corrente do tubo de raios X por ECG

Deste modo, não foi possível estimar os índices de doses para os pacientes que utilizaram o sistema de modulação de dose por eletrocardiograma - *DoseRight Cardiac*. Sendo assim, foi necessário validar os valores de dose fornecidos no relatório de dose fornecido pelo software do equipamento.

Para a validação dos valores de dose ($CTDI_{vol}$) comparou-se os valores obtidos no console do equipamento com os valores medidos com os simuladores. O valor de $CTDI_{vol}$ obtidos foram de $45,1 \pm 2,9$ mGy para o simulador cilíndrico e de $54,1 \pm 3,5$ mGy para o elíptico, enquanto o valor de console foi igual a $50,2 \pm 3,3$ mGy. Estes resultados indicaram uma diferença inferior a 10% conforme mostra a Figura 4.8. Através da análise estatística com os dados dos dois simuladores, o resultado mostrou uma confiabilidade de 95%. Consequentemente, o valor de console pode ser utilizado na comparação de dose de radiação.

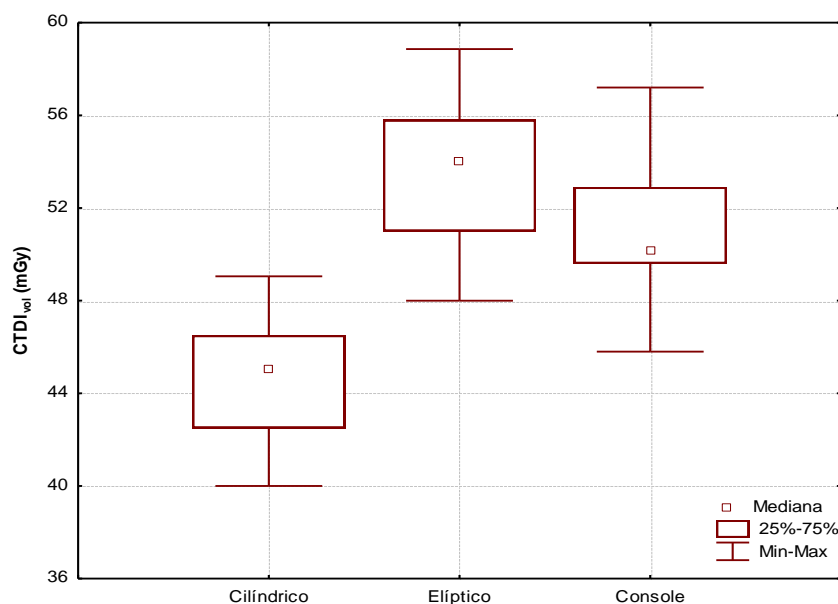


Figura 4.8 Distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ obtidos para os simuladores, cilíndrico e elíptico e os valores fornecidos pelo console de equipamento

4.3 Avaliações dos Índices de dose de radiação

Os índices de dose de radiação ($CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva) nos exames de CCTA, que incluem o escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC foram determinados por diferentes métodos: (1) estimados com simulador cilíndrico (método mais utilizado), (2) estimados com simulador elíptico e (3) calculado a partir dos valores do ImPACT. Os resultados de dose foram comparados com os valores fornecidos pelo console do equipamento de TC. Ressalta-se que para o tomógrafo da Instituição II a tabela do ImPACT não inclui o valor teórico de $nCTDI_w$.

A partir dos dois simuladores (cilíndrico e elíptico) e da câmara de ionização tipo “lâpis” (RADCAL 9095) foi calculado o índice de dose ponderado normalizado ($nCTDI_w$). Na Tabela 4.7 apresenta os valores encontrados para ambos os simuladores e Instituições (Instituição I: TC 64-cortes e Instituição II: TC 256-cortes).

Tabela. 4.7 Valores do índice de dose ponderado normalizado ($nCTDI_w$) para os simuladores cilíndrico e elíptico.

Simulador	Instituição I (mGy/mA)	Instituição II (mGy/mA)
Cilíndrico	0,050	0,005
Elíptico	0,060	0,007

A partir do índice de dose ponderado normalizado e dos parâmetros técnicos dos exames de CCTA foi possível obter os valores de $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva. Na análise comparativa não-paramétrica dos valores dose de radiação, os resultados foram estatisticamente significativos, com um $p \cong 0,04$ para todo o estudo.

4.3.1 Amostra de pacientes do exame de Escore de Cálcio

As Tabelas 4.8 e 4.9 apresentam os valores de $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva para o exame de Escore de Cálcio para as Instituições I e II, respectivamente. Na Instituição I, observa-se que os valores de $CTDI_{vol}$ obtidos a partir dos simuladores cilíndrico e elíptico foram iguais a $2,9 \pm 0,5$ mGy e $3,5 \pm 0,6$ mGy, respectivamente. Estes valores são aproximadamente 30% e 15% inferiores ao valor do console do equipamento, respectivamente. Para a Instituição II, os valores de $CTDI_{vol}$ foram iguais a 5,3 mGy (cilíndrico) e 7,2 mGy (elíptico), sendo aproximadamente 35% e 11% inferiores ao valor do console.

No exame de escore de cálcio observa-se que, devido a faixa de mAs ser consideravelmente mais elevada na Instituição II, os índices de dose consequentemente foram superiores aos obtidos na Instituição I.

Tabela 4.8 Índices de doses para a Instituição I.

Índices de Dose	Simulador Cilíndrico	Simulador Elíptico	ImPACT	Console
$CTDI_{vol}$ (mGy)	$2,9 \pm 0,5$	$3,5 \pm 0,6$	$3,6 \pm 0,7$	$4,1 \pm 0,7$
DLP (mGy.cm)	$37,5 \pm 7,0$	$44,9 \pm 8,4$	$43,0 \pm 8,8$	$53,1 \pm 9,7$
Dose Efetiva (mSv)	$0,5 \pm 0,1$	$0,6 \pm 0,1$	$0,7 \pm 0,1$	$0,7 \pm 0,2$

Tabela 4.9 Índices de doses para a Instituição II.

Índices de Dose	Simulador Cilíndrico	Simulador Elíptico	Console
$CTDI_{vol}$ (mGy)	$5,3 \pm 1,4$	$7,2 \pm 1,9$	$8,1 \pm 2,1$
DLP (mGy.cm)	$66,1 \pm 18,5$	$90,7 \pm 25,5$	$101,5 \pm 28,0$
Dose Efetiva (mSv)	$1,3 \pm 0,3$	$1,3 \pm 0,4$	$1,4 \pm 0,4$

Na Tabela 4.10 são apresentados os valores de dose efetiva obtidos no presente estudo e os valores apresentados na literatura. Em trabalho realizado por DILL (2008), os exames de escore de cálcio avaliados em um equipamento MDCT 16-cortes encontraram uma dose efetiva igual a $2,73 \pm 0,3$ mSv, sendo um valor muito elevado ao comparar com os valores encontrados neste estudo. Em outro trabalho realizado por GERBER (2009) com MDCT 64-cortes, verificou-se que a dose efetiva foi de 3 mSv, também muito superior aos valores deste estudo. Estas diferenças devem-se a seleção de parâmetros técnicos mais elevados. Importante ressaltar que os valores da literatura foram fornecidos pelo console do equipamento de TC.

Tabela 4.10 Valores de dose efetiva para o presente estudo e na literatura.

Autores	Dose Efetiva (mSv)
Presente estudo	$0,7 \pm 0,2^*$
	$1,4 \pm 0,4^{**}$
Dill (2008)	$2,73 \pm 0,33$
Gerber (2009)	3

*Instituição I ** Instituição II

4.3.2 Amostra de pacientes do exame de CCTA

4.3.2.1 Índices de dose – Simulador Cilíndrico

Nas Figuras 4.9 a 4.10 são apresentadas as distribuições dos valores de $CTDI_{vol}$ e de DLP para o exame de angiografia coronariana por TC em função do gênero dos pacientes para as Instituições I e II, respectivamente. Na amostra de pacientes da Instituição I - Protocolo A (sem modulação de dose), observou-se que o intervalo de $CTDI_{vol}$ foi de 37,5 e 49,1 mGy. Observa-se que o valor do 3º quartil foi aproximadamente igual a 45 mGy independente do gênero do paciente. Para o Protocolo B (com modulação de dose - Retrospectivo), onde os valores de $CTDI_{vol}$ utilizados foram os fornecidos pelo console do equipamento, o 3º quartil foi de aproximadamente 30 mGy, representando uma redução de dose de aproximadamente 35%.

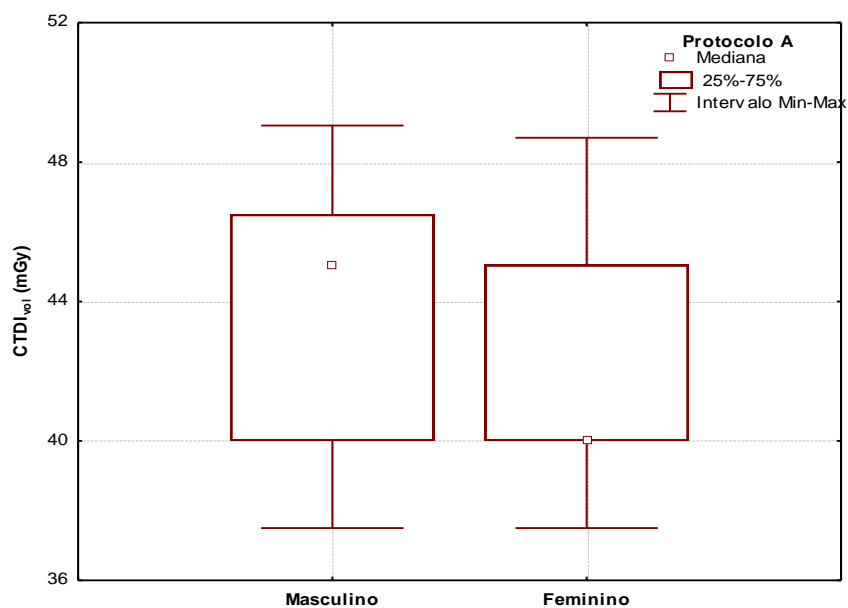


Figura 4.9 Distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ em função do gênero dos pacientes para a Instituição I - Protocolo A

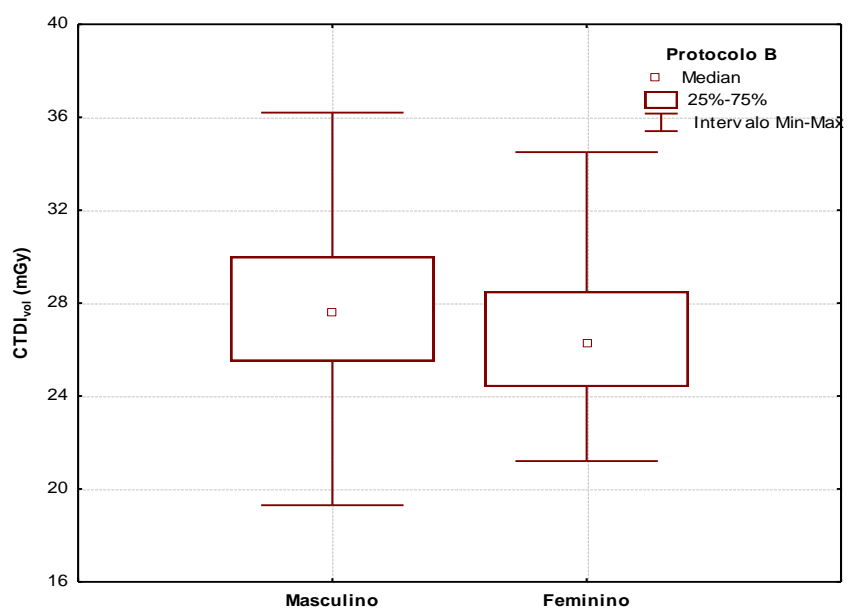


Figura 4.10 Distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ em função do gênero dos pacientes para a Instituição I - Protocolo B

Para a amostra da Instituição II - Protocolo C (com modulação de dose - Prospectivo), observou-se que o $CTDI_{vol}$ variou entre 18,2 e 31,3 mGy. Notou-se que o valor do 3º quartil foi igual a 23,5 mGy para ambos os gêneros. O mesmo comportamento foi observado para a Instituição II (Figura 4.11).

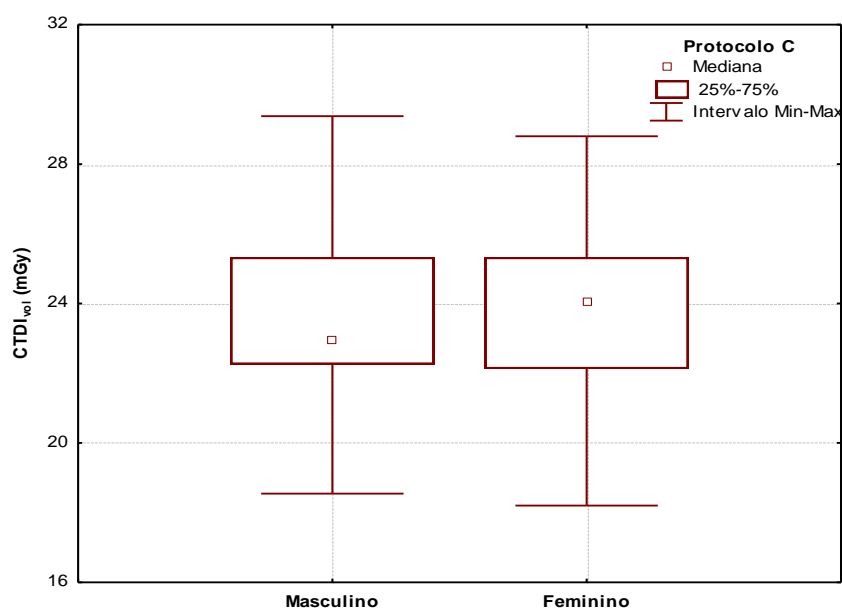


Figura 4.11 Distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ em função do gênero dos pacientes para a Instituição II - Protocolo C

Estudos realizados por MCCOLLOUGH (2003), COLES (2006) e BISCHOFF (2006) conforme apresentado na Tabela 4.11, mostram que valores de $CTDI_{vol}$ foram similares ao presente estudo (Protocolo A).

Tabela 4.11 Valores de $CTDI_{vol}$ obtidos para o presente estudo e na literatura.

Autores	$CTDI_{vol}$ (mGy)
Presente estudo	43,0 [37,5 - 49,1]* – Instituição I (Protocolo A)
	27,7 [19,3 - 38,5]* – Instituição I (Protocolo B)
	23,5 [18,2 - 31,3]* – Instituição II (Protocolo C)
McCollough (2003)	46 (MDCT 1) ; 55 (MDCT 2)
Coles (2006)	42,0 (12 cortes); 42,9 (16 cortes)
Bischoff (20060)	52,2 [39,2-61,9] (120 kVp)
	23,6 [18,9-29,7] (100 kVp)

*Valores médios [min-max]

Os valores de DLP (mGy.cm) foram determinados a partir do produto do valor de $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura do exame ($\cong 17$ cm - Instituição I e $\cong 12$ cm - Instituição II). A Figura 4.12 mostra a distribuição dos valores de DLP obtidos para toda a amostra. Observou-se no Protocolo A, que o valor de DLP variou entre 456,0 e 894,4 mGy.cm, sendo o 3º quartil igual a 800,8 mGy.cm. No Protocolo B e C, o 3º quartil foi igual a 526,3 e 293,8 mGy.cm, respectivamente, sendo observada uma redução de dose de aproximadamente 44%. Estudo realizado por HIRAI (2008) encontrou uma redução de 79% entre os métodos de aquisição de imagem.

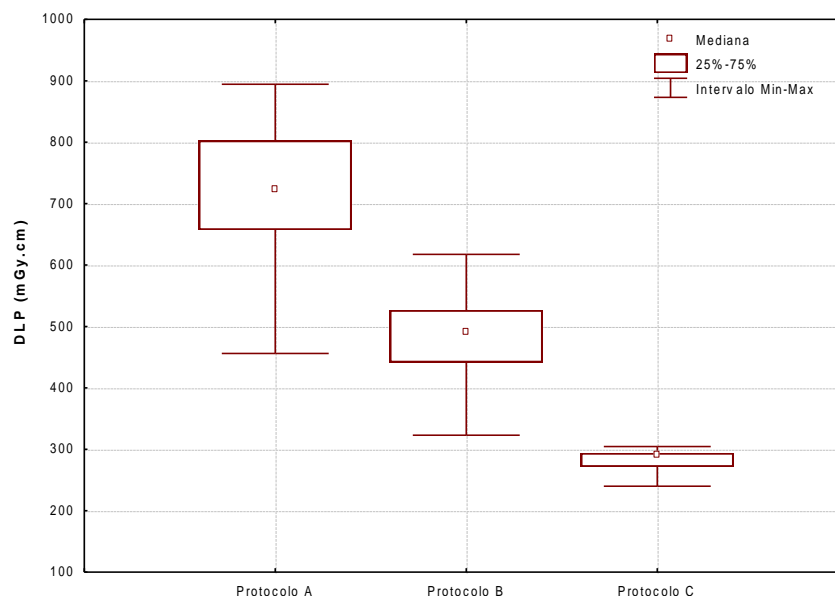


Figura 4.12 Distribuição dos valores de DLP em função do gênero dos pacientes para as Instituições I e II

A Tabela 4.12 apresenta os valores de DLP do presente estudo e da literatura. Os valores obtidos por MCCOLLOUGH (2003) e BISCHOFF (2006) foram similares aos da Instituição I (Protocolo A). Os valores da Instituição II (Protocolo C) aproximam-se dos valores encontrados por AGOSTINO (2006). Nota-se que os valores encontrados por HUSMANN (2008) foram 60% inferiores ao presente estudo (Protocolo C), devido ao fato do estudo ter sido realizado no modo prospectivo e uma tensão do tubo igual a 100 kVp.

Tabela 4.12 Valores de DLP obtidos para o presente estudo e valores obtidos na literatura.

Autores	DLP (mGy.cm)
Presente estudo	714,9 [456,0 - 894,4]* – Instituição I (Protocolo A) 486,1 [322,9 - 657,6]* – Instituição I (Protocolo B) 283,3 [209,1 - 304,4]* – Instituição II (Protocolo C)
McCollough (2003)	547 (MDCT 1); 662 (MDCT 2)
Agostino (2006)	260,6 ± 83,7 [105 - 513]
Bischoff (2006)	808 [666 - 991] (120 kVp) 376 [298 - 460] (100 kVp)
Husmann (2008)	124,9 ± 37,3 [65 - 179]**

*Valores médios [min-max] **Modo prospectivo e 100 kVp

A dose efetiva (mSv) foi calculada pelo produto do valor de DLP pelo fator de conversão tabelado k (0,014 para exames de tórax) (BONGARTZ, 2004). Na Tabela 4.13 são apresentados os valores de dose efetiva para o presente estudo (Protocolo

A) e os valores obtidos em literatura recente para estudos realizados somente com MDCT de 64 cortes/sem modulação. Estudos realizados por HAUSLEITER (2006) em exames de CCTA com um tomógrafo modelo Somatom Sensation/Siemens 64-cortes e parâmetros técnicos iguais a: 0,33s de tempo de rotação, 0,18 a 0,20 pitch, 633 a 945 mAs e tensão de 120 kVp – encontrou o valor da dose efetiva de 14,8 mSv, sendo semelhante ao encontrado no presente estudo. Valores semelhantes também foram encontrados nos trabalhos realizados por MESQUITA (2008), que comparou diferentes referências internacionais. Nos estudos de TAKAKUWA (2009), onde os estudos de CCTA foram realizados no equipamento MDCT Brilliance Pro 64-cortes, 120 kVp e 600 mAs por corte (mAs por corte = mA x tempo de rotação/pitch), encontrou uma dose igual a 19,5 mSv para pacientes masculinos e 17,0 mSv para femininos. Nota-se que esses valores são aproximadamente 40% superior ao comparar-se com o valor do presente estudo. Lembrando que, não houve diferenças significativas dos valores do presente estudos para os diferentes gêneros. Em outro trabalho realizado por GERBER (2009) encontrou também um valor de dose superior a este estudo.

Tabela 4.13 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (sem modulação).

Autores	Dose efetiva (mSv)
Presente estudo	10,0 [6,4 - 12,5]* – Instituição I (Protocolo A)
Hausleiter (2006)	14,8 (120 kVp)
Mesquita (2008)	14,8 ± 1,8 (120 kVp) 9,4 ± 1,0 (120 kVp)
Takakuwa (2009)	19,5 ± 5,0 (masculino/120 kVp) 17,0 ± 5,5 (feminino/120 kVp)
Gerber (2009)	15,0 [12-18] (retrospectivo)

Na Tabela 4.14 são apresentados os valores de dose efetiva para o presente estudo (Protocolo B) e os valores obtidos em literatura recente para estudos realizados com o método Retrospectivo. Observa-se que, os valores de dose efetiva obtidos para o estudo o presente estudo são similares aos valores obtidos por HAUSLEITER (2006), MESQUITA (2008), TAKAKUWA (2009), GERBER (2009). Já nos trabalhos de HIRAI (2008) e BOLTZ (2010), os valores foram muito superiores, aproximadamente o dobro ao presente estudo. Este resultado deve-se a ampla variação de parâmetros técnicos selecionados durante a realização do exame.

Tabela 4.14 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (método retrospectivo).

Autores	Dose efetiva (mSv)
Presente estudo	6,8 [4,5 - 8,6]* – Instituição I (Protocolo B)
McCollough (2003)	8,9 (MDCT 1) 12,0 (MDCT 2)
Hausleiter (2006)	9,4 (120 kVp) 5,4 (100 kVp/)
Hirai (2008)	20,0
Mesquita (2008)	5,4 ± 1,1 (120 kVp)
Takakuwa (2009)	9,0 ± 2,7 (masculino/120 kVp) 8,5 ± 2,6 (feminino/120 kVp)
Gerber (2009)	9,0 [8-18]
Boltz (2010)	21,0

Na Tabela 4.15 são apresentados os valores de dose efetiva para o presente estudo (Protocolo C) e os valores obtidos em literatura recente para estudos realizados com o método Prospectivo. Observou-se que o valor da dose efetiva foi semelhante aos valores encontrados por HIRAI (2008), BOLTZ (2010) e GERBER (2009).

Tabela 4.15 Valores de dose efetiva para o presente estudo e os valores obtidos na literatura para MDCT 64-cortes (método prospectivo).

Autores	Dose efetiva (mSv)
Presente estudo	4,0 [3,1 - 4,3]* – Instituição II (Protocolo C)
Hirai (2008)	4,1
Gerber (2009)	3,0 [2-4]
Boltz (2010)	2,4

*Valores médios [min-max]

4.3.2.2 Índices de dose – Simulador Elíptico

A distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva para as Instituições I e II estimados a partir do simulador elíptico são apresentados nas Figuras 4.13 a 4.16. Para o Protocolo A, onde as imagens foram adquiridas sem modulação de dose, o 3º quartil foi 54,5 mGy. Para o Protocolo B, onde utilizou-se o modo retrospectivo, o valor foi 29,7 mGy e para o Protocolo C, cujo método de aquisição de imagem foi o prospectivo o 3º quartil foi 34,8 mGy.

Com relação aos valores de DLP, notou-se para o modo retrospectivo (Protocolo B), o valor de 3º quartil igual a 959,9 mGy.cm. Em contraste, nos pacientes que utilizaram o modo prospectivo (Protocolo C), houve uma redução de dose pela metade. Observou-se também para o Protocolo C, que os valores de dose efetiva pouco oscilaram, tendo um intervalo mínimo-máximo igual a 5,0 e 5,9 mSv.

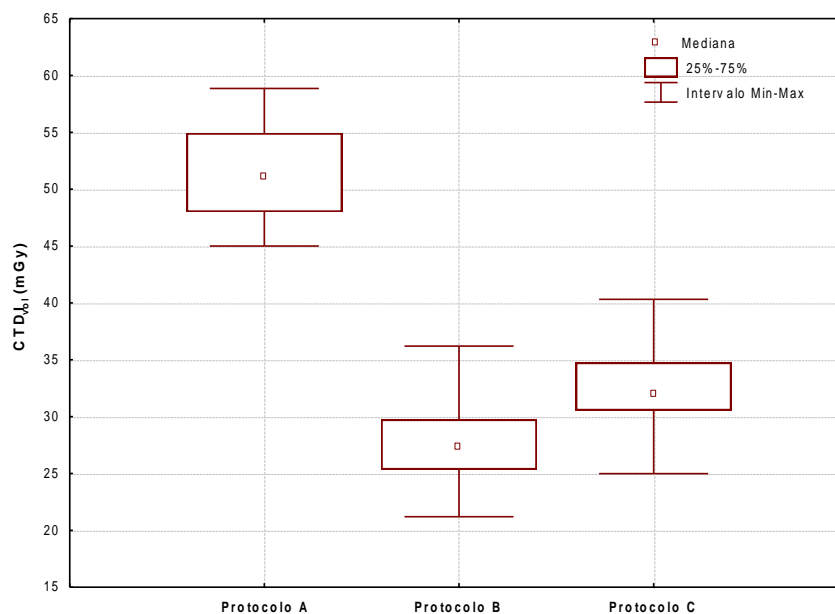


Figura 4.13 Distribuição dos valores de CDTI_{vol} para as Instituições I e II

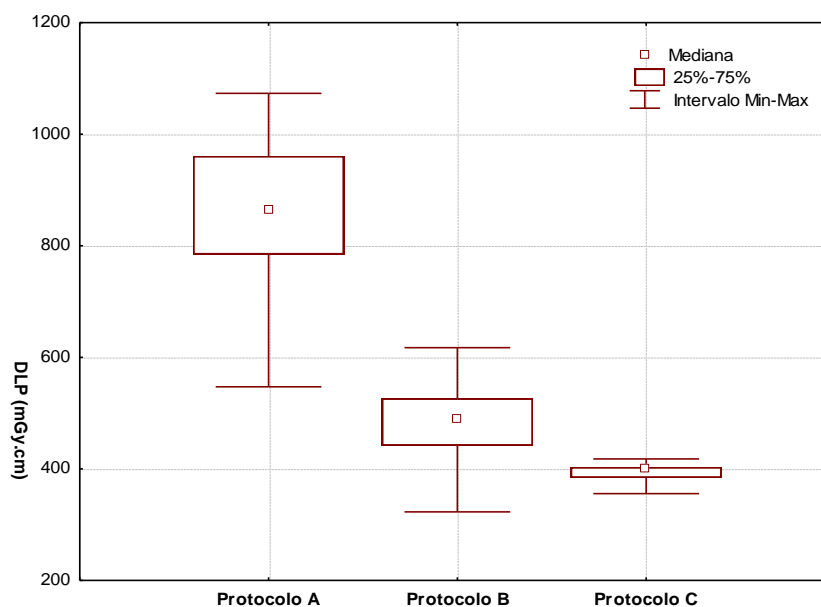


Figura 4.14 Distribuição dos valores de DLP para as Instituições I e II

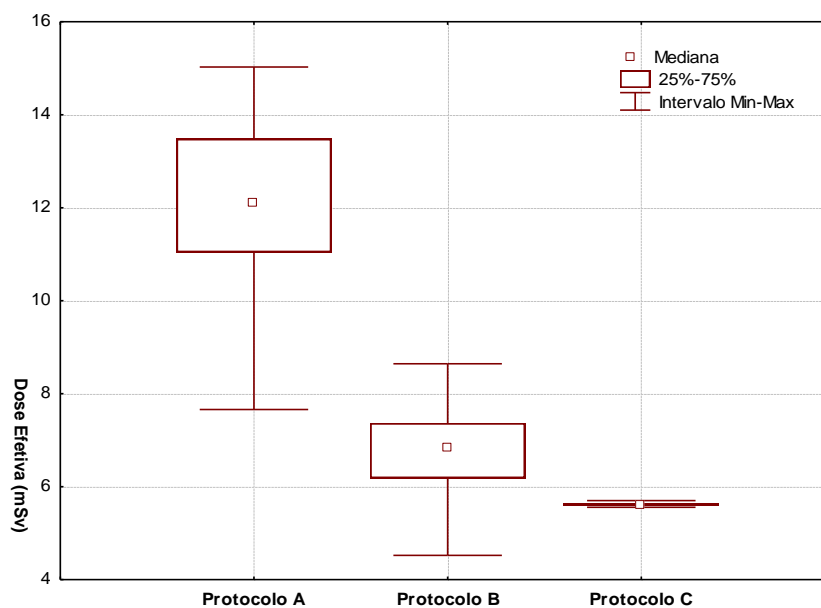


Figura 4.15 Distribuição dos valores de Dose Efetiva para as Instituições I e II

4.3.2.3 Índices de dose – ImPACT

A partir do valor de $nCTDI_w$ tabelado pelo ImPact e fator de correção para colimação de 64x0,625mm, encontrou-se um valor de $nCTDI_w$ de 0,0625 mGy/mA para a Instituição I. Na Tabela 4.16 são apresentados os valores de $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva para a Instituição I (Protocolo A). Observou-se que os valores de dose efetiva variaram entre 8 e 15,7 mSv, sendo o valor do 3º quartil igual a 14,0 mSv.

Tabela 4.16 Índices de Doses para a Instituição I (Protocolo A)

Valores	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dose efetiva (mSv)
Médios	53,8	893,7	12,5
Min-Max	46,9 - 61,3	570,0 - 1118,0	8,0 - 15,7
3º Quartil	56,8	1001,0	14,0

4.3.2.4 Índices de dose – Console do equipamento

Nas Figuras 4.16 a 4.18 são apresentadas a distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva para as Instituições I e II para o exame de angiografia coronariana por TC, respectivamente. Na amostra de pacientes da Instituição I que não utilizaram o sistema de modulação de dose (Protocolo A), observou-se que os valores de $CTDI_{vol}$ variaram entre 44,0 e 57,2 mGy, sendo o 3º quartil de 52,8mGy. Para os Protocolo A e Protocolo B, o 3º quartil foi de aproximadamente 30 mGy. Devido à influência do

comprimento de varredura nos valores de DLP, observou-se que ao comparar os dois modos (B - C), houve uma redução de 50% entre os valores.

Uma redução de dose efetiva de aproximadamente 44% foi encontrada comparando os valores medianos dos Protocolos A e B, e de aproximadamente 61,5% ao compararem-se os Protocolos A e C.

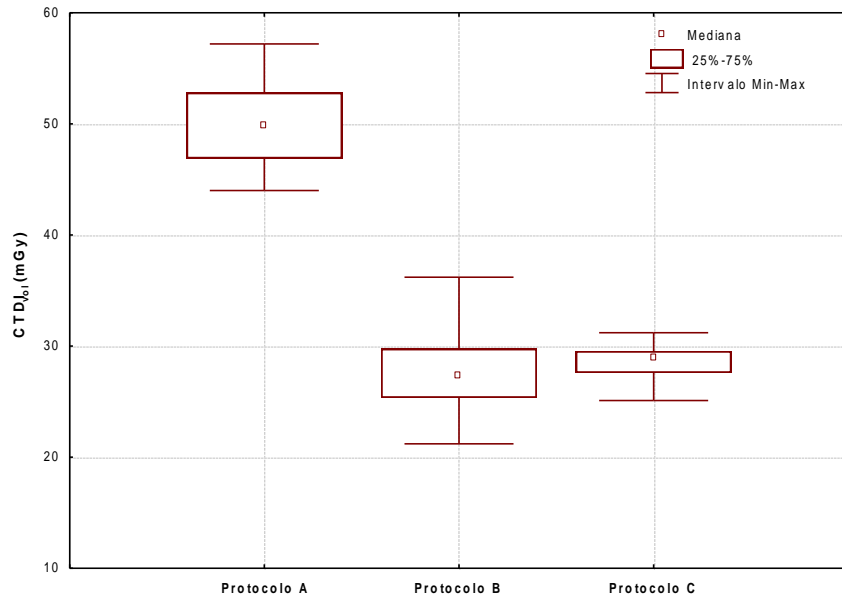


Figura 4.16 Distribuição dos valores de $CTDI_{vol}$ para as Instituições I e II

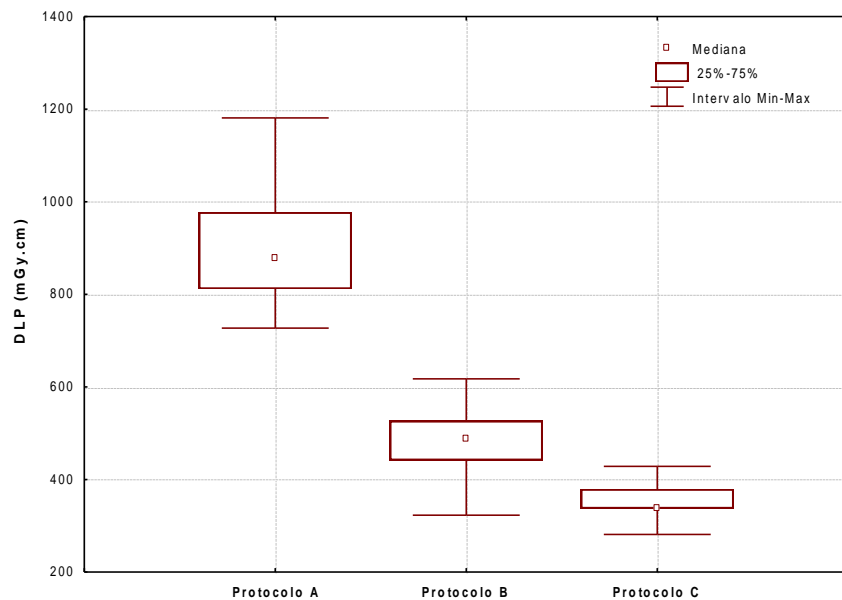


Figura 4.17 Distribuição dos valores de DLP para as Instituições I e II

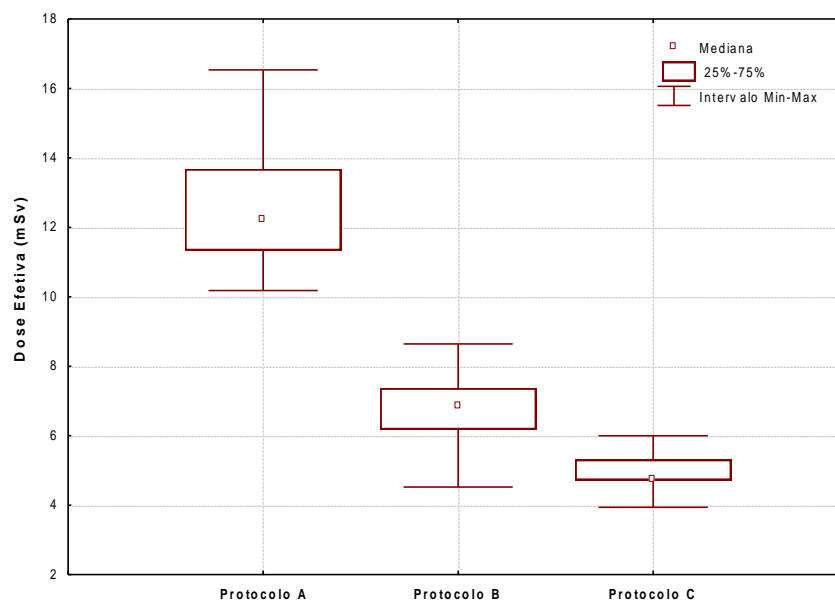


Figura 4.18 Distribuição dos valores de dose efetiva para as Instituições I e II

4.3.2.5 Comparação entre as doses de radiação obtidas por diferentes métodos

Dentre os diferentes métodos para obtenção das doses de radiação dos pacientes submetidos ao exame de angiografia coronariana por TC discutidos anteriormente, foi possível fazer uma comparação entre os resultados obtidos. Nas Figuras 4.19 e 4.20 é apresentada a distribuição dos valores de dose efetiva para a Instituição I (Protocolo A) e Instituição II (Protocolo C).

No Protocolo A, notou-se que os valores medianos de dose efetiva encontrados para o simulador elíptico e ImPACT foram mais próximos aos valores fornecidos pelo console do equipamento, com uma diferença de aproximadamente 4%. Já para o valor mediano do simulador cilíndrico, esta diferença foi igual a 17%. É importante observar também que, houve uma diferença de 16,5% ao comparar os valores medianos obtidos para o simulador cilíndrico e elíptico.

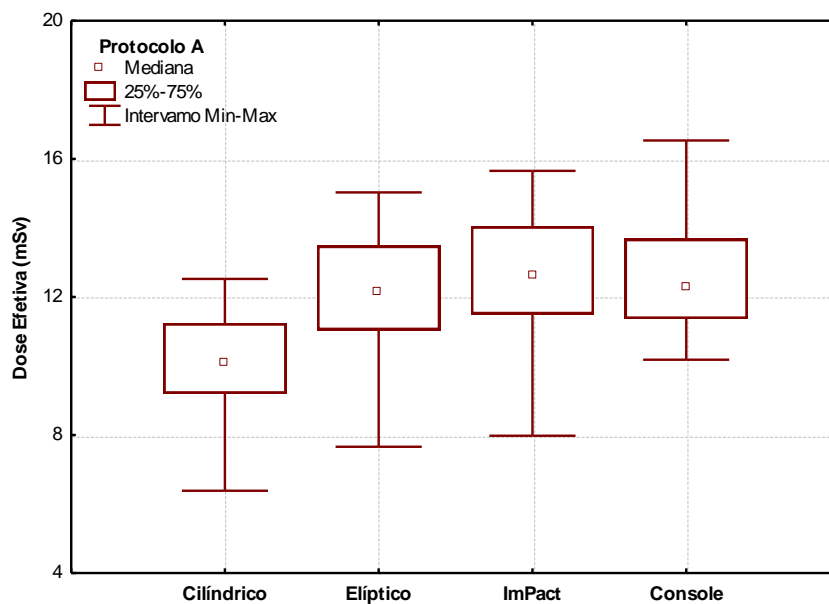


Figura 4.19 Distribuição dos valores de dose efetiva para Instituição I (Protocolo A)

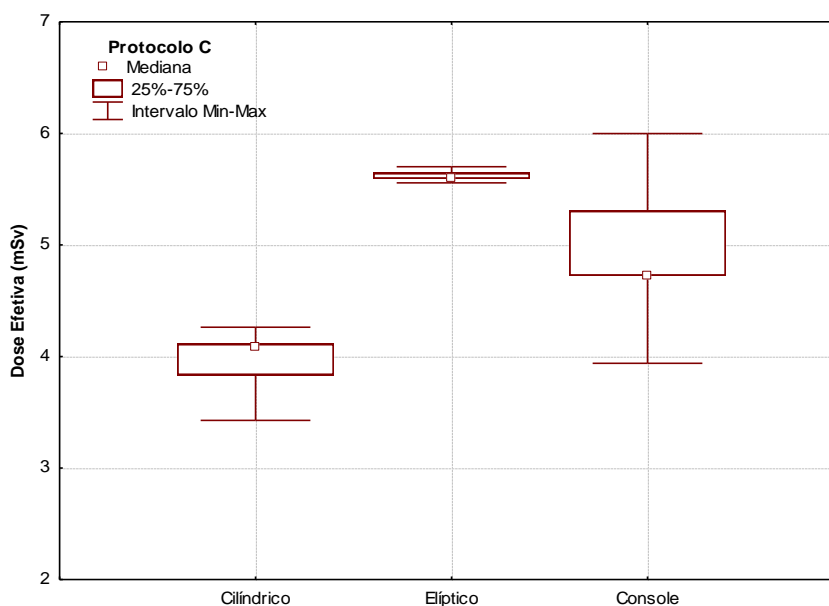


Figura 4.20 Distribuição dos valores de dose efetiva para Instituição II (Protocolo C)

4.4 Determinação da Dose de Radiação em Órgãos

Em virtude das altas doses de radiação recebidas pelos pacientes submetidos aos exames de CCTA, foram estimados os valores de dose em órgãos, destacando-se: medula óssea, pulmão, mama, timo, tireoide, pele e superfície do osso. Nesta etapa foram selecionados os pacientes femininos da Instituição I (Protocolo A) para avaliar também as doses recebidas pelo tecido mamário, que é mais propenso à exposição à radiação direta, e, por conseguinte a indução de câncer (COLINS, 2007).

Estudos realizados por Einstein (2007) mostrou que uma dose de 82,9 mGy nas mamas durante o exame de CCTA, sendo o risco de desenvolver câncer para exames sem modulação de dose por ECG iguais a 0,35% (40 anos) e 0,22% (60 anos).

Na Figura 4.21 apresenta a distribuição dos valores em diferentes órgãos para as pacientes femininas (Protocolo A). Notou-se que, os órgãos mais expostos foram os pulmões, as mamas e o timo. Resultado similar foi encontrado por McCOLLOUGH (2010).

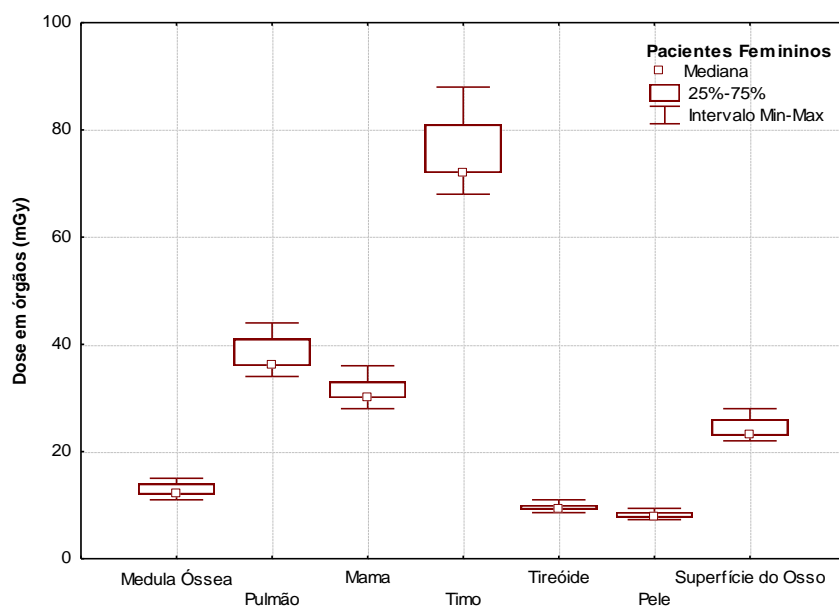


Figura 4.21 Distribuição dos valores de dose em órgãos para Instituição I (Protocolo A) em pacientes femininos

4.5 Avaliação do Escore de Cálcio – Simulador antropomórfico cardíaco

O exame de escore de cálcio determina a quantidade de cálcio depositada nas artérias. Esta quantificação é definida por duas medidas: Escore de Agatston e Massa de cálcio. A distribuição dos valores de Agatston SC e de Massa SC para diferentes combinações de parâmetros técnicos é apresentada nas Figuras 4.22 e 4.23 para as Instituições I e II.

Na Instituição I, os valores médios de Agatston foram iguais a 333,0, 244,2 e 101,5 para as esferas de diâmetros de 800, 400 e 200 mg HA/cm³, respectivamente. Para a massa, os valores médios foram iguais 104,7, 51,4 e 21,4 respectivamente. Nota-se que para a Instituição II, os valores de Agatston e massa foram similares.

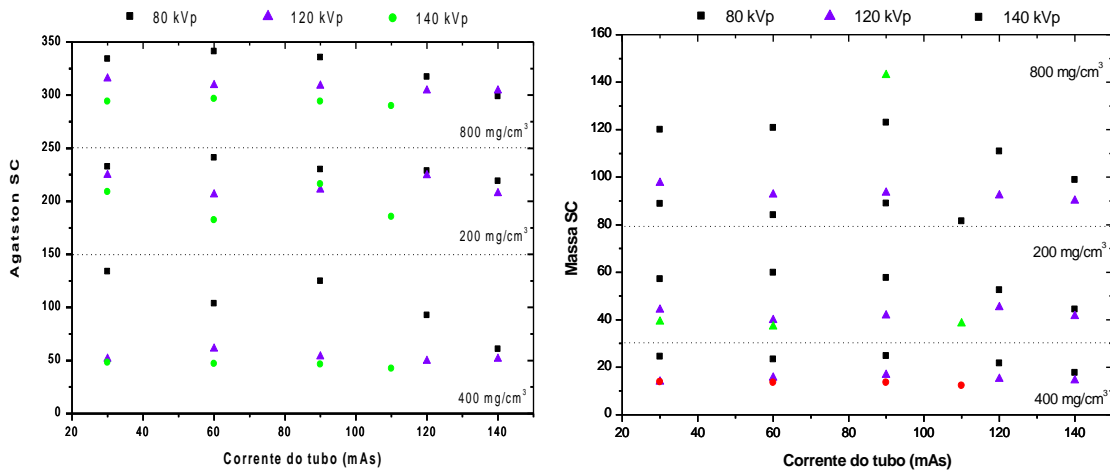


Figura 4.22. Distribuição dos valores de Agatston SC e Massa SC para a Instituição I

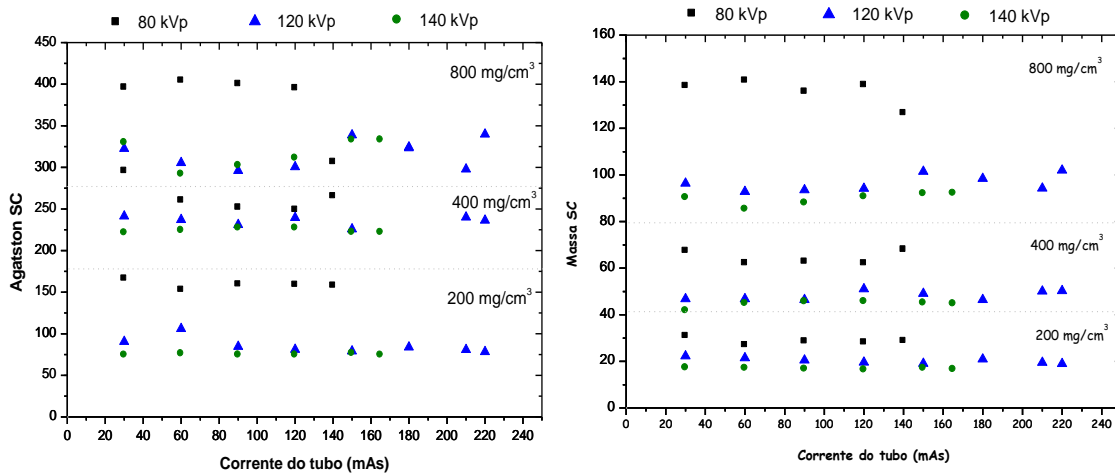


Figura 4.23 Distribuição dos valores de Agatston SC e Massa SC para a Instituição II

Os resultados demonstraram que os valores de Agatston SC e massa SC obtidos para 80 kVp foram maiores em comparação com 120 e 140 kVp para todas as concentrações. Observou-se também, na concentração 200 mg/cm³, por exemplo, os valores são bastantes próximos para diferentes valores de mAs. Na Figura 4.24 mostra imagens do simulador mostrando os três conjuntos de cálcio para diferentes combinações de parâmetros técnicos, onde apresenta uma melhor detecção de cálcio para uma tensão de 80 kVp.

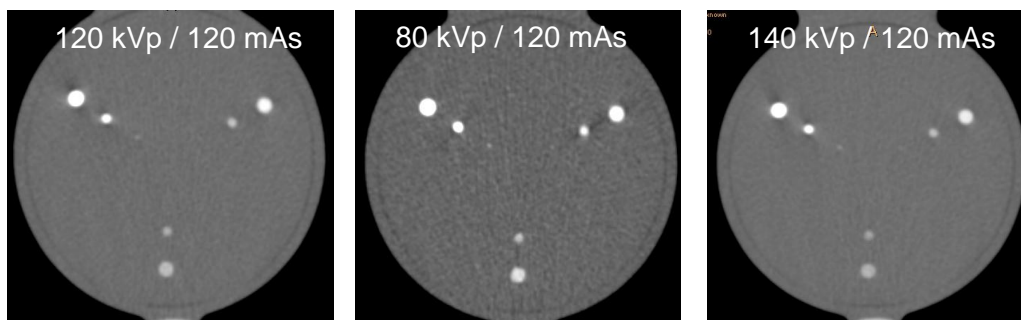


Figura 4.24 Imagens radiográficas do simulador mostrando os três conjuntos de cálcio para diferentes combinações de tensão (kVp) e produto corrente-tempo (mAs)

O ruído da imagem expresso em SD do valor do número de TC da esfera CaHa variou de 21,2 HU para 30 mAs e 9,2 HU para 140 mAs e tensão do tubo de 120 kVp para a Instituição I. Na Instituição II, esta variação foi de 20,9 HU para 30 mAs e 9,1 para 220 mAs. A dose de radiação variou de 0,13 a 3,86 mSv. Como esperado, as imagens obtidas em correntes inferiores apresentaram mais ruído do que as obtidas com correntes mais elevadas. No entanto, nas Figuras 4.25 e 4.26, observa-se que é possível obter imagem com um valor otimizado de corrente do tubo para o diagnóstico e, conseqüentemente, reduzir a dose no paciente.

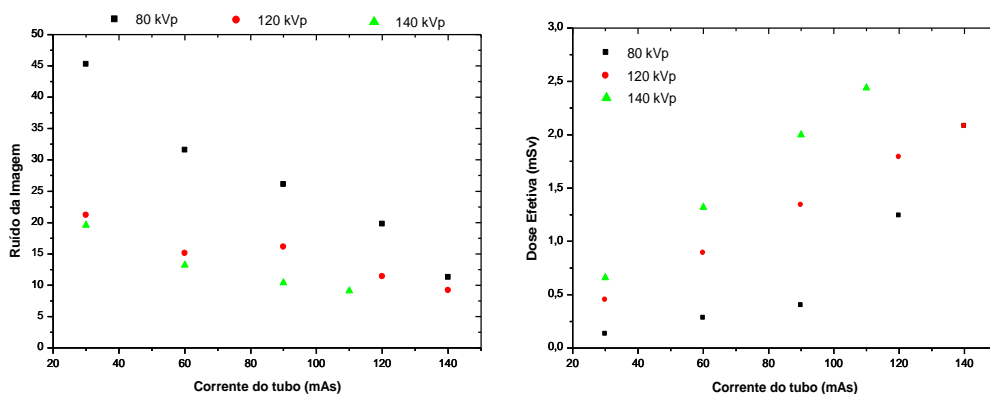


Figura 4.25 Relação entre o ruído da imagem e dose de radiação para a Instituição I

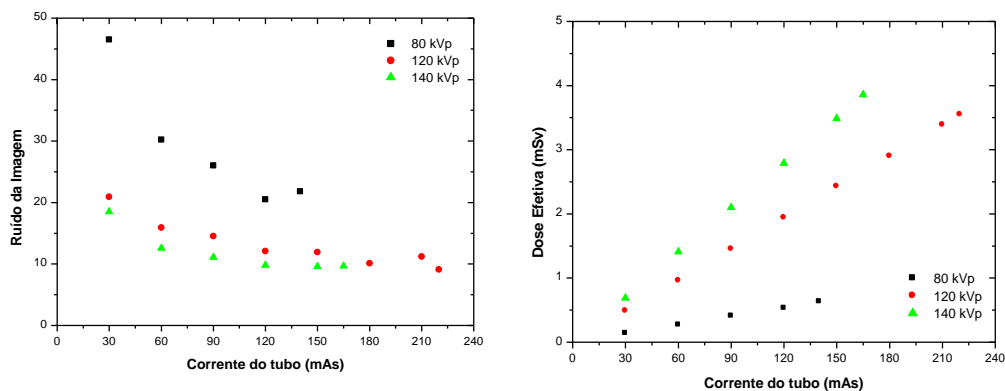


Figura 4.26 Relação entre o ruído da imagem e dose de radiação para a Instituição II

Apesar da redução de 50% no valor de mAs e o aumento do ruído, não foram encontradas diferenças significativas nas medições de cálcio conforme apresentado na Figura 4.27.

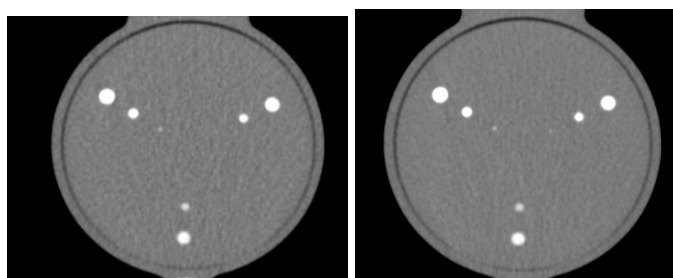


Figura 4.27. (a) Imagens obtidas com 60 mAs e (b) Imagens obtidas com 120 mAs demonstrando a ruído de imagem

4.6 Avaliações dos Índices de dose de radiação em Angiografia de abdômen, pelves e tórax

4.6.1 Característica dos pacientes

Para a avaliação do sistema de modulação (ZDOM) do equipamento de Tomografia Computadorizada de Multi-Corte (MDCT), Brilliance-64, foram selecionados três tipos de exame de angiografia mais comumente realizado na clínica. Dentre eles: abdômen, abdômen e pelves e tórax. Na Tabela 4.17 são apresentadas as principais características dos pacientes submetidos aos três tipos de exames de angiografia por TC.

Tabela 4.17 Principais características dos pacientes submetidos aos diferentes exames de angiografia por TC.

	Abdômen	Abdômen e pelves	Tórax
Número de pacientes (N)	N = 21 14 (M) 8 (F)	N = 41 27 (M) 14 (F)	N = 31 17 (M) 14 (F)
Idade (anos)	64,0 ± 10,7 (M) 61,1 ± 17,6 (F)	68,6 ± 8,7 (M) 62,6 ± 10,7 (F)	60,5 ± 18,9 (M) 52,2 ± 17,6 (F)
Peso (kg)	83,2 ± 11,3 (M) 66,9 ± 22,1 (F)	78,8 ± 14,6 (M) 63,9 ± 10,3 (F)	82,0 ± 11,6 (M) 70,7 ± 24,3 (F)
Altura (m ²)	Não informado	1,71 ± 0,08(M) 1,59 ± 0,05 (F)	1,71 ± 0,08 (M) 1,57 ± 0,08 (F)
Modulação de Dose (ACS e ZDOM)			
Sem	11 (M) e 7 (F)	16 (M) e 5 (F)	11 (M) e 13 (F)
Com	2 (M) e 1 (F)	11 (M) e 9 (F)	6 (M) e 1 (F)

(M) Pacientes masculinos (F) Pacientes femininos

Observa-se inicialmente que para os três tipos de exame, os pacientes do gênero masculinos são os de maior frequência. Para o exame de abdômen, a idade média foi igual a $64,0 \pm 10,7$ para pacientes masculinos e $61,1 \pm 17,6$ para pacientes femininos, com intervalo entre 27 e 84 anos. O peso médio obtido foi de $83,2 \pm 11,3$ (pacientes masculinos) e $66,9 \pm 22,1$ (pacientes femininos).

O exame de abdômen e pelvis foi o que apresentou uma maior incidência, com 41 pacientes, sendo 27 homens e 14 mulheres. Dentre eles, 21 exames foram realizados utilizando o sistema de modulação de dose (ZDOM) e 20 exames não utilizando o sistema de modulação.

Outro exame de rotina comumente realizado em diversas instituições de Radiologia é o exame de tórax. O número de paciente coletados no total foi de 31 pacientes, sendo 17 homens e 14 mulheres. Dentre eles, 24 exames foram realizados utilizando o sistema de modulação de dose e apenas 7 exames não utilizando o sistema.

As principais indicações clínicas foram às seguintes: avaliação de endoprótese ou de aneurisma da aorta abdominal, controle de aneurisma, dispnéia e dor torácica.

4.6.2 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de abdômen

Os parâmetros técnicos e valores de dose dos pacientes submetidos ao exame de angiografia por TC de abdômen são apresentados na Tabela 4.18.

O comprimento de varredura médio obtido para exames sem modulação foi 42,1 cm e 46,1 cm para os exames com modulação de dose. O *pitch* utilizado variou entre o valor 0,64 e 0,92. Uma corrente de 499,5 mA foi encontrada para exames sem modulação e 383,7 para exames com modulação. Todos os exames foram realizados com uma tensão de 120 kVp. Nos Protocolos sem e com modulação de dose, a dose efetiva média foi igual a 14,6 mSv e 11,6 mSv, respectivamente, sendo observada uma redução de aproximadamente 20% na dose de radiação.

Tabela 4.18 Parâmetros técnicos e dose para angiotomografia de abdômen.

Angiografia de Abdômen	120 kVp - Sem modulação de dose	120 kVp - Com modulação de dose
Número de pacientes	18	3
Comprimento de varredura (cm)	42,1 ± 3,7	46,1 ± 8,8
Corrente do tubo, mA	499,5 ± 1,29	383,7 ± 99,3
<i>Pitch</i>	0,64; 0,7; 0,92	0,7
CTDI _{vol} (mGy)	20,3 [15,9 - 22,9] ⁽¹⁾ 21,6 [16,9 - 24,4] ⁽²⁾ 17,3 [13,5 - 19,5] ⁽³⁾ 20,7 [16,2 - 23,4] ⁽⁴⁾	18,1 [16,9 - 19,0] ⁽¹⁾ 18,2 [16,2 - 19,2] ⁽²⁾ 14,5 [13,0 - 15,4] ⁽³⁾ 17,4 [15,6 - 18,4] ⁽⁴⁾
DLP (mGy.cm)	987,1 [684,1 - 1195,7] ⁽¹⁾ 1050,0 [715,5 - 1277,3] ⁽²⁾ 840,6 [572,4 - 1021,8] ⁽³⁾ 1008,7 [686,9 - 1226,2] ⁽⁴⁾	722,8 [691,8 - 1078,3] ⁽¹⁾ 841,5 [662,7 - 1.071,3] ⁽²⁾ 673,2 [530,2 - 857,1] ⁽³⁾ 807,9 [636,2 - 1028,5] ⁽⁴⁾
Dose efetiva (mSv)	15,1 [11,6 - 20,3] ⁽¹⁾ 18,5 [12,2 - 21,7] ⁽²⁾ 14,3 [9,7 - 17,4] ⁽³⁾ 17,1 [11,7 - 20,8] ⁽⁴⁾	14,3 [11,8 - 18,3] ⁽¹⁾ 13,4 [11,3 - 18,2] ⁽²⁾ 10,8 [9,0 - 14,6] ⁽³⁾ 13,7 [10,8 - 17,5] ⁽⁴⁾

⁽¹⁾Valor do console do equipamento ⁽²⁾Valor calculado (Impact) ⁽³⁾Simulador cilíndrico ⁽⁴⁾Simulador elíptico

4.6.3 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de abdômen e pelvis

Os parâmetros técnicos e valores de dose dos pacientes submetidos ao exame de angiografia por TC de abdômen e pelvis são apresentados na Tabela 4.19. A tensão aplicada durante o exame foi de 120 kVp e uma corrente de 488,8 mA para exames sem modulação e 342,6 mA para exames com modulação de dose de radiação, resultado em uma redução de aproximadamente 30% na dose de radiação.

4.6.4 Índices de dose de radiação para Angiografia por TC de tórax

Os parâmetros técnicos e valores de dose dos pacientes submetidos ao exame de angiografia por TC de abdômen e pelvis são apresentados na Tabela 4.20. O comprimento de varredura médio encontrado foi de aproximadamente 30 cm para ambos os protocolos. A redução da dose obtida entre os protocolos foi aproximadamente 30%. Ao comparar os valores médios com o estudo realizado por Borretzen (2007) para exames de TC de tórax (E = 11,5mSv), pode-se verificar que este valor está próximo dos valores obtidos sem modulação de dose.

Tabela 4.19 Parâmetros técnicos e dose para angiotomografia de abdômen e pelves.

Angiografia de Abdômen e pelves	120 kVp - Sem modulação de dose	120 kVp - Com modulação de dose
Número de pacientes	21	20
Comprimento de varredura (cm)	41,9 ± 3,2	40,0 ± 4,9
Corrente do tubo, mA	488,8 ± 27,9	342,6 ± 100,1
Pitch	0,61; 0,7	0,6
CTDI _{vol} (mGy)	20,6 [17,6 - 24,1] ⁽¹⁾	15,6 [10,2 - 21,1] ⁽¹⁾
	21,9 [18,8 - 25,6] ⁽²⁾	15,4 [9,6 - 21,6] ⁽²⁾
	17,5 [15,0 - 20,5] ⁽³⁾	12,4 [7,7 - 17,3] ⁽³⁾
	21,0 [18,0 - 25,6] ⁽⁴⁾	14,8 [9,2 - 20,7] ⁽⁴⁾
DLP (mGy.cm)	996,8 [797,2 - 1132,4] ⁽¹⁾	754,3 [467,4 - 1031,2] ⁽¹⁾
	1.068,7 [858,8 - 1224,9] ⁽²⁾	698,6 [405,8 - 936,6] ⁽²⁾
	855,0 [687,0 - 979,9] ⁽³⁾	558,8 [324,6 - 749,3] ⁽³⁾
	1026,0 [824,4 - 1175,9] ⁽⁴⁾	669,3 [389,6 - 899,2] ⁽⁴⁾
Dose efetiva (mSv)	16,9 [13,6 - 19,3] ⁽¹⁾	12,8 [7,9 - 17,5] ⁽¹⁾
	18,2 [14,6 - 20,8] ⁽²⁾	11,9 [6,9 - 15,9] ⁽²⁾
	14,5 [11,7 - 16,7] ⁽³⁾	9,5 [5,5 - 12,7] ⁽³⁾
	14,0 [17,4 - 20,0] ⁽⁴⁾	11,4 [6,6 - 15,3] ⁽⁴⁾

⁽¹⁾Valor do console do equipamento ⁽²⁾Valor calculado (Impact) ⁽³⁾Simulador cilíndrico ⁽⁴⁾Simulador elíptico

Tabela 4.20 Parâmetros técnicos e dose em angiotomografia de tórax.

Angiografia de tórax	120 kVp - Sem modulação de dose	120 kVp - Com modulação de dose
Número de pacientes	24	7
Comprimento de varredura (cm)	29,2 ± 3,3	31,3 ± 5,8
Corrente do tubo, mA	494,7 ± 15,5	403,6 ± 85,4
Pitch	0,7; 0,8; 0,92	0,7; 0,8; 0,92
CTDI _{vol} (mGy)	16,4 [15,9 - 20,9] ⁽¹⁾	10,5 [6,5 - 13,6] ⁽¹⁾
	17,4 [16,9 - 22,2] ⁽²⁾	11,3 [6,7 - 14,3] ⁽²⁾
	13,9 [13,5 - 17,8] ⁽³⁾	9,1 [5,4 - 11,4] ⁽³⁾
	16,7 [16,2 - 21,3] ⁽⁴⁾	10,9 [6,5 - 13,7] ⁽⁴⁾
DLP (mGy.cm)	590,0 [853,2 - 464,0] ⁽¹⁾	406,6 [265,6 - 579,6] ⁽¹⁾
	609,4 [374,6 - 920,8] ⁽²⁾	403,6 [227,4 - 579,9] ⁽²⁾
	487,6 [299,7 - 736,6] ⁽³⁾	322,9 [181,9 - 463,2] ⁽³⁾
	585,1 [359,6 - 884,0] ⁽⁴⁾	387,4 [218,3 - 55,8] ⁽⁴⁾
Dose efetiva (mSv)	11,2 [8,8 - 16,2] ⁽¹⁾	7,7 [5,0 - 11,0] ⁽¹⁾
	11,6 [7,1 - 17,5] ⁽²⁾	7,7 [4,3 - 11,0] ⁽²⁾
	9,3 [5,7 - 14,0] ⁽³⁾	6,1 [3,5 - 8,8] ⁽³⁾
	11,1 [6,8 - 16,8] ⁽⁴⁾	7,4 [4,1 - 10,6] ⁽⁴⁾

⁽¹⁾Valor do console do equipamento ⁽²⁾Valor calculado (Impact) ⁽³⁾Simulador cilíndrico ⁽⁴⁾Simulador elíptico

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Na Avaliação dos Critérios de Qualidade da Imagem, concluiu-se que os dois equipamentos de tomografia estudados atendiam aos requisitos estabelecidos pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR).

Na amostra de pacientes submetidos a exames de Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA) verificou-se que aproximadamente 72% foram pacientes masculinos. A maioria dos pacientes estava acima do peso normal e eram hipertensos, o que destaca estas características como fatores de risco.

Na avaliação dos índices de dose em CCTA, o presente estudo demonstrou que a dose efetiva nos exames realizados sem modulação foi de aproximadamente 10mSv. Verifica-se que este valor é 50% superior as doses típicas de uma CT tórax de rotina.

A dose efetiva nos exames realizados com modulação de dose, modos retrospectivo e prospectivo, foi igual a 6,8 mSv e 4,0 mSv, respectivamente, levando a uma redução de 40%.

O simulador elíptico apresentou resultados de índices de dose mais realística a forma anatômica do paciente.

Nos exames de Escore de Cálcio, os parâmetros técnicos podem ser otimizados.

Nos exames de angiografia de abdômen, abdômen e pelvis e tórax por TC, o sistema de modulação de dose ajustaram adequadamente os valores de mAs conforme as regiões anatômicas do paciente. Consequentemente obteve-se uma redução de dose nos pacientes de aproximadamente 30%.

Em conclusão, os resultados obtidos indicam a importância da justificação e a otimização destes procedimentos. A utilização dos sistemas de modulação de dose disponíveis nos equipamentos de multi-detecores é uma das ferramentas necessárias para a redução de dose, ao mesmo tempo em que mantém a qualidade da imagem requerida para o diagnóstico. A compreensão completa das técnicas de redução de

dose irá permitir reduzir o risco do paciente, proporcionando um serviço qualificado para o diagnóstico. Futuros estudos são necessários para identificar os pacientes que realmente beneficiar CCTA para justificar os riscos potenciais de dose de radiação e do processo de otimização, uma redução de kVp deve ser considerada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM (American Association of Physics in Medicine). The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT, Task Group Report 96. College Park, MD. Association of Physics in Medicine 2003.

ACR. Computed Tomography (CT) Accreditation Program – Phantom Testing Instructions. American College of Radiology (ACR): Reston-US, 2004.

Agatston, A., Janowitz, F., Hildner, N., Zusmer, m., Viamonte, R., Detrano, R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. JACC 1990; 15:827-832.

Agostino, A.G., Remy-Jardin, M., Khalil, C., Delannoy-Deken, V., Flohrm T., Duhamel, A., Remy, J. Low-dose ECG-gated 64-slices helical CT angiography of the chest: evaluation of image quality in 105 patients. European Radiology 2006; 16:2137-2146.

Allsen, P.E., Harrison, J.M., Vance, B. Exercício e qualidade de vida. Barueri:Manole, 2000.

American Heart Association (AHA). Radiation dose issues in cardiac CT receive attention of American Heart Association. Acesso: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/ArchivedNews/radiation-dose-issuescardiacCT.htm#ref1>. Acesso em: Abril/2011

Amis, E.S.Jr, Butler, P.F., Applegate, K.E., Birnbaum, S.B., Brateman, L.F., Hevezi, J.M., Mettler, F.A., Morin, R.L., Pentecost, M.J., Smith, G.G., Strauss, K.J.S., Zeman, R.K. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. Journal of the American College of Radiology 2007; 4(5): 272-284.

Axel, L., Kim, D. Principles of CT and MRI. Novel Technique for Imaging the Heart: Cardiac MR and CT. Edited by M. Carli and R. Kwong. American Heart Association. 2008. ISBN: 978-1-4051-7533-3.

Barbant, V.J. Dicionário de educação física e esporte. 2. ed. Barueri. Manole, 2003.

Berwanger, O., Avezum, A., Guimarães, H.P. Epidemiologia da síndrome isquêmica aguda com supradesnivelamento do segmento ST: ênfase nas características brasileiras. *Revista SOCERJ*. 2004; 6: 833-39.

Bischoff, B., Hein, F., Meyer, T., Hadamitzky, M., Martinoff, S., Scmig, A., Hausleiter, J. Impact of a Reduced tube voltage on CT Angiography and Radiation Dose. *JACC* 2008; 8: 940-946.

Boltz, T., Pavlicek, W., Paden, R., Renno, M., Jensen, A., Akay, M. An anthropomorphic beating heart phantom for cardiac X-ray CT imaging evaluation. *Journal of applied Clinical Medical Physics* 2010; 11:191-199.

Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., Leonardi, M., Van Persijn van Meerten, E., Rodríguez, R., Schneider, K., Calzado, A., Geleijns, J., Jessen, K.A., Panzer, W., Shrimpton, P. C., Tosi, G. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. March 2004.

Buyers' guide: Multi-slice CT scanners. The ImPact Group. St George's Healthcare Trust (Medical Physics Department). Purchasing and Supply Agency. Bence Jones Offices. 2009.

Bushong, S. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection. 6th ed. Saint Louis, MO: Mosby, 1997.

Brenner, D.J., Hall, E.J. Computed Tomography – an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine* 2007; 357:2277-2284.

Carlos, M.T. Tomografia Computadorizada: Formação da Imagem e Radioproteção. IRD – CNEN. Junho 2001.

Cândia, R., Shiozaki, A. A., Fonte, M., Ishikawa, W., Mattos, L. A., Tanajura, L.F.L., Feres, F., Pinto, I.M., Sousa, J. E., Sousa, A. G. M. R. Diagnóstico de Progressão de Doença Coronária em Pacientes Previamente Tratados com Stents pela Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores 2009; 17 (3):352-357.

Codoy, D.D., Mahesh, M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Technologic advances in multidetector CT with focus on cardiac imaging. *Radiographics* 2007; 27:1829-1937.

Coles, D.R., Smail, M.A., Negus, I.S., Wilde, P., Oberhoff, M., Karsch, K.R., Baumbach, A. Comparison of Radiation Doses from Multislice Computed Tomography Coronary Angiography and Conventional Diagnostic Angiography. *Journal of the American College of Cardiology* 2006; 1840-1845.

Curioni, C., Cunha, C.B., Veras, R.P., André, C. The decline in mortality from circulatory diseases in Brazil. *Revista Panamericana de Salud Pública / Pan American Journal of Public Health*. 2009; 25(1):9-15.

Dill, T., Deetjen, A., Ekinci, O., Mollmann, S., Conradi, G., Klude, A., Weber, C., Weber, M., Nef, H., Hamm, C.W. Radiation dose exposure in multislice computed tomography of the coronaries in comparison with conventional coronary angiography. *International Journal of Cardiology* 2008; 124:307-311.

Drexler, G. Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP. *Radiation Protection and Dosimetry* 1998; 80:7-10.

Einstein, A.J. Radiation Protection of patient undergoing Cardiac Computed Tomographic Angiography. *JAMMA* 2009; 301(5): 545-547.

EUROPEAN COMMISSION. European Guidelines on quality criteria for computed tomography . Luxembourg, 2000 (EUR 16262 EN). Disponível em: <http://www.tue.nl/old/sbd/Documenten/Leergang/European%20Guidelines%20Quality%20Criteria%20Computed%20Tomography%20Eur%2016252.pdf>. Acesso em: abril. 2008.

Faulkner, K. (2001). "Radiation Exposure in Computed Tomography. Ed. by H D Nagel, pp. viii+85, 2000 (European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, Frankfurt),." *Br J Radiol* 74(879): 298-a-299.

Fewell TR, Shuping RE, Healy KE. HHS Publication 81-8162: handbook of computed tomography X-ray spectra. Washington: U.S. Government printing office, 1981.

Foss, M. L., Keteyian, S. J. Bases fisiológicas do exercício e do esporte. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

Gerber, T.C., Carr, J.J., Arai, A.E. Dixon, R.L. Ferrari, V.A., Gomes, A.S., Heller, G.V., McCollough, C.H., McNitt-Gray, M.V., Mettler, F.A., Mieres, J.H., Morin, R.L., Yester, M.V. Ionizing radiation in Cardiac Imaging: A Science Advisory from the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. *Circulation* 2009; 119:1056-1065.

Greenland P, LaBree L, Azen SP, Doherty TM, Detrano RC. Coronary artery calcium score combined with Framingham score for risk prediction in asymptomatic individuals. *JAMA* 2004;291:210-215.

Golding, S. J. Multi-slice computed tomography (MSCT): the dose challenge of the new revolution. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114(1-3): 303-307.

Godoy, M.F., Lucena, J.M., Miquelin, A.R. Mortalidade por doenças cardiovasculares e níveis socioeconômicos na população de São José do Rio Preto, Estado de São Paulo, Brasil. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia*. 2007; 88(2): 200-206.

Goldman, L. W. Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2007; 35 (3): 115-128.

Hamon, M., Boindo-Zoccai, G., Malagutti, O., Agostoni, P., Morrelo, R., Valgimigli, M. Diagnostic Performance of Multislice Spiral Computed Tomography of Coronary Arteries as Compared with Conventional Invasive Coronary Angiography. *Journal of the American College of Cardiology* 2006; v.48, n.9: 1896-1910.

Hausleiter, J. Meyer, T., Hadamitzky, M., Huber, E., Zankl, M., Martinoff, S., Kastrati, A., Schomig, A. Radiation Dose Estimates From Cardiac Multislice Computed Tomography in Daily Practice: Impact of Different Scanning Protocols on Effective Dose Estimates. *Circulation* 2006; 113:1305-1310.

Hausleiter, J., Meyer, T., Hermann, F., Hadamitzky, M., Krebs, M., Gerber, T., McCollough, C., Martinoff, S., Kastrati, A., Schömig, A. and Achenbach, S. Estimated Radiation Dose Associated with Cardiac CT Angiography. *JAMA* 2009; 301:500-507.

Hirai, N., Horiguchi, J., Fujioka, C., Kiguchi, M., Yamamoto, H., Matsuura, N., Kitagawa, T., Teragawa, H. Kohno, N., Ito, K. Prospective versus Retrospective ECG-gated 64-Detector Coronary CT Angiography: Assessment of Image Quality, Stenosis and Radiation Dose. *Radiology* 2008; 2424-430.

Hui, H., Pan, T., Shen, Y. Multislice helical CT: image temporal resolutions. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; 19:384-390.

Huang, B. Li, J., Law, M.W., Zhang, J., Shen, Y. Khong, P.L. Radiation dose and cancer risk in retrospectively and prospectively ECG-gated coronary angiography using 64-slice multidetector CT. *The British Journal of Radiology* 2010; 83:152-158.

Hunold, P., Vogth, F.M., Schmermund, A., Debatin, J.F., Kerkhoff, G., Budde, T., Erbel, R., Ewen, K., Barkhausen. J. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003; 226:145-52.

Husmann, L., Valenta, I., Gaemperli, O., Adda, O., Treyer, V., Wyss, C.A., Veit-Haibach, P., Tatsugam, F., Schulthess, G., Kaufmann, P.A. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience prospective ECG-gating. *European Heart Journal* 2008; 29:191-197.

Hsieh, J. *Computed Tomography: Principles, design, artifact, and recent advances*. SPIE – The international Society for Optical Engineering, USA, 2003.

Hsieh, J. (1998). "Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise." *Medical Physics* 25(11): 2139.

IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. International Atomic Energy Agency Technical Report Series (IAEA-TRS) n. 457. Vienna, 2007. 372 p. ICRP 102. *Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*: *Annals of the ICRP* 2007; Volume 37/1. Elsevier.

ICRP 1991. *Recommendations of the International Commission on Radiological ICRP publication 60*. *Ann ICRP* 1991; 21:1-3.

ICRU 54 (International Commission on Radiation Units and Measurements): *Medical Imaging. The Assessment of Image Quality* 1996.

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. Version 1.0.3. Disponível no site: www.impact.scan.org/ctdosimetry.html

Kalender, W. A. Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Publicis Corporate Publishing, 2nd revised edition. 2005.

Kalra, M. K., Maher, M., Toth, T., Hamberg, L. M., Blake, M. A., Shepard, Jo-A., Saini, S. Strategies for CT Radiation dose Optimization. *Radiology* 2004; 230 (30): 619- 628.

Koop, A.K., Klingenbeck-Regn, K., Heuschmid, M., Kuttner, A., Ohnesorge, B., Flohr, T., Schaller, S., Claussen, C.D. Multislice Computed Tomography: Basic Principles and Clinical Applications. *Electromedica* 2000; 68: 94-105.

Kohl, G. The Evolution and State of the art principles of Multislice Computed Tomography. *Proceeding of the American thoracic Society* 2005; 2: 499-516.

Lewis, M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. *ImPACT Technology Update nº3*. London: ImPACT; 2005.

Mancia, G., Backer, G., Dominiczak, A., Cifkova, R., Fagard, R., Germano, G., Grassi, G., Heagerty, A.M., Kjeldsen, S.E., Laurent, S., Narkiewicz, K., Ruilope, L., Rynkiewicz, A., Schmieder, R.E., Struijke, H.A.J., Zanchetti, A. 2007 Guidelines for the Management of Arterial Hypertension - The Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology. *European Heart Journal* 2007; 28 (12): 1462-1536.

Meneghelo, R.S., Santos, R.D., Almeida, B., Hidal, J., Martinez, T., Moron, R., Ramires, J.A.F., Nasri, F. Distribuição dos Escores de Cálculo Coronariano Determinados pela Tomografia Ultra-Rápida em 2.253 Homens Brancos Assintomáticos. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia* 2003; 81: 27-31.

Mahesh, M., Scatarige, J.C., Cooper, J., Fishman, E.K. Dose and Pitch Relationship for a Particular Multislice CT Scanner. *American Journal of Roentgenol* 2001; 177:1273-5.

Mahesh, M. MDCT Physics: The Basics: Technology, Image Quality and Radiation Dose. Wolters Kluwer. Lippincott Williams & Wilkins 2009.

McCollough, C.H. Patient Dose in Cardiac Computed Tomography. Herz 2003; 1:1-6.

McCOLLOUGH, C. H.; BRUESEWITZ, M. R.; McNITT-GRAY, M. F.; BUSH, K.; RUCKDESCHEL, T.; PAYNE, J. T.; BRINK, J. A.; ZEMAN, R. K. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifacts examples, and pitfalls to avoid. Medical Physics 2004; 2423-2442.

McCollough, C.H., Bruesewitz, M.R., Mcnitt-Gray, M. F.; Bush, K., Ruckdeschel, T., Payne, J. T., Brink, J. A., Zeman, R. K. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) Accreditation Program: Practical tips, artifacts examples, and pitfalls to avoid. Medical Physics 2004; 2423-2442.

Menke, J. Comparison of Different Body Size Parameters for Individual Dose Adaptation in Body CT of Adults. Radiology 2005; 236:565-571.

Mesquita, A.M., Oliveira, H., Souza, A.B.B., Almeida, R.T. Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores no Diagnóstico da Doença Arterial Coronariana. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2008.

Ministério da Saúde (MS). Portaria 453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Brasil 1998.

Ministério da Saúde (MS). Secretaria de Vigilância em Saúde. Secretaria de Gestão Estratégica e Participativa. Vigitel Brasil 2008: vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico. Brasília: Ministério da Saúde, 2009.

NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurement). Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities. NCRP Report nº147. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda 2004.

NRPB-SR250: Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. Health protection Agency. Disponível no site: <http://www.hpa.org.uk/Publications/Radiation/Software/softwareNRPBSR250NormalisedOrganDosesforXRay/>

Paul, J.F., Abada, H.T. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *European Radiology* 2007; 17: 2028-2037.

Raff, G. L., Gallagher, M. J., O'Neil, W. W., Goldstein, J. A. Diagnostic Accuracy of Noninvasive Coronary Angiography using 64-Slice Spiral Computed Tomography. *Journal of the American College of Cardiology* 2005; 46:552-557.

REDDINGER, W. CT Image Quality. Out Source, Inc, 1998. Disponível em: <http://www.e-radiography.net/mrict/CT_IQ.pdf>. Acesso em: 23 fev. 2008.

Roger, V.L., Go, A.S., Lloyd-Jones D.M., Adams R.J., Berry, J.D. Heart Disease and Stroke Statistics - 2011 Update: A Report from the American Heart Association. *Circulation* 2011; 123: e18-e209

Seeram, E. Computed Tomography: Physical Principles. Clinical Applications & Quality Control. W.B. Saunders Company, 2a ed. Canadá. 2001.

Seeram, E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control, 3 ed. USA, Saunders 2008.

Siegel, M. J., B. Schmidt. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. *Radiology* 2004; 23 (3) 515:522.

SIEMENS. Computed Tomography: its history and technology. Germany: Siemens AG, Medical Solutions, 36 p. Disponível em: <http://www.medical.siemens.com/siemens/en_AU/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf>. Acesso em: Outubro 2006.

Small, G.R., Kazmi, M., DeKemp, R.A., Chow, B.J.W. Established and emerging dose reduction methods in cardiac computed tomography. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2011; 18 (4): 570-579.

Smith, A.N., Shah, G.A. A Survey of routine head CT protocols in Australia. *The British Journal of Radiology* 1997; 70:372-374.

Shrimpton, P. C., M. C. Hillier, et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 2005; 79(948): 968-980.

Soares, G.P., Brum, J.D., Oliveira, G.M.M., Klein, C.H., Silva, N.A.S. Mortalidade por Doença Isquêmicas do Coração, Cerebrovasculares e Causas Mal Definidas nas Regiões do Estado de Rio de Janeiro, 1980-2007. Revista SOCERJ. 2009; 22 (3): 142-150.

Takakuwa, K. Halpern, E., Gingold, E., Levon, D.C., Shofer, F.S. Radiation Dose in a "Triple Rule-Out" Coronary CT Angiography Protocol of Emergency Department Patients Using 64-MDCT: The Impact of ECG-Based Tube Current Modulation on Age, Sex and Body Mass Index. American Journal of Roentgen 2009; 192: 866-872.

Tsapaki, V., Aldrich, J., Sharma, R., Staniszewska, M.A., Krisanachinda, A., Rehani, M., Hufton, A., Triantopoulou, C., Maniatis, P.N., Papailiou, J., Prokop, M. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest and Abdominal CT – IAEA coordinated Research Project. Radiology, 240(3): 828-834, 2006.

Wang, M., Qi, H.T., Wang, X.M., Wang, T., Chen, J.H., Liu, C Dose performance and image quality: Dual source CT versus single source CT in cardiac CT angiography. European Journal of Radiology 2008; 1-5.

WHO. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO Consultation. WHO Technical Report Series 894. Geneva: World Health Organization, 2000.

WOODS, S.L., FROELICHER, E.S.S., MOTZER, S. U. Enfermagem em Cardiologia. 4 ed. São Paulo: Manole, 2005.

Xu, L., Zhang, Z. Coronary CT Angiography with low radiation dose. International Journal Cardiovascular Imaging. 2010; 26:17-25.

Yates, S. J. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia." Br J Radiol 2004; 77(918): 472-478.