

**AVALIAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO: ANGIOTOMOGRAFIA
CORONARIANA - MÉTODOS RETROSPECTIVO E PROSPECTIVO**

INTRODUÇÃO

O crescimento contínuo do uso da Tomografia Computadorizada Multislice como meio de diagnóstico da doença arterial coronariana tem contribuído para o aumento da exposição dos pacientes à radiação.

Nesse procedimento, frequências cardíacas abaixo de 65 bpm são requeridas para adquirir imagens cardíacas com qualidade diagnóstica, pois a pequena diferença no movimento das artérias coronárias entre os ciclos cardíacos causa alterações. Para superar essa limitação, em muitos pacientes são utilizados medicamentos, como por exemplo, beta-bloqueadores, na redução da frequência cardíaca.

Os artefatos de movimento também podem ser reduzidos consideravelmente pela monitoração do eletrocardiograma (ECG) do paciente durante o exame, o que leva à utilização de dois métodos de aquisição Retrospectiva do ECG e a aquisição Prospectiva do ECG. A escolha do método de aquisição nos exames de Angiografia Coronária por Tomografia Computadorizada (CCTA) depende da frequência cardíaca do paciente, pois influencia consideravelmente o nível da dose de radiação entregue ao mesmo.

O desafio, a partir do conhecimento de cada modalidade de exame radiológico, segundo Cohnen et al. (2003) é otimizar os parâmetros técnicos para obtenção de imagens adequadas ao diagnóstico com a menor dose de radiação possível, minimizando os efeitos adversos relacionados a exposição à radiação.

A introdução dos equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC) Multislice representou o acréscimo de uma ferramenta de alto poder no diagnóstico não invasivo da doença arterial coronariana. No entanto, conforme Cohnen et al. (2003) e Kalender (2005), mesmo com o desenvolvimento contínuo de melhoramentos na tecnologia envolvida em TC, esse método diagnóstico é geralmente associado a uma dose de radiação relativamente alta ao paciente.

De tecnologia complexa, o tomógrafo computadorizado está em constante evolução. Seu aperfeiçoamento está trelado ao desenvolvimento tecnológico dos componentes de tomógrafos buscando aprimorar sua eficiência quanto à obtenção

de imagem para eficácia no diagnóstico em investigações médicas. Essas inovações incluem o sistema elétrico-eletrônico e mecânico do *gantry*, dos tubos de Raio-X, dos computadores e seus respectivos programas, e das máquinas responsáveis pela reprodução da imagem.

Frequências cardíacas abaixo de 65 bpm, segundo Blanke et al. (2010) são requeridas para aquisição de imagens cardíacas com qualidade diagnóstica em TC Multislice, uma vez que a pequena diferença no movimento das artérias coronárias entre os ciclos cardíacos causa artefato, o que reduz a qualidade da imagem. Para superar essa limitação, em muitos casos são utilizados medicamentos como, por exemplo, beta-bloqueadores para redução da frequência cardíaca.

Os artefatos de movimento, segundo os autores citados, também podem ser reduzidos consideravelmente pela monitoração do Eletrocardiograma (ECG) do paciente durante o exame. Essa técnica é amplamente empregada em exames de Angiografia Coronária por Tomografia Computadorizada (CCTA).

O desenvolvimento de CCTA emprega o modo de aquisição retrospectiva ao ECG durante a varredura espiral, com a desvantagem de entregar altas doses de radiação para o paciente.

Por essa razão, Blankstein et al. (2009), assentam que várias técnicas vêm sendo introduzidas com o propósito de redução de dose, entre elas, a modulação da corrente do tubo Miliamperegem (mA) controlada por ECG e a aquisição prospectiva do ECG, recentemente introduzida em equipamentos *multi-slice* com grande cobertura na direção z (pelo menos 64 cortes).

Sob o método Retrospectivo, os dados são adquiridos em determinados pontos do ciclo cardíaco para reconstrução das imagens; seu uso é aconselhável na presença de frequências cardíacas elevadas ou irregulares; enquanto que no método Prospectivo os dados são adquiridos em pontos pré-determinados, no decorrer do ciclo cardíaco. Esse método reduz de forma efetiva a dose de radiação, embora ocorra o aumento do tempo total de exame e da dose de contraste necessária.

1.1 TEMA

Exames de Angiografia Coronária por Tomografia Computadorizada (CCTA) e os métodos de aquisição Retrospectivo e Prospectivo ao ECG correspondem ao

tema abordado neste estudo. Quanto à delimitação da temática trata-se da “Menor dose de radiação nos exames de ECG”.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O Objetivo Geral desta pesquisa é avaliar a dose efetiva de radiação nos exames de CCTA através dos métodos Prospectivo e Retrospectivo do ECG.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os Objetivos Específicos da pesquisa compreendem:

- 1) Avaliar o nível de dose em exames de CCTA pelo método prospectivo;
- 2) Avaliar o nível de dose em exames de CCTA pelo método retrospectivo;
- 3) Comparar os métodos prospectivo e retrospectivo em relação a dose de radiação

1.3 JUSTIFICATIVA

A pesquisa se justifica pela necessidade de otimizar parâmetros técnicos capazes de possibilitar a obtenção de imagens adequadas para um diagnóstico, concomitante à oferta de menor dose possível de radiação aos pacientes, visto que uma dose inadequada pode ocasionar efeitos adversos correlacionados à exposição pela radiação.

1.4 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Para fundamentação teórica utilizou-se da pesquisa bibliográfica. Em relação aos instrumentos para coleta de dados, fez-se uso do banco de dados armazenados no sistema computacional da Clínica Sabedotti, utilizado para capturar, armazenar, distribuir e exibir imagens médicas, ou seja, do *Picture Archival and Communication System* (PACS), cuja tradução para o português é Arquivamento e Comunicação de Imagens.

Do PACS foram selecionados, aleatoriamente, 30 (trinta) casos/exames, dos quais, 15 (quinze) sob o método Prospectivo e 15 (quinze) sob o método Retrospectivo, todos realizados no período compreendido entre 01 de junho e 30 de outubro de 2013.

Por meio da equação $DLP = CTDI_{vol} \times N \times T$ (equação 1) foram obtidos os valores de DLP (mGy cm) e a dose efetiva (mSv) dos trinta exames de CCTA nos métodos de aquisição Prospectivo e Retrospectivo do ECG.

1.5 ESTRUTURA DO TEXTO

Em relação à estrutura textual, o Capítulo 2 trata da fundamentação teórica e apresenta anatomia, fisiologia e funcionamento do coração; no Capítulo 3 são abordados os princípios básicos da Angiografia Coronariana por Tomografia Computadorizada (CCTA); o Capítulo 4 apresenta os materiais e métodos utilizados na pesquisa, e na sequência a discussão e conclusões obtidas, seguida das referências utilizadas.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: ANATOMIA E FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

Na primeira seção deste Capítulo o texto aborda dados históricos sobre o desenvolvimento de pesquisas na área de fisiologia cardiovascular. As descobertas relacionadas à estrutura e funcionamento do sistema circulatório evoluíram gradativamente a partir da contribuição de médicos e profissionais da ciência, dedicados e interessados em compreender esse complexo sistema melhorando a qualidade dos conhecimentos em relação à fisiologia, fisiopatologia e intervenção terapêutica no sistema coronário.

2.1 FISIOLOGIA CARDIOVASCULAR: FUNDAMENTOS HISTÓRICOS

O sistema circulatório foi assunto de pesquisa desde 3.000 a.C. em escritas egípcias (hieróglifos), descrevendo as artérias como vasos que continham ar. Segundo Gomes (2005), essa constatação pode ser justificada pelo fato de que, as artérias, em cadáveres, permanecem vazias, ao contrário do leito venoso (veias) em que o sangue se apresenta coagulado.

Com relação ao desenvolvimento de estudos nessa área, a destruição da biblioteca de Alexandria, em 391d.C., Alexandre (2010), destaca que o último milênio da cultura egípcia clássica praticamente desapareceu. Os registros mais próximos datam do século IV a.C. Hipócrates¹ (350a.C.), que considerava o coração como o centro da vida e das emoções; Erasistratos² (310a.C.), autor de escritos sobre os fundamentos da atividade do coração, comparava-o a uma bomba.

Além disso, o autor citado salienta que Erasistratos identificou alterações de frequência cardíaca e consolidou a definição de que o coração é responsável pela vida (sangue) levada pelas artérias a todas as partes do corpo

Outra importante contribuição vem de Herófilo ³ (300a.C.), médico, anatomicista e clínico de Alexandria, que descreveu as pulsações e considerou o pulso um fenômeno intravascular.

No primeiro século depois de Cristo, conforme Alexandre (2010), a importância clínica da circulação assumiu lugar de destaque; em Roma, no século seguinte, Galeno realizou estudos sobre a correlação entre anatomia e fisiologia baseado em dissecações de animais.

De acordo com Martire Júnior (2010), Claudio Galeno, o maior médico da Antiguidade, a partir de suas experiências com os animais, foi pioneiro em estabelecer o coração como massa muscular responsável por bombear o sangue para os pulmões, saindo do ventrículo direito e retornando ao ventrículo esquerdo; concluiu também que devido a esse evento, as artérias e veias eram preenchidas com sangue.

Assim, corrigiu o conhecimento egípcio, grego e romano, que afirmava que os vasos só continham ar, e que o coração era apenas um órgão depositário de espíritos. Seus ensinamentos, quanto à circulação, foram recusados porque era fantasiosa a ideia de que os animais pudessesem ser semelhantes aos homens. [...] Para Galeno, o sangue misturava-se com o ar nos pulmões, para ser esfriado, o coração possuía três ventrículos, existiam poros de comunicação entre os ventrículos, o fígado gerava o sangue e o útero possuía várias cavidades, conceitos que persistiam incontestáveis, por mais de 1400 anos. (GOMES, 2005, p.18).

O autor citado aponta que Leonardo da Vinci, em 1500, desenhou a anatomia cardíaca com apenas dois ventrículos e fez ilustrações alegóricas, sugerindo o funcionamento de válvulas cardíacas, representando portas unidireccionais.

Na sequência das descobertas, Alexandre (2010), descreve que a pequena circulação, ou circulação completa pulmonar, independente da circulação sistêmica, foi divulgada pelo árabe Ibn na Nafis (*Ala-al-din abu al-Hassan Ali ibn Abi-Hazm al-Qarshi al-Dimashqi*), e em 1553, pelo espanhol Miguel Servet, na Itália. Este realizou estudos de anatomia. Exímio conhecedor da obra de Galeno atestou e defendeu que o ventrículo direito bombeava todo o sangue do retorno venoso pela artéria

pulmonar, refutando a ideia de apenas pequena parte para nutrição pulmonar. Também declarou a não existência de poros entre os dois ventrículos e a modificação do sangue pelo pulmão.

E, Realdo Colombo, na Itália, mais especificamente em Pádua, segundo Nunes (2010) apresentou a anatomia da pequena circulação sem se referir às descobertas anteriores. Revelou a existência de válvulas na aorta e artéria pulmonar; emitiu o conceito de movimento coordenado de contração e relaxamento cardíaco, ou seja, sístole e diástole. Apresentou o trajeto das veias pulmonares dos pulmões ao coração levando somente sangue misturado com ar.

Em seguida, de acordo com a autora citada, surge Girolamo Fabrici (conhecido como Fabrício Acquapendente), o primeiro a descrever as válvulas venosas em 1603. A sequência da contração atrial antes da ventricular e a constatação de que a mesma massa sanguínea circulava constantemente, foram os resultados de estudos experimentais de Harvey, em 1628, conforme publicado no livro que entrou para a história *“Exercitacio anatômica de motu cordis et sanguinis in animalibus”* (Estudo Anatômico do Movimento do Coração e do Sangue nos Animais), mais conhecido no mundo como *“De moto cordis”*, concretizando o conceito da sequência de contração atrial antecedendo a ventricular e a circulação constante da mesma massa sanguínea.

Contudo, de acordo com Nunes (2010), Harvey desconhecia o fato de que os pulmões oxigenavam o sangue, e a diferença de cor entre o sangue venoso e o arterial (em 1669, Richard Lower demonstrou que o sangue mudava da cor, azul-escuro, para escarlate vivo, ao passar pelos pulmões). Fabrício não se reportou à existência da circulação capilar, nem sobre as batidas do coração. Para ele as artérias se esvaziavam diretamente nas veias.

Richard Lower, definitivamente demonstrou o automatismo da contração miocárdica. Em reunião com representantes da sociedade científica da época, Lower retirou um coração de animal, esvaziou todo o sangue, cortou os ventrículos em várias partes e mostrou que os pedaços de ventrículos continuavam pulsando. Mas os opositores disseram que era o vapor de sangue quente dentro dos pequenos vasos do miocárdio que fazia o miocárdio pulsar. Richard Lower, então, fez uma demonstração experimental, perfundindo a veia de um animal com cerveja e deixando o sangue sair pela carótida cortada, até não haver mais sangue e vazar apenas cerveja. Como o coração continuasse batendo, o experimento foi aprovado como demonstração suficiente de que o coração batia por automatismo. [...] Uma das consequências do conhecimento de que o sangue circulava, foi o início da terapêutica transvenosa. (GOMES, 2005, p.21).

O primeiro a realizar a transfusão de sangue foi Richard Lower, de um animal para outro, por meio de tubos introduzidos em vasos sanguíneos. Somente em 1901, conforme destaca Nunes (2010), surgiu o problema da incompatibilidade sanguínea com a descrição dos tipos sanguíneos A, B, AB e O por Landsteiner que, em 1940, juntamente com Wiener, descreveram o sistema RH (*Rhesus*⁴) de compatibilidade.

Gomes (2005) salienta que as descobertas evoluíram e em 1686, Marcelo Malpighi, descreveu a circulação capilar. No século XVIII as contribuições do médico alemão Adam Christian Thebesius foram de suma importância ao descrever a drenagem venosa cardíaca para as cavidades atrial e ventricular direitas por veias mínimas, conhecidas como Veias de Tebésio.

Em 1706, conforme Gomes (2005), Raymond Vieussens (na França), descreveu a drenagem arterial no interior das cavidades ventriculares, conhecido como Sistema Arterial de Vieussens. A primeira aferição de pressão arterial (PA) de um animal ocorreu em 1733, por Stephen Hales. A experiência está representada em afresco de Diego Rivera, 1945, atualmente no Instituto de Cardiologia do México e procura ilustrar a história da cardiologia. Mas é Nicolai Segeivichkorotkoff, cirurgião geral, o responsável pela técnica de aferição da pressão diastólica (PD) e pressão Sistólica (PS).

Em 1740, Gomes (2005) destaca que Hales foi considerado o precursor da associação retorno e força de contração, abrindo caminho para o estabelecimento posterior das relações entre enchimento diastólico e desempenho sistólico.

Gomes (2005) destaca que outras descobertas importantes resultam dos estudos de Etienne Jules Marey, em 1876, o emprego do Eletrômetro Capilar de Lippmann, no coração de um sapo. Uma década mais tarde, Augusto Desiré Waller, foi pioneiro no uso do Eletrocardiograma (ECG) com aplicação do Eletrômetro Capilar de Lippmann em seres humanos, cuja contribuição de Willen Einthoven, fisiologista dinamarquês, culminou em 1903 com a introdução do eletrocardiógrafo que, mais tarde, no estudo da filosofia cardíaca proporcionaram a invenção do quimógrafo por Carl Friedrich Wilheim Luduwig.

⁴ .

Mas, são os achados de Starling que representam contribuição maior ao entendimento da função mecânica do coração.

Em 1912, em associação com Franklin P. Knowlton, Starling divulgou seu primeiro trabalho resultante do estudo da preparação coraçãopulmão¹⁶. Este texto sobre as leis do coração confirmou as proposições antecipadas por Starling: a) o decúbito cardíaco, em larga margem, independe da resistência ao esvaziamento ventricular e b) dentro de limites, o débito cardíaco é proporcional ao retorno venoso. Foi analisado que, se o retorno venoso fosse aumentado em excesso, ocorria edema pulmonar, e a preparação deteriorava rapidamente. Trabalho publicado em 1914, em colaboração com Sydney W. Patterson divulgava pela primeira vez as conhecidas curvas de Starling (Fig. 1), mostrando que a pressão de enchimento e o débito cardíaco se elevam, em conjunção, até um limite, além do qual uma elevação adicional do retorno venoso reduz a ejeção ventricular. (TUCCI; DECOURT, 1992, p.03).

Embora Starling nunca tenha formalizado, este foi o início da controvertida proposição de Insuficiência Cardíaca a ele creditada. A Figura 01 permite observar as denominadas Curvas de Starling.

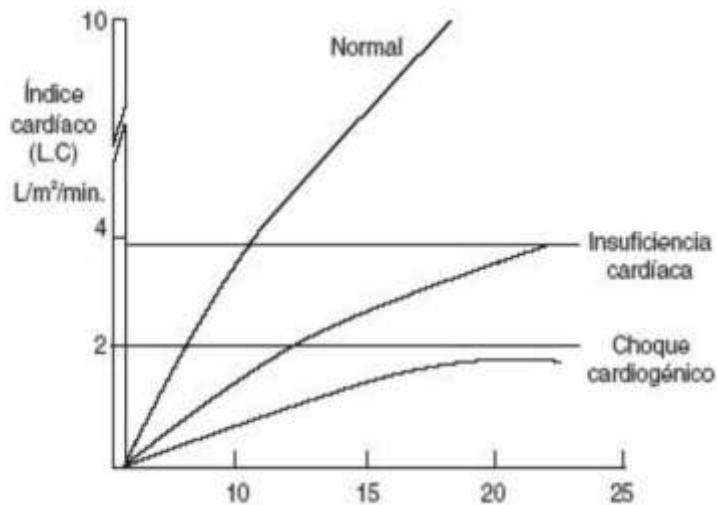


Figura 01: Curvas de Starling
Fonte: BOO, 2006, p.04

O final do século XIX, conforme Bruni e Segre (2002) é cenário das descobertas iniciais do sistema de condução cardíaca, em sentido ascendente, ou seja, Rede Intramiocárdica e Feixe Atrioventricular, 1895; descobertas do Nô Atrioventricular e do Feixe Interatrial, 1906; e do Nô Sinoatrial, 1907; do Feixe Anômalo Atrioventricular, 1913; do Feixe Intermodal Mediano, 1916; e do Feixe Anômalo Para-septal, em 1940; Fascículos Intermodais no átrio direito, 1909. Paes

de Carvalho e James apresentaram novos estudos, contribuindo para definir a anátoma-fisiológica de condução intermodal posterior.

Conforme Gomes (2005, p.25) os conhecimentos sobre: “[...] a fisiologia cardiovascular aplicada na construção e aplicação dos dispositivos de circulação artificial”, demonstraram avanços significativos no século XX.

Em 1958, Mason Sones, cardiologista pediátrico, segundo Fleckenstein (1983) foi o precursor da técnica de angiografia coronária percutânea seletiva.

A partir dessas inovações outras se seguiram aumentando em quantidade e qualidade os conhecimentos de fisiologia, fisiopatologia e terapêutica de intervenção coronária.

Fleckenstein (1983) descreve que, por volta de 1960, Fleckenstein e Godfrain descobriram os canais de cálcio, elementares para todas as conquistas subsequentes da farmococinética cardiovascular. E a partir das experiências de Lower e Shumway realizadas em 1960, na sistematização de transplantes cardíacos, Bernard, em 1967, realizou com sucesso, no Hospital Groote Schuur na cidade do Cabo (África do Sul) o primeiro transplante cardíaco em humano.

Gomes (2005) destaca como a mais relevante, entre todas as contribuições e avanços da fisiologia cardiovascular, a de Furchtgott, em 1980, evidenciando a influência do óxido nítrico na angiocinese, e a de Sérgio Ferreira, que deflagra a função da Enzima Conversora de Angiotensina nos mecanismos de controle de pressão arterial. Essa descoberta levou a definição da síntese do Captopril por Crushman, transformando o tratamento da hipertensão.

2.2 CORAÇÃO: ASPECTOS FISIOLÓGICOS

Nesta seção a teoria sobre os aspectos fisiológicos do coração é enriquecida com imagens que ilustram os limites e divisão do coração, corte longitudinal do músculo cardíaco, fluxo sanguíneo e configuração interna do coração.

2.2.1 Limites do Coração

Conforme Tortora e Grabowski (2002) e Freitas (2004), os limites nos quais se localiza o coração correspondem às seguintes dimensões: a superfície anterior se

localiza logo abaixo o esterno e das costelas; a superfície inferior implica na parte do coração que repousa sobre o diafragma localizado na região entre o ápice e a borda direita.

Em relação à margem direita, Freitas (2004) descreve que volta-se para o pulmão direito e se amplia da superfície inferior até a base; a face esquerda, ou face pulmonar, está voltada ao pulmão esquerdo e se estende da base ao ápice. No que diz respeito ao limite superior, nele se encontram os grandes vasos do coração e, após a traqueia está situado o esôfago e a artéria aorta descendente.

Essa descrição e a nomenclatura completa dos demais elementos integrantes desse complexo sistema podem ser constatadas na Figura 02.

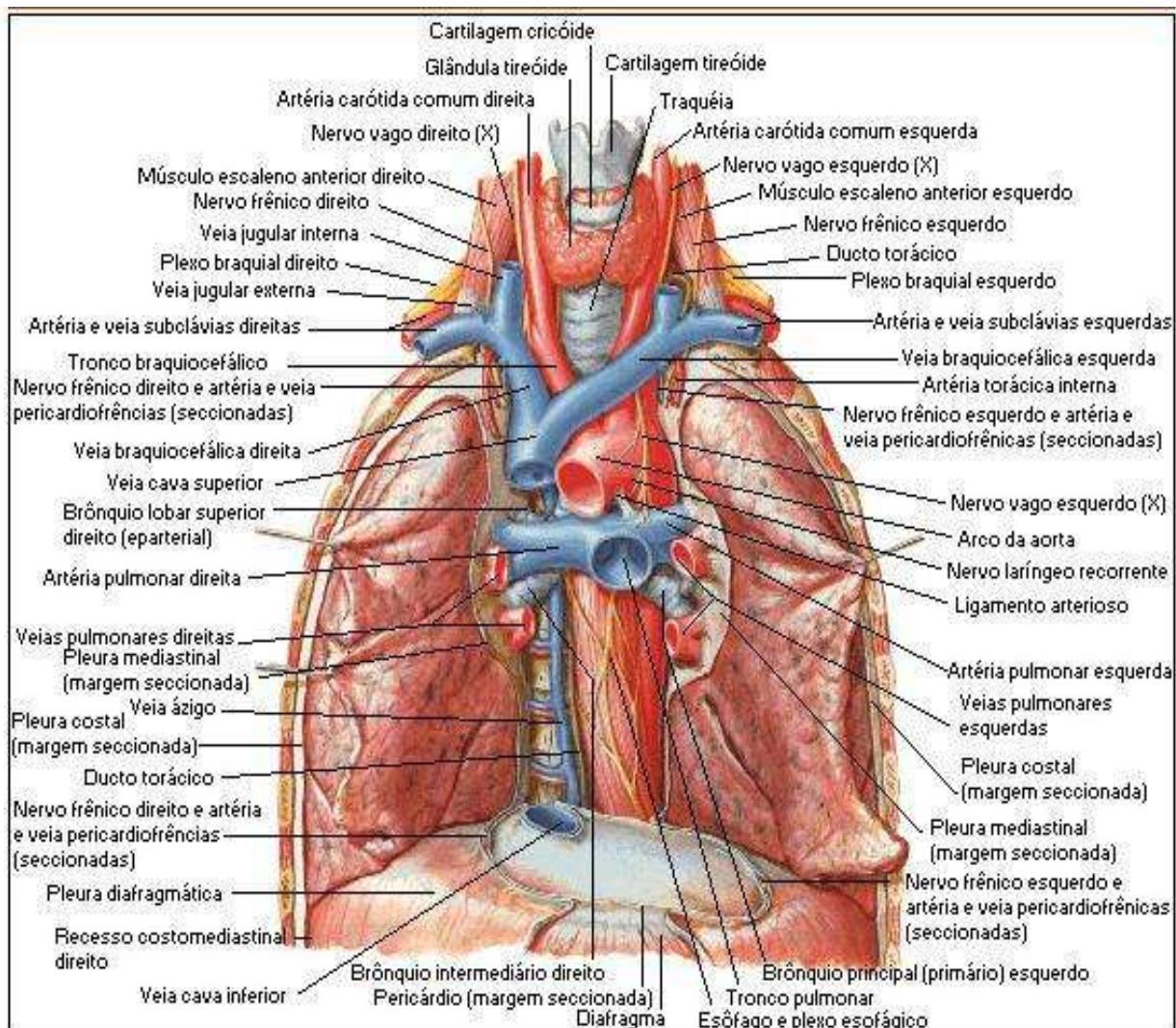


Figura 02: Limites do Coração
Fonte: NETTER, 2000, p.449.

Freitas (2004) explica que o sistema cardiovascular tem como principal função levar material nutritivo e oxigênio às células. É importante lembrar que o sistema circulatório é um sistema fechado, incomunicável com o meio externo. É formado por tubos denominados vasos e por uma bomba (coração) cuja atribuição é impulsionar o sangue por toda a rede vascular, isto é, cerca de 100 mil km de vasos sanguíneos. E, os elementos que o formam são: coração, sangue e vasos sanguíneos.

2.2.2 Paredes do Coração

Gomes (2005) descreve o coração humano como órgão cavitário, cujas cavidades são constituídas por três camadas: Pericárdio; Endocárdio e Miocárdio, as quais apresentam as seguintes características:

a) Pericárdio – os três folhetos do pericárdio constituem:

- O externo, fibroso que se confunde na parte inferior com o centro tendíneo do diafragma ao qual se adere na frente e à direita formando o ligamento frenopericárdico;
- Na posição acima e posterior, está ligado à adventícia dos grandes vasos da base;
- Na base interna do pericárdio fibroso está o pericárdio seroso e dois folhetos (o parietal - adere ao pericárdio fibroso; e o visceral - conhecido como epicárdico);
- O pericárdio é a membrana que torna a superfície do coração lisa e escorregadia e com isso, facilita seu movimento constante;

b) Endocárdio:

- É a membrana que reveste a superfície interna das cavidades do coração;

c) Miocárdio:

- Recebe esta designação o músculo localizado entre o pericárdio e o endocárdio conforme Figura 03, responsável pelas contrações vigorosas e involuntárias do coração.

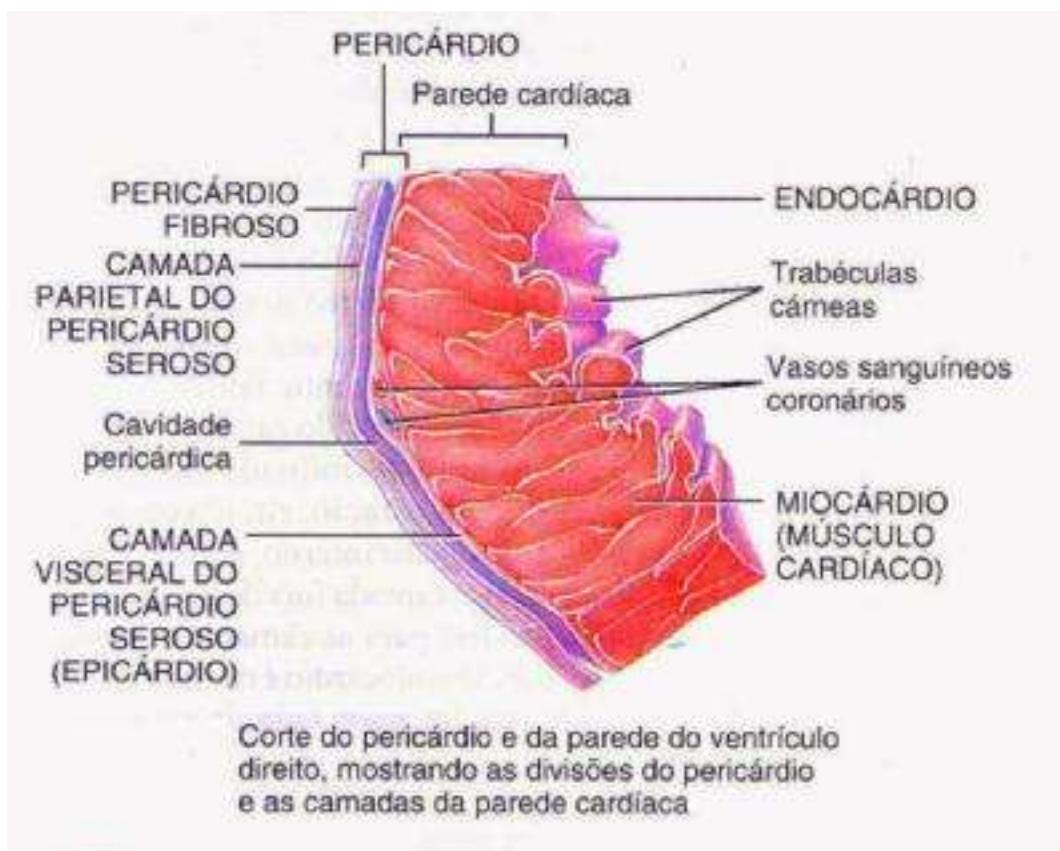


Figura 03: Corte longitudinal do músculo cardíaco.

Fonte: JACOB et al., 1990, p.430.

De acordo com Sobotta (2006), a circulação pulmonar conduz o sangue do ventrículo direito do coração para os pulmões fazendo-o retornar ao átrio esquerdo.

Ao ser transportado para os pulmões, o sangue pobre em oxigênio libera o dióxido de carbono (CO_2) e recebe oxigênio (O_2) que, então oxigenado, retorna ao lado esquerdo do coração sendo bombeado para a circulação sistêmica.

Para Sobotta (2006), esta é considerada a maior circulação sendo sua função fornecer suprimento sanguíneo para todo o organismo. Essa circulação (Figura 04) leva o oxigênio e outros nutrientes vitais para as células, captando o dióxido de carbono e demais resíduos das células.

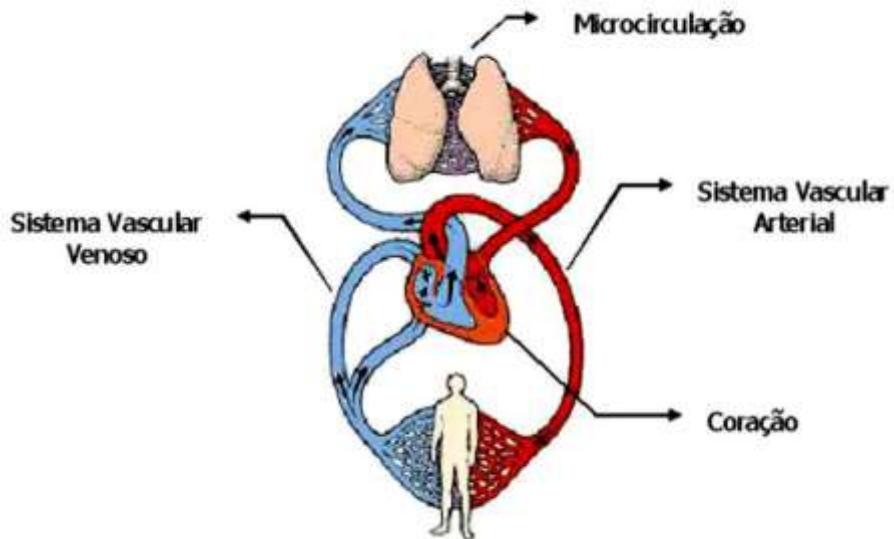


Figura 04: Representação do Sistema Cardiovascular.
Fonte: FILADELFO VIRTUAL, 2011, p.05.

Assim, localizado atrás da porção inferior do esterno e das três últimas cartilagens costais, segundo Freitas (2004), o coração possui sua maior parte à esquerda do plano mediano. Enquanto o ventrículo direito corresponde a maior extensão da superfície esternocostal, o contorno cardíaco direito representa o átrio direito. Prolongado no segmento do tronco pulmonar, parte do ventrículo direito constitui o cone arterial ou infundíbulo. E, alojado no sulco interventricular anterior (realmente superior) da face esternocostal está o ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda.

A superfície esquerda ou pulmonar é constituída principalmente pelo ventrículo esquerdo. A superfície diafragmática é formada pelos dois ventrículos e apresenta o sulco interventricular posterior (realmente inferior) que aloja o ramo descendente posterior da artéria coronária direita (ou esquerda). Quando o átrio está aumentando de volume, o sulco interatrial mostra-se bem evidente, tangenciando anteriormente a desembocadura das veias pulmonares, superior e inferior direitas. O átrio direito é formado a partir do seio venoso e do átrio primitivo. A linha de união entre estas duas partes é assinalada superficialmente pelo sulco terminal, que se estende entre a desembocadura das duas veias cava. Internamente o sulco terminal corresponde à crista terminal, que separa a parede atrial lisa (derivada do seio venoso) da parte anterior, irregular, caracterizada pela presença dos músculos pectíneos que se estendem até a aurícula. (GOMES, 2005, p.48).

Num coração desenvolvido de modo normal, de acordo com o autor citado, o *septum primum* se constitui em base da fossa oval e, a porção mais densa do septo

interatrial implica no *septum secundum*, e sua borda inferior corresponde ao limbo da fossa oval.

Composto por duas bombas distintas, conforme Dupin e Gomes (2005) e Guyton e Hall (2006), o coração, no lado direito bombeia o sangue em direção aos pulmões e no lado esquerdo bombeia para todo o organismo. Conforme demonstrado na Figura 05, divide-se em duas câmaras denominadas, átrio (que bombeia o sangue ao ventrículo) e ventrículo (bombeia o sangue para circulação pulmonar) com sangue venoso e circulação sistêmica com sangue arterial.

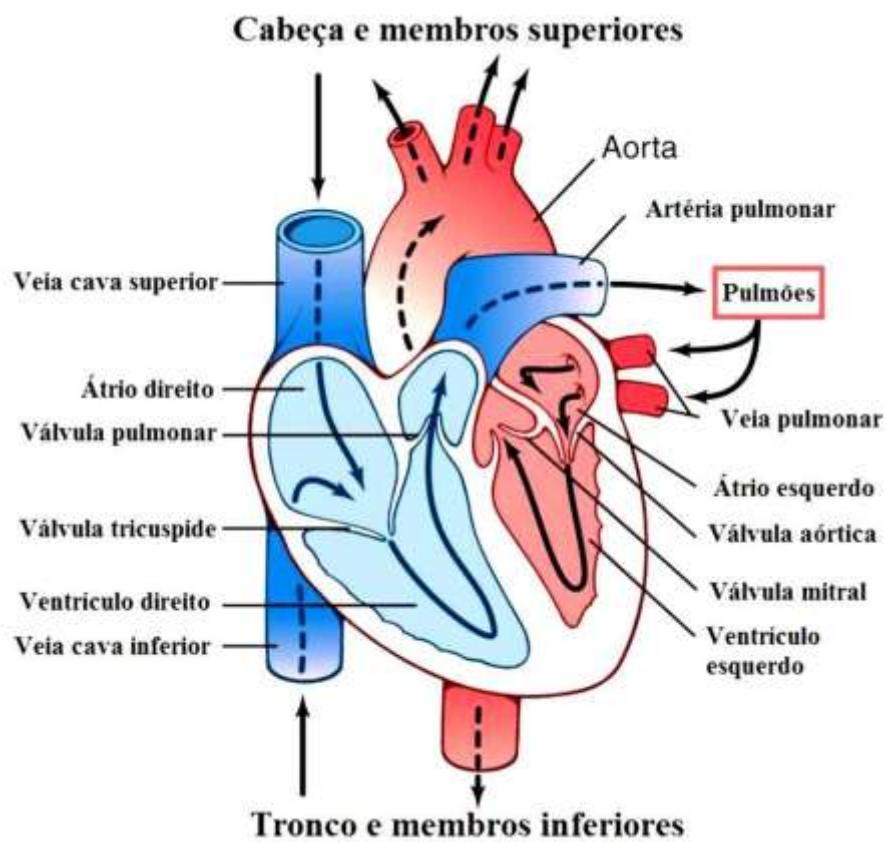


Figura 05: Divisão do coração e fluxo sanguíneo.
Fonte: GUYTON; HALL, 2006, p.104

É oportuno descrever, embora de forma sucinta, mas elucidativa, os principais elementos da estrutura anatômica do coração (Figura 06), relacionados ao ciclo cardíaco normal, de acordo com especialistas no assunto como, por exemplo, Netter (2000; 2008; 2011); Guyton e Hall (2006); Castro (2005); Sobotta (2006); Freitas (2004); Tortora e Grabowski (2002), entre outros:

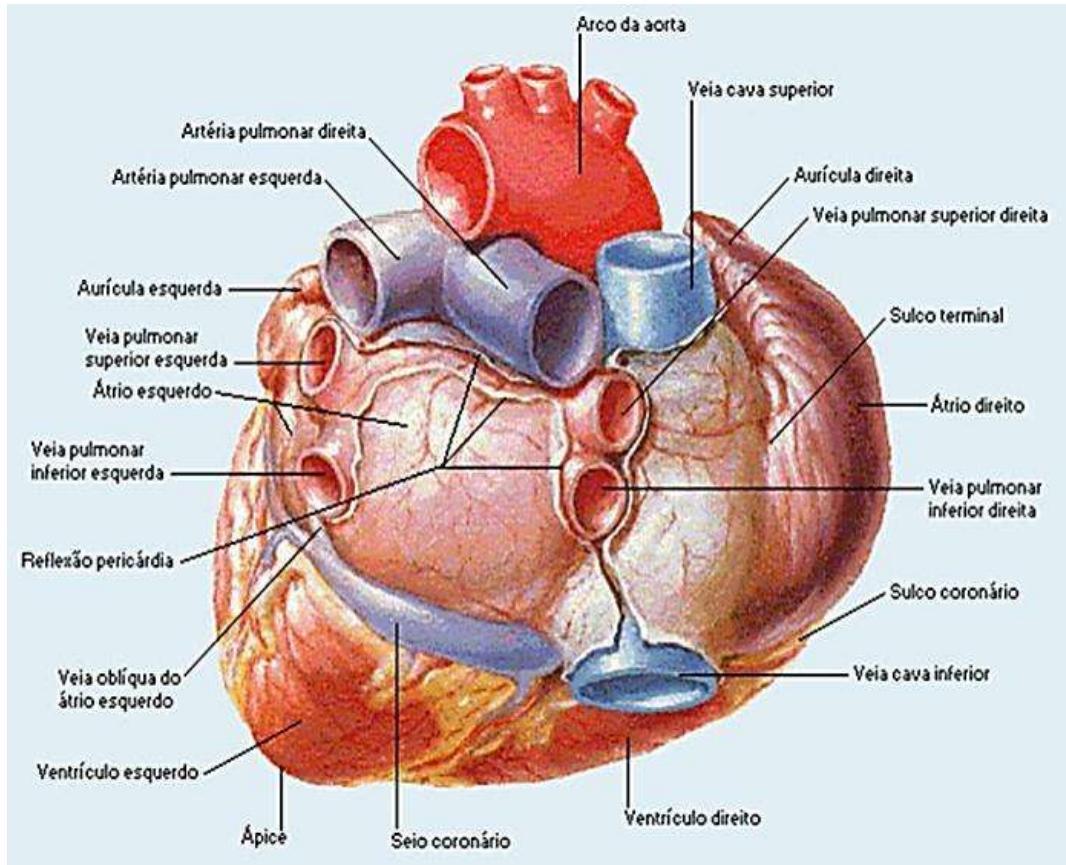


Figura 06: Visão anatômica parcial do coração
 Fonte: NETTER, 2000, p.413

- a) Átrio direito – corresponde à borda direita do coração, recebe sangue venoso (rico em dióxido de carbono) das veias⁵: veia cava superior, veia cava inferior e seio coronário;
- b) Ventrículo direito – constitui-se na maior parte da superfície anterior do coração. Uma série de feixes elevados de fibras musculares cardíacas denominadas trabéculas carnosas formam seu interior. Localizada no óstio átrio ventricular direito há uma valva tricúspide que impede o retorno do sangue do ventrículo para o átrio direito. Essa valva é formada por três lâminas membranosas, esbranquiçadas e irregularmente triangulares, com base implantada nas bordas do óstio e o ápice direcionado para baixo, preso ao ventrículo por filamentos. Cada lâmina recebe o nome de cúspide, assim, tem-se uma cúspide anterior, uma posterior e outra septal;

⁵ A veia cava superior recolhe sangue da cabeça e parte superior do corpo enquanto que a veia cava inferior recebe sangue das partes mais inferiores do corpo: abdômen e membros inferiores; o seio coronário recebe o sangue que nutriu o miocárdio e o leva ao átrio direito; o sangue passa do átrio direito ao ventrículo por meio de uma válvula chamada tricúspide, composta por três folhetos, válvulas ou cúspides; o átrio direito, na anterioridade, possui uma expansão piramidal chamada aurícula direita destinada a amortecer o impulso do sangue ao penetrar no átrio. Fonte: FREITAS, 2004.

- c) Átrio esquerdo – cavidade de parede fina possui paredes anteriores e posteriores lisas, recebe sangue oxigenado a partir de quatro veias pulmonares. O sangue passa do átrio esquerdo ao ventrículo esquerdo pela válva bicúspide (mitral), com apenas duas cúspides. O átrio esquerdo possui também expansão piramidal denominada aurícula esquerda;
- d) Ventrículo esquerdo – este constitui o ápice do coração. A válva átrio ventricular esquerda, localizada no óstio ventricular esquerdo, é formada por duas lâminas, cúspides (anterior e posterior). A essas válvulas dá-se o nome de bicúspides; tem trabéculas carnosas e cordas tendais fixadoras das cúspides da válva bicúspide aos músculos papilares.

Na Figura 07 observa-se a descrição dos componentes explicitados.

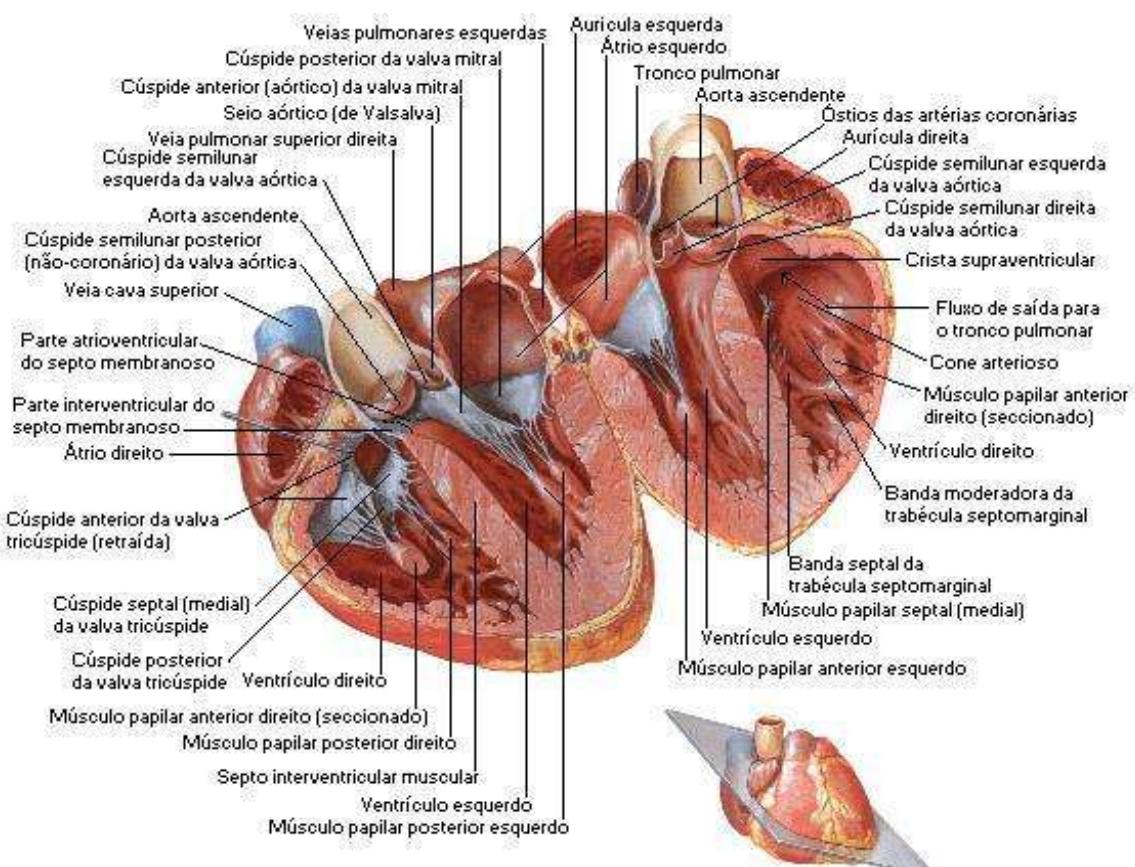


Figura 07: Configuração Cardíaca Interna do Coração
Fonte: NETTER, 2000, p.430.

Na próxima seção são evidenciados e discutidos os principais aspectos relacionados ao ciclo cardíaco.

2.3 CICLO CARDÍACO

O ciclo cardíaco é tratado nesta seção que também discorre sobre a sístole ventricular. No ciclo cardíaco normal os dois átrios se contraem enquanto os dois ventrículos relaxam e, assim alternadamente. A fase de contração é denominada sístole e a fase de relaxamento é diástole. Na batida do coração, os átrios se contraem (sístole atrial) forçando o sangue para os ventrículos que, preenchidos contraem-se (sístole ventricular) forçando o sangue para fora do coração.

Para que o coração seja eficiente na sua ação de bombeamento é necessário mais que a contração rítmica de suas fibras musculares. A direção do fluxo sanguíneo deve ser orientada e controlada, o que é obtido por quatro valvas: duas localizadas entre o átrio e o ventrículo – atrioventriculares (valva tricúspide e bicúspide); e duas localizadas entre os ventrículos e as grandes artérias que transportam sangue para fora do coração, as semilunares (valva pulmonar e aórtica). (NETTER, 2008, p.15).

Para bloquear o comportamento anormal do sangue, as valvas e válvulas atuam impedindo o refluxo, isto é, fecham a passagem do sangue.

A estrutura da Sístole Ventricular contemplando as ações das valvas é apresentada na Figura 08.

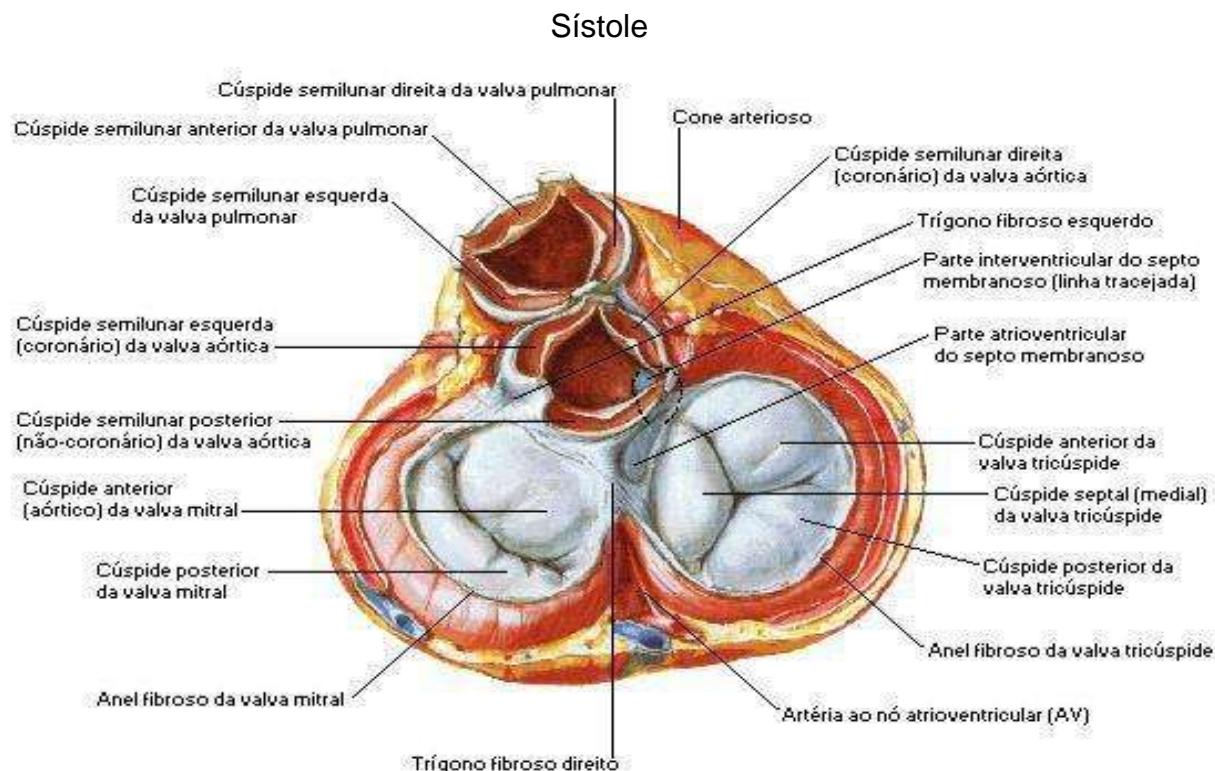


Figura 08: Sístole Ventricular - ação das valvas Atrioventriculares.
Fonte: NETTER, 2000, p.399.

Em relação aos movimentos sístole e diástole, contração e relaxamento, respectivamente, Netter (2011) explicita que:

- a) Sístole - consiste na contração do músculo cardíaco. A sístole atrial impulsiona sangue para os ventrículos mantendo abertas as valvas atrioventriculares para a passagem do sangue enquanto mantêm fechadas a pulmonar e a aórtica. A sístole ventricular mantém as valvas atrioventriculares abertas e semilunares fechadas;
- b) Diástole - implica no relaxamento do músculo cardíaco. Os ventrículos se enchem de sangue enquanto as valvas atrioventriculares são mantidas abertas e as semilunares fechadas.

Portanto, o ciclo cardíaco compreende: Sístole Atrial; Sístole Ventricular e Diástole Ventricular.

Sobre esse funcionamento é importante trazer outras informações à discussão. Conforme Réa Neto (2011), em ambos os lados do coração o ciclo cardíaco é similar, contudo as pressões do ventrículo direito e das artérias pulmonares são inferiores às do ventrículo esquerdo e aorta. Portanto:

Sístole refere-se à contração e diástole ao relaxamento. A contração e o relaxamento podem ser isométricos, quando ocorrem alterações na pressão intraventricular sem modificação no comprimento das fibras musculares. O ciclo inicia-se no nodo sinoatrial com uma despolarização que leva à contração do átrio. Durante este tempo o fluxo sanguíneo no interior dos ventrículos é passivo, mas a contração atrial aumenta o seu enchimento em 20 a 30%. A sístole ventricular ocasiona o fechamento das valvas atrioventriculares (1^a bulha cardíaca) sendo que a contração é isométrica até que as pressões intraventriculares tornem-se suficientes para abrir as valvas pulmonar e aórtica, dando início à fase de ejeção. O volume de sangue ejetado é conhecido como volume de ejeção. Ao final desta fase ocorre o relaxamento ventricular e o fechamento das valvas pulmonar e aórtica (2^a bulha cardíaca). (RÉA NETO, 2011, p.37).

As pressões ventriculares ficam menores que as pressões atriais depois do relaxamento, incorrendo na abertura das valvas atrioventriculares promovendo o enchimento ventricular diastólico. Todo esse ciclo descrito se repete na sequência de um novo intervalo a partir do nodo sinoatrial⁶. Na Figura 09 é possível observar os eventos, elétrico e mecânico do ciclo cardíaco.

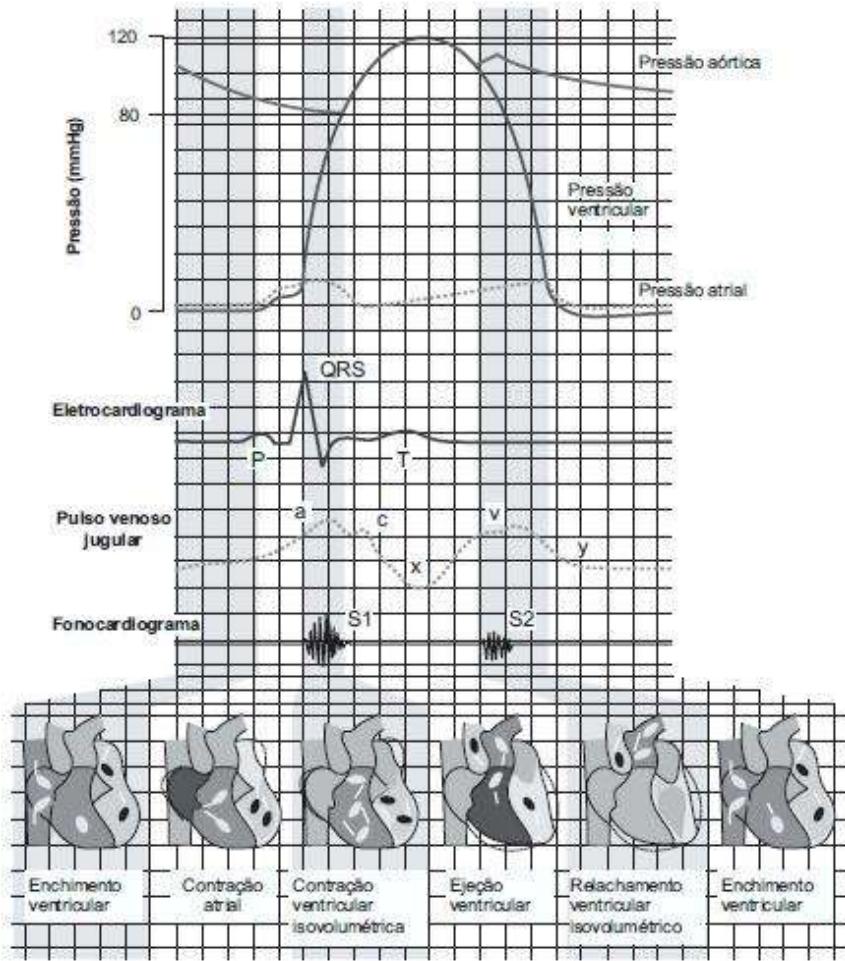


Figura 09: Sístole Ventricular - ação das valvas Atrioventriculares
 Fonte: RÉA NETO, 2011, p.37.

Conforme Réa Neto (2011), o Débito Cardíaco (DC) é a Frequência Cardíaca (FC) e o Sistólico (VS), ou seja, volume total de sangue que o ventrículo ejeta durante um movimento sistólico, que por sua vez é determinado por três fatores essenciais:

a) Pré-carga - conforme Guyton e Hall (2006) consiste no volume ventricular no final da diástole. O aumento da ejeção é provocado pela elevação da pré-carga, que depende do retorno do sangue venoso. Este retorno sofre influências de alterações da postura, pressão intratorácica, volume sanguíneo, bem como do equilíbrio entre a constrição e a dilatação no sistema venoso. Denominada Lei Cardíaca de Starling, a relação entre o volume diastólico final do ventrículo e o volume de ejeção, que determinam o volume sistólico proporcional ao comprimento inicial da fibra muscular.

Sobre a elevação do volume diastólico final, Réa Neto (2011, p.38) destaca que: “distende a fibra muscular, aumentando a energia de contração e o volume de

ejeção até um ponto de distensão, quando então o volume de ejeção não se eleva mais ou pode até efetivamente diminuir". Mediante a não alteração da frequência cardíaca, o débito cardíaco também aumenta concomitante com o volume sistólico.

b) Pós-carga - de acordo com Guyton e Hall (2006), essa denominação é atribuída à ejeção – propulsão – ventricular causada pela resistência ao fluxo de sangue na saída do ventrículo, determinada de modo especial pela resistência vascular sistêmica. Esta função está a cargo do diâmetro das arteríolas e esfíncteres pré-capilares e viscosidade sanguínea. A maior elevação da resistência e, consequentemente da pós-carga, deve-se ao aumento do estreito, da viscosidade e da contração dos esfíncteres.

O nível de resistência sistêmica vascular, de acordo com Réa Neto (2011, p.38): "[...] é controlado pelo sistema simpático, que por sua vez controla o tônus da musculatura da parede das arteríolas, regulando o diâmetro. A resistência é medida em unidades de dina/segundo/cm⁵".

c) Contratilidade - Guyton e Hall (2006) esclarecem que a contratilidade representa a capacidade de contração do miocárdio na ausência de qualquer alteração na pré-carga ou na pós-carga. É a potência do músculo enquanto o sistema nervoso simpático exerce a influência mais relevante.

Os receptores beta-adrenérgicos são estimulados pela noradrenalina liberada pelas terminações nervosas aumentando a contratilidade. E um feito semelhante pode ser observado na adrenalina circulante e em drogas como digoxina e cálcio. A contratilidade é reduzida, hipóxia, isquemia do miocárdio, doença do miocárdio e pela administração de beta-bloqueadores ou agentes antiarrítmicos. (RÉA NETO, 2011, p.38-39).

A partir de sua adaptação às demandas metabólicas do corpo, o débito cardíaco se modifica.

2.4 MOVIMENTO CARDÍACO E A TOMADA DE IMAGEM CARDÍACA POR TC

O assunto desta seção é a anatomia interna do coração, associando a descrição às imagens.

O coração, conforme Guyton e Hall (2006) possui quatro câmaras, ou seja, dois átrios (câmaras superiores) que recebem sangue; e dois ventrículos (câmaras inferiores) que bombeiam o sangue para fora do coração.

O esquema do sistema arterial coronário permite observar artérias e veias coronárias conforme demonstra a Figura 10:

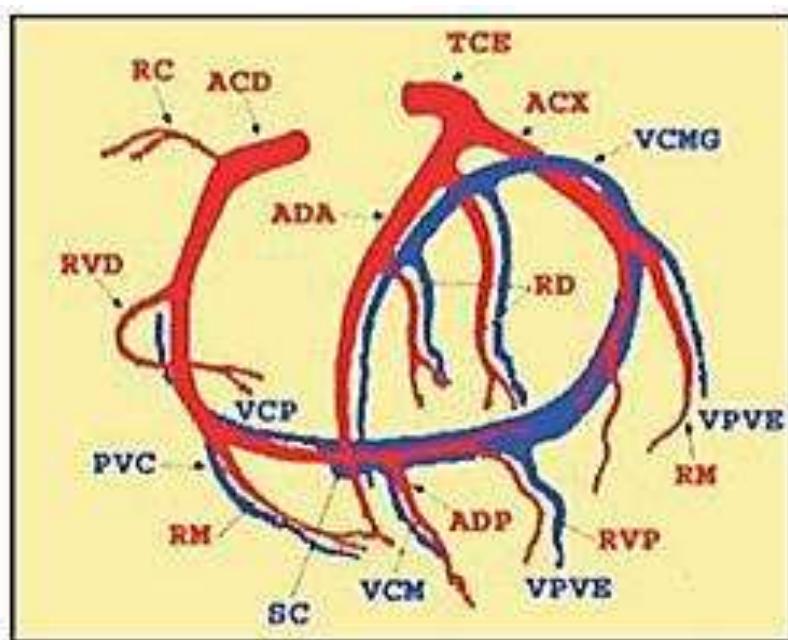


Figura 10: Anatomia interna coração (1).
Fonte: ANDRADE, 2006, p.02.

O componente arterial coronário esquerdo consiste do Tronco Coronário Esquerdo (TCE), Artéria Descendente Anterior (ADA), Artéria Circunflexa (ACX), Ramos Diagonais (RD) e Ramos Marginais (RM). O componente arterial coronário direito consiste da Artéria Coronária Direita (ACD), Ramo Coronário (RC), Ramo Ventricular Direito (RVD), Ramo Marginal (RM), Artéria Descendente Posterior (ADP) e Ramo Ventricular Posterior (RVP). Sistema venoso: composto pelo Seio Coronário (SC), Veia Cardíaca Magna (VCMG), Veia Cardíaca Média (VCM), Veia Cardíaca Parva (VCP), Veias Posteriores Do Ventrículo Esquerdo (VPVE) e Pequenas Veias Cardíacas (PVC) (SMITH, 1962 citado por ANDRADE, 2006, p.2).

Para o autor citado, os segmentos coronários, segundo a classificação da *American Heart Association* são subdivididos em quinze estratificações conforme descrição a seguir.

Na Figura 11, são apresentados os segmentos de 1 a 4, os quais correspondem à Artéria Coronária Direita (ACD) proximal, média e distal e Artéria Descendente Posterior (ADP).

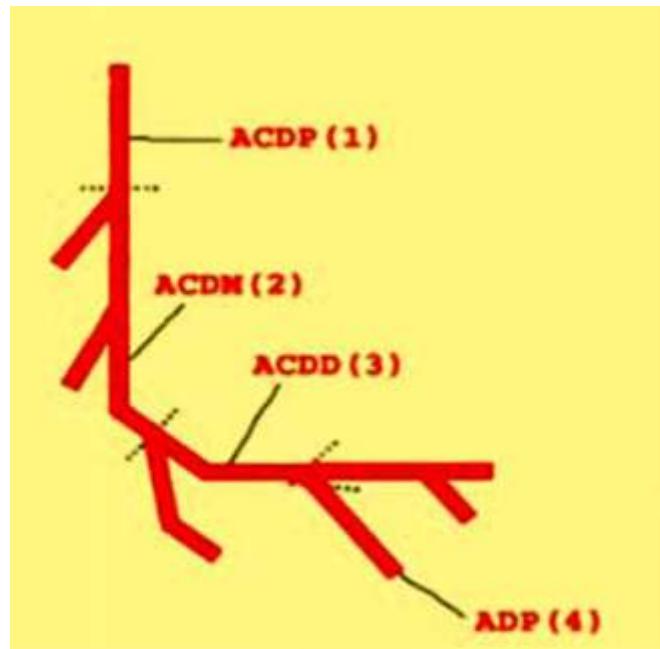


Figura 11: Anatomia interna coração (2).

Fonte: SANTOS, 2012, p.37.

A Figura 12 demonstra o segmento 5 que corresponde ao Tronco Da Coronária Esquerda (TCE). Os segmentos de 6 a 10 constituem-se em: Artéria Descendente Anterior (ADA) proximal, média e distal e Ramos Diagonais (RA) primeiro e segundo (RD1 e RD2).

Em relação aos segmentos de 11 a 15, estes são respectivamente, Artéria Circunflexa (ACX) proximal e distal e Ramo Marginal (RM) e Ramo Marginal Póstero-Lateral (RMPL).

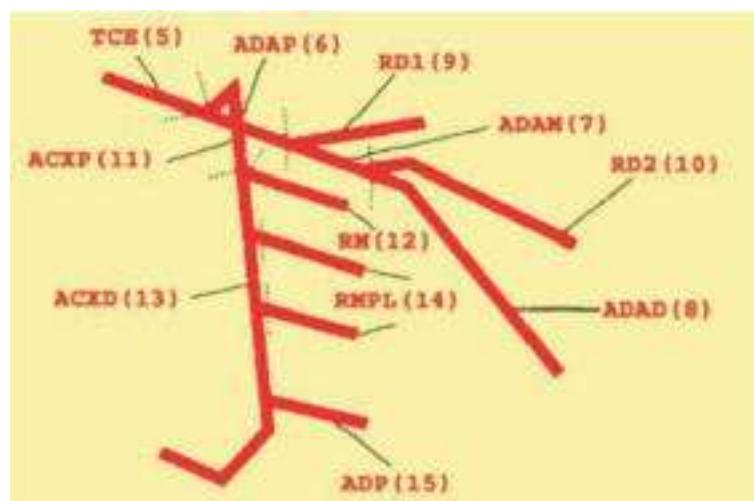


Figura 12: Anatomia interna coração (3).

Fonte: SANTOS, 2012, p.37.

A extrema rapidez do movimento cardíaco dificulta a tomada de imagem cardíaca por meio de TC. Contudo, Robert; Bax e Davies (2011); e Oliveira (2012), ressaltam que a produção de imagens empregando informações de uma fração do ciclo cardíaco apenas, combinando a monitoração de ECG com dados obtidos quando o movimento cardíaco, é menor, no final da fase de diástole, utilizando-os na reconstrução da imagem.

No Capítulo 3 apresenta-se o potencial da CCTA como método de diagnóstico eficaz e não invasivo capaz de aumentar as resoluções espacial e temporal a partir de cortes mais finos e mais rápidos por meio de equipamentos Multislice.

CAPÍTULO 3

PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ANGIOGRAFIA CORONARIANA POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (CCTA) E SISTEMAS

O diagnóstico por imagem, conforme Oliveira (2012) vem apresentando evoluções significativas, tanto na tecnologia empregada, como na diversidade de aplicações clínicas. Estas inovações trouxeram melhorias na exatidão do diagnóstico, aumentando a qualidade nos exames médicos oferecidos à população.

3.1 DOENÇA DAS CORONÁRIAS ARTERIAIS E EXAMES

De acordo com Barbant (2003), a aterosclerose coronariana, também denominada doença arterial coronariana, apresenta-se pelo estreitamento dos vasos responsáveis por suprir o coração, causado pelo acúmulo de placas promovendo o espessamento da camada interna da artéria. A Figura 13 demonstra esse processo a partir da artéria saudável e obstruída.

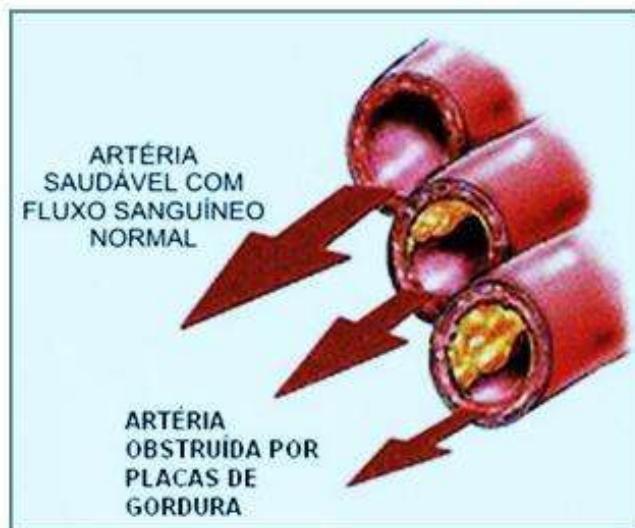


Figura 13: Artéria saudável e artérias obstruídas por placas de gordura.
Fonte: BARBANT, 2003, p.233.

A circulação coronariana é responsável pela irrigação do coração e as principais artérias são coronária direita e coronária esquerda.

Desse modo, Foss e Keteyian (2000) consideram o infarto, a doença mais recorrente na sociedade americana, pois, mais de um milhão de pessoas sofrem de infarto e mais de 50% destas não sobrevivem.

Segundo os autores citados, no Brasil ocorrem de 300 a 350 mil infartos/ano. E um dos recursos disponíveis para identificar antecipadamente ou mesmo avaliar a doença arterial coronariana é a CCTA.

O exame em questão tem duração média de 10min, decorridos entre:

- 1 - Início do exame;
- 2 - Realização do Escore de Cálcio (EC) e a marcação dos cortes da angiografia de TC;
- 3 - Com duração entre 10 a 15s - aquisição das imagens para Angiotomografia Computadorizada (Figura 14), composta pelo escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC.

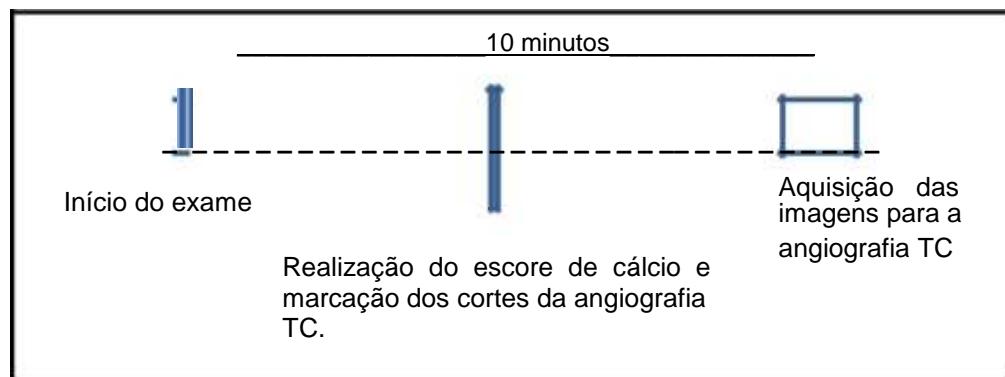


Figura 14: Sequência do exame de CCTA
Fonte: AUTOR, 2014.

É oportuno levar em conta os principais aspectos desses dois fatores, conforme descrito no texto a seguir.

3.1.1 Escore de Cálcio (EC)

É compreendido como modalidade diagnóstica de seleção para quantificar o grau de calcificação arterial coronariana, ou seja, um marcador que detecta a presença e a extensão da doença aterosclerótica.

A calcificação é definida como uma lesão hiperatenuante com intensidade de sinal acima de 130 HU e área ≥ 3 pixels adjacentes (pelo menos 1 mm²). Pode ser calculada a partir da soma ponderada das densidades acima de 130 HU (escore de Agatston) ou por métodos que determinam o volume ou massa de cálcio. (AZEVEDO FILHO; HADLICH, 2007, p.6).

Nesse sentido, Greeland et al. (2004) destacam que a avaliação do Escore de Cálcio possui significativo valor prognóstico no processo de estratificação do risco cardiovascular global. Ou seja, vai além dos fatores de risco tradicionais, pois oferece informações independentes e adicionais a essa avaliação.

Complementam essas observações, Arad et al. (2005), para os quais, deve-se reconhecer seu potencial inclusive para alteração de condutas clínicas, de modo particular na população de pacientes classificados como risco intermediário pelo escore de Framingham⁷.

Meneghelo et al. (2003), destacam que essas constatações com base em estudos populacionais realizados, na maioria, nos Estados Unidos da América e na Europa, já foram demonstradas e validadas junto à população brasileira.

Em 2006, a *American Heart Association*, conforme Azevedo Filho e Hadlich (2007) publicou um documento sobre a aplicação clínica da Tomografia Computadorizada com Múltiplos Detectores (TCMD), ou Tomografia Computadorizada Multislice (TCM), contendo algumas conclusões provenientes da avaliação do escore de cálcio:

1. Um exame normal (EC = 0) significa que a presença de placas ateroscleróticas, incluindo placas instáveis e/ou vulneráveis, é improvável;
 2. Um exame normal (EC = 0) significa que a presença de lesões obstrutivas significativas é altamente improvável (valor preditivo negativo na ordem de 95º a 99º graus);
 3. Um exame normal (EC = 0) é preditivo de um baixo risco de eventos cardiovasculares (0,1%/ano) nos próximos 2 a 5 anos;
 4. Um exame alterado (EC>0) confirma a presença de doença aterosclerótica coronariana;
 5. A quantidade de calcificação coronariana está diretamente relacionada à carga aterosclerótica total do indivíduo;
 6. Um escore de cálcio elevado (>400 ou >percentil 75 para idade e sexo) é preditivo de alto risco de eventos cardiovasculares (>2%/ano) nos próximos 2 a 5 anos;
-

7. O escore de cálcio é preditor independente do risco de eventos cardiovasculares e apresenta valor prognóstico adicional aos fatores de risco tradicionais de Framingham e à proteína C reativa;
8. A determinação do escore de cálcio tem o potencial de alterar a conduta clínica, particularmente nos pacientes de risco intermediário pelo escore de Framingham. (AZEVEDO FILHO; HADLICH, 2007, p.06).

Contudo, orienta-se que o escore de cálcio, em suas limitações, não deve ser utilizado para determinar a presença de lesões obstrutivas coronarianas. Em pacientes que possuam comprovada Doença Aterosclerótica Coronariana (DAC) o escore de cálcio não deve ser utilizado, nem mesmo para acompanhar o progresso da doença ou monitorar a resposta terapêutica.

Na Tabela 01 são demonstradas as recomendações da Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) tendo em vista a aplicação do escore de cálcio na prática clínica:

Tabela 01: Indicações de realização de TCMD para avaliação de escore de cálcio.

Indicação	Classe
1. Pacientes assintomáticos com risco intermediário de eventos (10% - 20% em 10 anos) pelos critérios de Framingham;	I
2. Pacientes assintomáticos com história familiar de doença arterial coronariana precoce;	IIa
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 coronariana já diagnosticada;	III
5. Seguimento da evolução do escore de cálcio	III

Fonte: Adaptado de ROCHITTE et al., 2006.

A classe ou classificação, de acordo com Rochitte (2006a), encontra suporte no fato de que não existe, ainda, uma categorização dos níveis de indicação para RMC e TCC ou estudos significativos multicêntricos e randomizados. O que levou a considerar os seguintes parâmetros:

- a) Classe I – oferece informações relevantes; é considerada apropriada. Pode ser utilizada como técnica de imagem de primeira linha. De modo geral é garantida por estudos que avaliam sensibilidade, especificidade, valores

- preditivos (positivo e negativo) e acurácia dos procedimento em relação a métodos diagnósticos referenciados pela literatura de forma consistente e abundante acrescidas de opiniões acordantes;
- b) Classe II – esta classe se refere às condições sob as quais as evidências apresentam opiniões conflitantes ou divergentes em relação à utilidade e eficácia de determinado procedimento;
 - c) Classe IIa – o nível de evidência, isto é, opinião, mantém seu posicionamento a favor da utilização /eficácia;
 - d) Classe IIb – nesta classe a utilização/eficácia se estabelece de forma reduzida por evidência/opinião;
 - e) Classe III – esta classe representa situações nas quais existe um consenso sobre o procedimento não ser útil/eficaz; também representa a existência de alguns casos em que os riscos são maiores que os benefícios.

Rochitte et al. (2006) observam que essas aplicações publicadas na I Diretriz de Ressonância e Tomografia Cardiovascular estão diretamente relacionadas a essas novas modalidades diagnósticas em cardiologia.

3.1.2 Angiotomografia Coronariana

A angiotomografia coronariana é um processo não invasivo por TCMD e se apresenta como uma realidade clínica atualmente.

A angiografia coronariana por TC, propriamente dita, é um exame que utiliza contraste iodado não icônico. 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. (OLIVEIRA, 2012, p.05).

A dimensão dessas observações pode ser constatada nas imagens (1 e 2) exibidas na Figura 15.

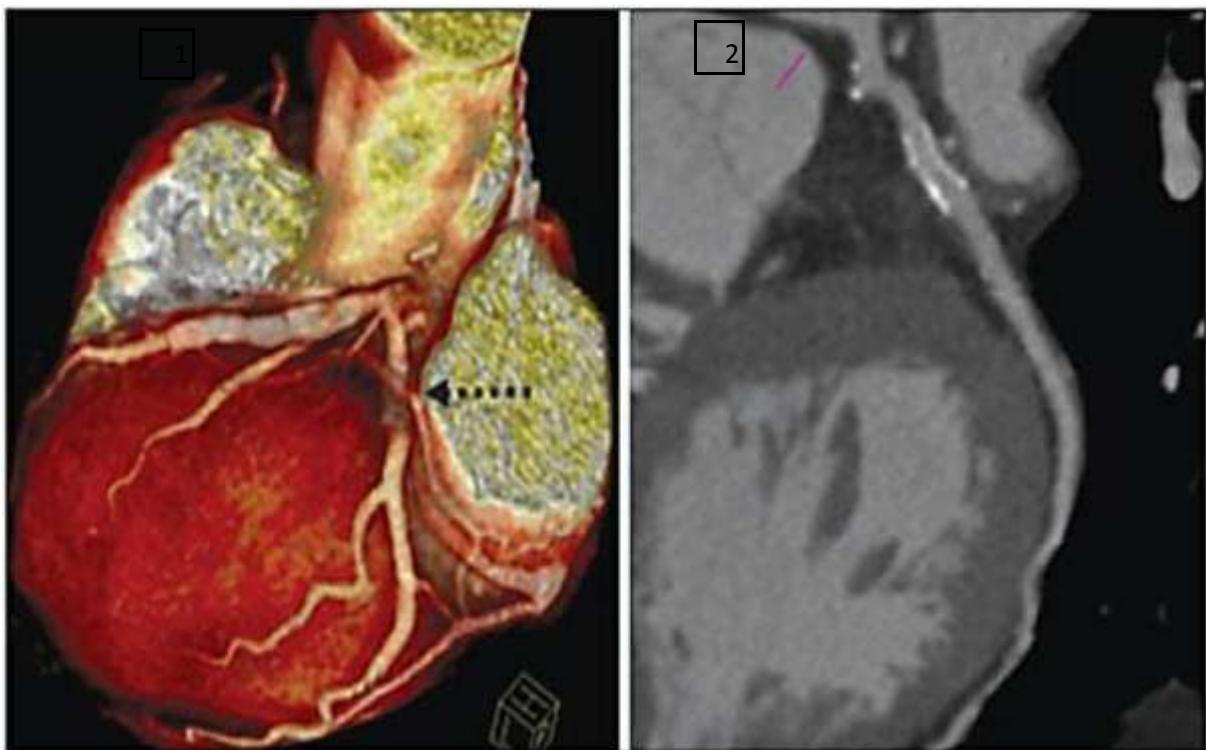


Figura 15: (1) Análise da Angiotomografia – imagem tridimensional para localização dos Stents; (2) Avaliação da presença de obstruções *intrastent* por meio de reconstruções longitudinais.

De acordo com Cândia et al. (2009), o mercado dispõe de diferentes agentes de contrastes solúveis em água com altas concentrações de iodo, para exames de CCTA, com precisão de excelência para valor preditivo negativo. Ou seja, probabilidade da não existência da doença, o que corresponde à afirmativa de diagnóstico precoce e não invasivo da patologia coronariana, bem como exclusão do diagnóstico de obstrução das artérias coronarianas.

Azevedo Filho e Hadlich (2007) observam a existência de um consenso publicado pela American Heart Association relacionado à aplicação clínica a TCMD que estabelece como grau de recomendação II, a realização da angiotomografia coronariana em pacientes sintomáticos para a investigação diagnóstica de DAC. O referido consenso declara que, de modo especial, os casos em que sintomas, idade e sexo alertam probabilidade baixa ou intermediária de lesões obstrutivas significativas, a angiotomografia coronariana pode excluir estenoses hemodinamicamente importantes de modo clinicamente útil e com potencial para dispensar a coronariografia invasiva desnecessária.

3.2 SISTEMAS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA: FORMAÇÃO DA IMAGEM

O método de formação da imagem por TC, conforme Carlos (2002) pode ser considerado um processo dividido em quatro etapas: aquisição de dados, reconstrução matemática da imagem, formatação e apresentação da imagem.

a) Etapa 1 – aquisição de dados: também conhecida como fase de varredura ou de exploração.

Segundo Carlos (2002, p.4): “Inicia-se com a exposição de uma seção da região do corpo a um feixe colimado de raios-X, na forma de um leque fino envolvendo as suas extremidades”. E destaca que para a obtenção de uma imagem por meio de coeficientes lineares de atenuação, o ângulo mínimo necessário é de 180° (Figura 16), com duplicação dos dados se a rotação for completa, ou seja, 360° , ângulo tradicional em varreduras convencionais.

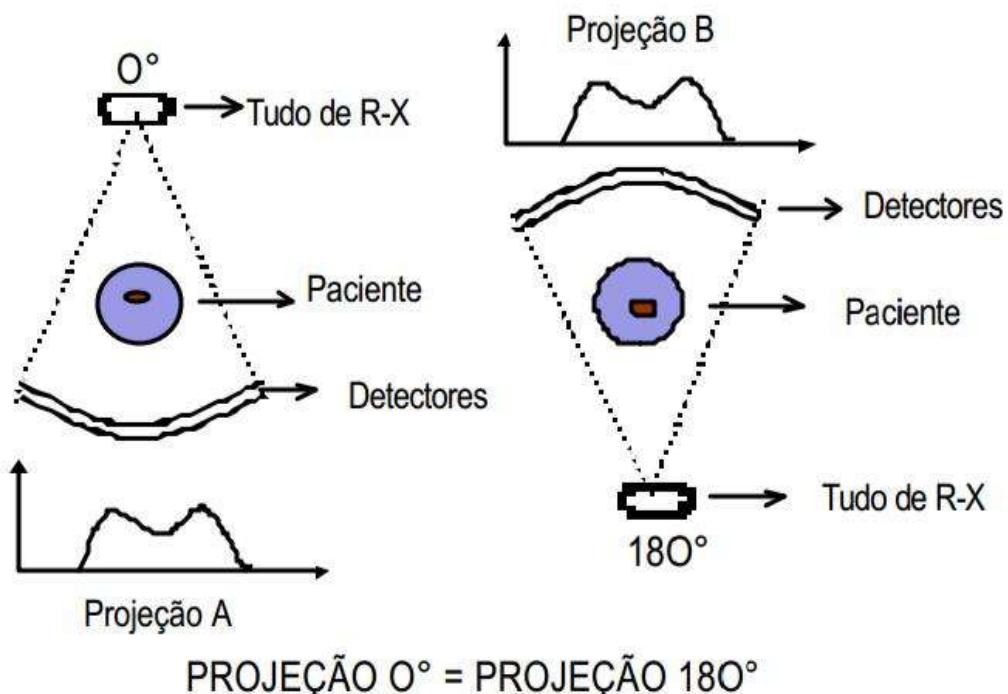


Figura 16: Ângulo mínimo de varredura para obtenção de imagem

Para a composição das características da imagem, o número de projeções e de raios e o espaçamento entre os detectores, são elementos imprescindíveis, embora, muitas vezes, a seleção seja automática programada por computador.

Seeram (2001) descreve que, para cada imagem são necessários de 100.000 a 1.000.000 de medidas (produto do número de projeções e o número de raios por projeção) de atenuação no decorrer da varredura de corte, conforme o modelo do tomógrafo e técnica selecionada.

A esse exposto, Carlos (2002, p.4) explica que: “Os sinais dos detectores codificados que alimentam os programas de reconstrução da imagem são denominados dados brutos”.

b) Etapa 2 – reconstrução da imagem. O computador é o instrumento utilizado para reconstruir a imagem de TC, a partir de um processo complexo, isto é, os denominados algoritmos matemáticos.

Algoritmos matemáticos transformam os dados brutos em imagem numérica ou digital. A imagem digital é uma matriz bidimensional, e que cada elemento de matriz, denominado de pixel, recebe um valor numérico denominado de número de TC. O número de TC está relacionado ao coeficiente linear médio de atenuação do elemento do objeto, o voxel, que ele representa. (CARLOS, 2002, p.4-5).

A autora salienta que a qualidade da imagem é fundamental e depende do tamanho do voxel, escolhido em conformidade com o requisito clínico da imagem.

Bushong (1997) ressalta que a multiplicação do tamanho do pixel pela espessura do corte tomográfico, são determinantes do voxel. Quando o diâmetro da imagem reconstruída, campo de visão FOV, é aumentado, cada pixel cresce de forma proporcional (Figura 17).

Entretanto, com o aumento da matriz, o tamanho do pixel diminui e melhora a resolução da imagem. Esta, segundo Carlos (2002, p.05), em geral, apresenta: “[...] de 512 X 512 ou 1024 X 1024 pixels”.

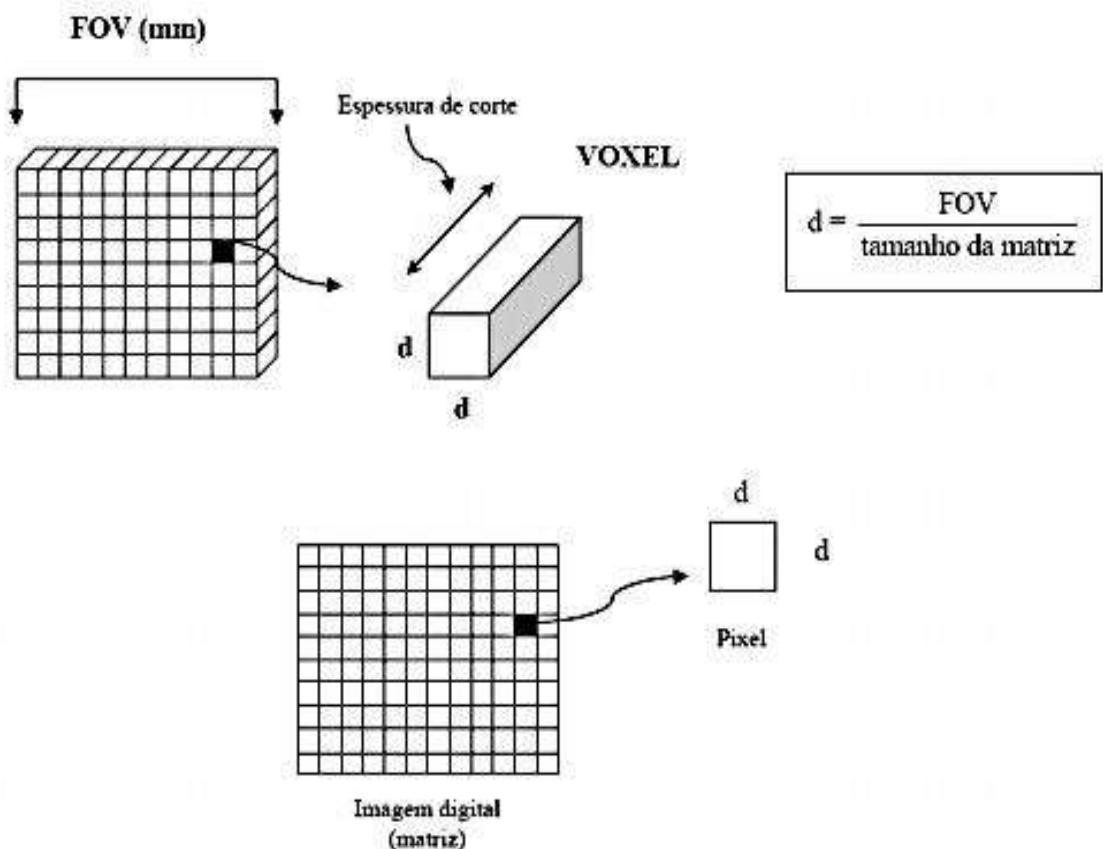


Figura 17: Matriz de imagem em TC

Existem vários métodos matemáticos disponíveis para a reconstrução de imagem de TC, contudo, o método da retroprojeção filtrada, sob a ótica de Smith e Shah (1997) é o mais utilizado.

- c) Etapa 3 – formatação da imagem. Com o uso da convolução de cada um dos perfis a partir de um filtro unidimensional, esse método formata a imagem, ou seja, corrige borosidades produzidas pela retroprojeção simples. Assim, a imagem é reconstruída pela criação de perfis filtrados e retroprojetados. Com um número de perfis finito, a imagem reconstruída torna-se idêntica à original. Diferentes filtros matemáticos disponíveis são selecionados correspondendo à pergunta clínica.
- d) Etapa 4 - apresentação da imagem. A apresentação da imagem corresponde à fase final, ou seja, a conversão da imagem digital em uma imagem de vídeo permitindo sua observação direta em um monitor, sendo, posteriormente, documentada em filme.

Um dos procedimentos mais importantes é a seleção da janela, conforme Figura 18. Essa escolha implica na definição das estruturas a serem visualizadas e impressas posteriormente de maneira adequada em filme para que o médico radiologista possa interpretá-la.

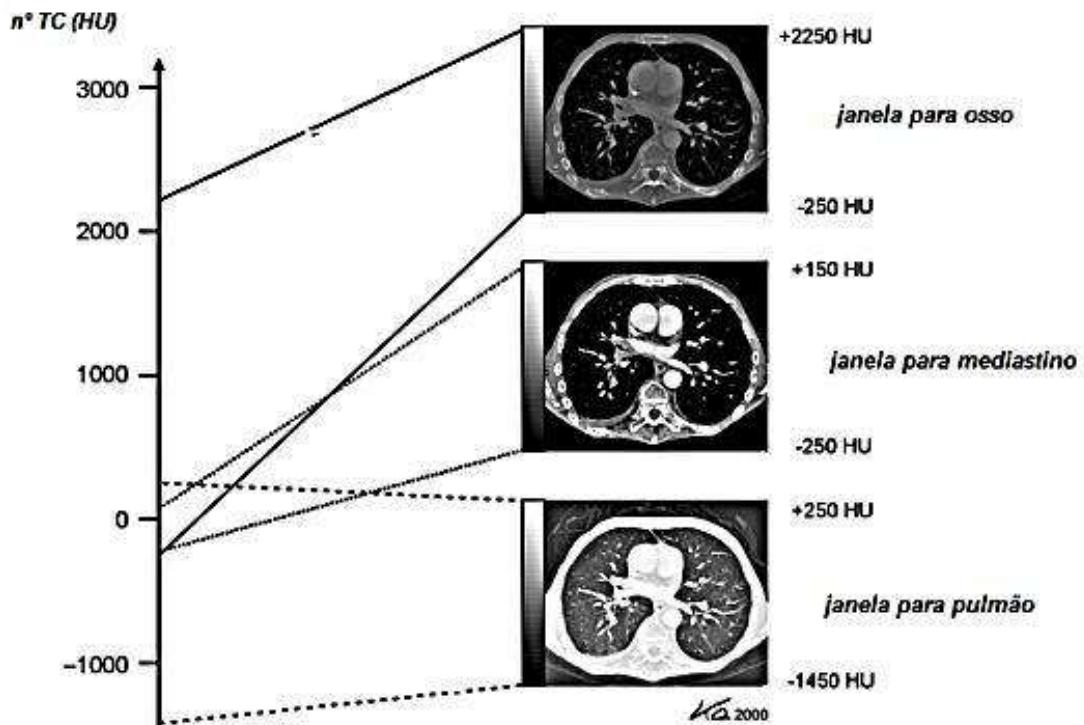


Figura 18: Efeito da janela na imagem de TC

A relação entre os valores do número de TC do pixel da matriz de reconstrução para os tons de cinza, ou de brilho, da matriz da apresentação é estabelecida pela seleção da janela. Os limites superior e inferior da janela são determinados pelo centro e a largura da janela, que definem a faixa dos números de TC que é convertida em tons de cinza da imagem. (CARLOS, 2002, p.5).

A cor branca demonstra os pixels com números de TC acima do limite superior da janela, enquanto a cor preta corresponde àqueles com números de TC abaixo do limite inferior.

3.3 EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA *MULTISLICE* OU MULTI-DETECTORES (MDCT): PRINCÍPIOS BÁSICOS

A especificação de forma geral sobre os princípios operacionais do equipamento em TC é fundamental neste momento da pesquisa visando maior entendimento sobre suas complexas estruturas e funcionamento.

Um aparelho de TC é tipicamente composto por três componentes principais: a gantry, no interior da qual se encontram a ampola de raios-X e um anel de detectores de radiação; a mesa onde o paciente é posicionado durante o exame, a qual se movimenta segundo o eixo z em direção ao interior da gantry; um computador que funciona como o sistema de unidade de controle de funções da TC. (PATRÍCIO et al., 2010, p.3).

As imagens (1 e 2) exibidas na Figura 19 demonstram essas descrições:

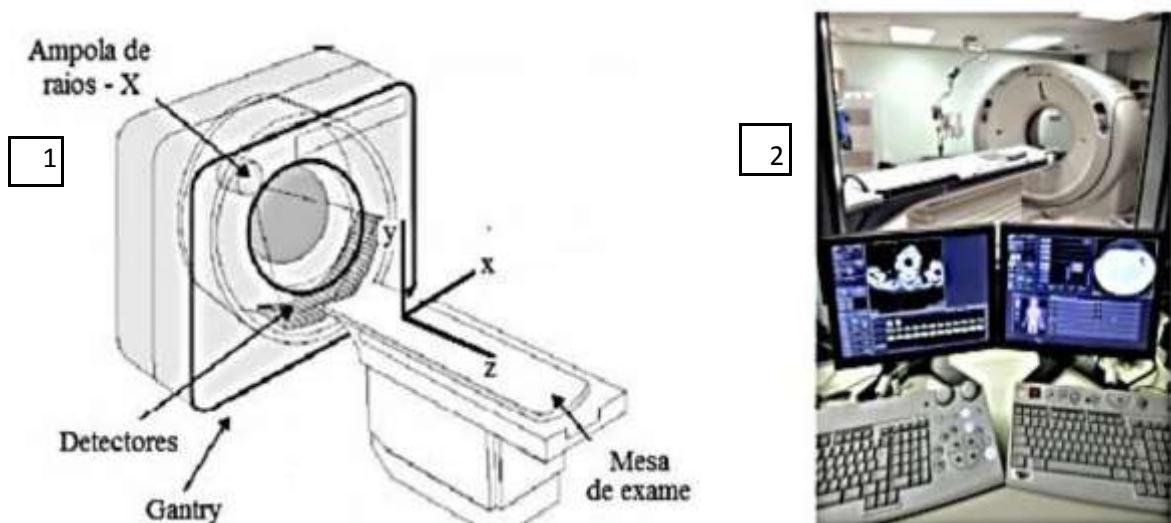


Figura 19: (1) interior do gantry; (2) Equipamento típico de TC. Fonte: (1) Adaptado de FERREIRA et al., 2008, p.65; (2) Adaptado de HOPKINS, 2008, p.2.

De acordo com Patrício et al. (2010), a técnica está embasada no conceito fundamental de que é possível reconstruir a estrutura interna de um objeto a partir de múltiplas projeções do mesmo. O princípio geral da TC pode ser visualizado no exemplo apresentado pela Figura 20.

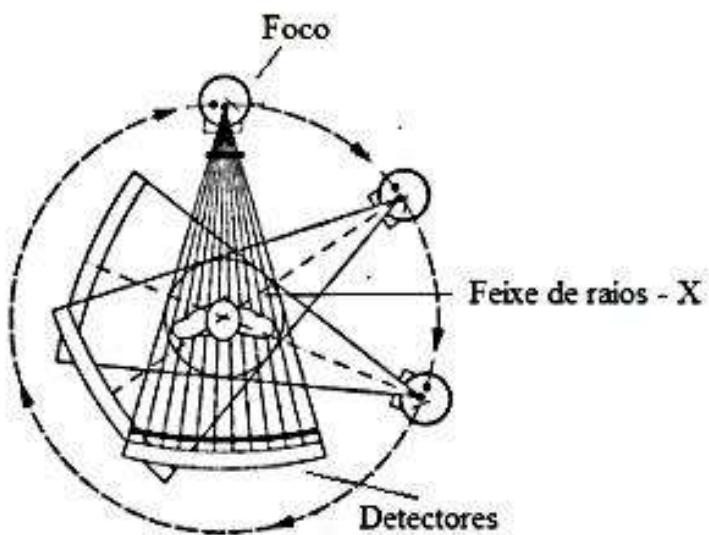


Figura 20: Princípio do funcionamento do sistema de TC
 Fonte: Adaptado de IAEA, 2007, p.13.

Gomes (2010, p.8) reforça que os aparelhos de TC apresentam uma fonte de radiação – X e sensores, que situados de forma oposta ao gantry, desenvolve de modo contínuo uma rotação em torno do paciente: “À medida que o paciente passa pelo gantry recolhem-se os dados que são tratados informaticamente”. Desse processo resulta a informação volumétrica em voxels – pixels tridimensionais.

Codoy e Mahesh (2007), explica que os novos equipamentos de MDCT trouxeram evolução à radiologia diagnóstica desde que foram implementados em 1998. As estruturas do coração podem ser avaliadas com maiores detalhes, tendo em vista o aumento na resolução espacial e temporal desses equipamentos.

A emissão de um fino feixe de raios-X, no interior do gantry, conforme Bushberg et al. (2002) atravessa o material biológico (paciente) sendo detectado no lado contrário por um detector que mede a taxa dos fotões transmitidos gerando uma projeção. Este termo define o conjunto de raios-X adquiridos com uma mesma orientação.

Ao longo de várias posições angulares do tubo de raios-X em torno do paciente (360°) este procedimento é repetido até que se obtenha uma série de projeções conforme a necessidade clínica.

Weeb et al. (1998) salientam que os dados obtidos pelos detectores passam pela reconstrução digital em imagem que representa uma fatia do corpo do paciente. Essa imagem se caracteriza pela distribuição de fótons que perpassam o paciente

sendo, logo depois, detectados. Devido a essa sequência, constitui-se em projeção das propriedades atenuantes de todos os tecidos ao longo do trajeto dos raios.

A resolução espacial de alto contraste, ou seja, nitidez de detalhes, a resolução de baixo contraste, isto é, a sensibilidade de contraste e os artefatos de imagem, correspondem sob a ótica de Carlos (2002) aos principais parâmetros descritores da imagem de TC.

Há também que se considerar, segundo Carlos (2002), outros dois fatores que interferem na qualidade da imagem médica e na segurança: o tempo de aquisição dos dados e a dose de irradiação por imagem.

Em comparação à radiografia convencional, Carlos (2002) observa que as imagens por TC demonstram melhor sensibilidade de contraste (resolução de baixo contraste), maior perda de nitidez de detalhe, mais ruído e artefatos. No que diz respeito ao tempo de aquisição dos dados as reduções são significativas no decorrer de trinta anos, alcançando 0,5 s por resolução do tubo, mas ainda é maior do que o período de tempo de exposição nas radiografias convencionais.

Para melhor compreender esse processo, cabe destacar alguns parâmetros físicos que permeiam a qualidade das imagens:

a) Resolução especial de alto contraste – De acordo com Hoffmann (2011) consiste na capacidade de mostrar detalhes finos de alto contraste, separados, acima de 10%.

Para esse especialista, a resolução espacial corresponde a menor distância entre dois objetos pequenos passíveis de observação na imagem. O tamanho do voxel influencia a resolução espacial e depende do campo de visão, tamanho da matriz e espessura do corte. Além disso, os filtros de reconstrução também exercem influência sobre a resolução espacial;

b) Sensibilidade de contraste ou resolução de baixo contraste

O grande avanço da qualidade da imagem de TC sobre a radiografia convencional encontra-se na sensibilidade de contraste ou resolução de baixo que determina o tamanho de detalhe que pode ser visivelmente reproduzido ainda que haja apenas uma pequena diferença na densidade relativa à área vizinha. Os fatores que contribuem para o alto grau de sensibilidade de contraste são: a imagem em planos sem a superposição de outras estruturas fora do plano, a seleção da janela que controla o contraste e o feixe de Raio-X relativamente estreito que reduz a radiação espalhada. (CARLOS, 2002, p.6).

E, o ruído de natureza estatística é, segundo Medeiros (2009), o fator principal de degradação da sensibilidade de contraste na imagem de TC; c) Ruído – conforme Medeiros (2009), o ruído possui aspecto granulado observável em imagem de TC.

Para McCollough et al. (2004), o ruído de imagem pode ser quantificado a partir do desvio padrão do número de TC em HU sobre a região de interesse ROI, numa substância homogênea, geralmente, água, empregada para comparações entre a dose e a qualidade da imagem.

Outra consideração importante feita por esses autores, é que o ruído baixo é relevante para detectar lesões de baixo contraste; e valores elevados de ruídos são aceitos mediante alto contraste entre a lesão e o *background*;

d) Artefatos – sob a ótica de Hoffmann (2011), artefato de imagem é qualquer estrutura ou padrão na imagem isento de correspondência ao objeto de estudo. Aos artefatos pode ser atribuída a responsabilidade de degradação da qualidade da imagem, interferindo na visibilidade de detalhes, com possibilidade de provocar erros no diagnóstico.

Hsieh (1998) e Wegener (1993) destacam alguns elementos considerados fontes de artefatos: movimento do paciente durante a aquisição; desbalanceamento dos detectores provocados pela presença de objeto metálico na área de radiação; ruído; endurecimento do feixe (forma de cálice) ou ainda presença de materiais com diferentes densidades num mesmo voxel, ou seja, volume parcial.

3.4 DESCRIPTORES DE DOSE DE RADIAÇÃO PARA TC: PARÂMETROS RELACIONADOS

Medeiros (2009) descreve os parâmetros relacionados à dose de radiação em TC que interferem na qualidade da imagem.

- a) Parâmetros relacionados à dose da radiação - Fatores de exposição; espessura de corte; incremento e mesa; passo ou fator de passo; e volume de investigação;
- b) Parâmetros de reconstrução e apresentação da imagem - Campo de visão (FOV); algoritmo matemático; algoritmo de interpolação; algoritmos de endurecimento de feixe de correção de movimento; tamanho da matriz de reconstrução; ajuste da janela de apresentação; filtros pós-processamento e fator de “zoom”;

c) Parâmetros clínicos - O tamanho e a composição do paciente influenciam as características da imagem tomográfica.

Nesse contexto, Oliveira (2012) estaca que o índice de dose em TC constitui-se em parâmetro de dose de radiação fundamental em TC.

3.4.1 CTDI – *Computed Tomography Dose Index* (Índice de Dose em Tomografia Computadorizada)

A esse exposto, Mahesh (2009) chama a atenção para o fato de que existem inúmeros descritores de dose empregados em TC, e destaca três deles por sua importância:

CTDI – de acordo com Oliveira (2012, p.16) corresponde a: “[...] dose absorvida média ao longo do eixo Z, de uma série de exposições contínuas”. Seu cálculo é realizado por meio de uma varredura axial e medida pela razão entre a dose absorvida total X largura total do feixe de raios-X.

CTDI_w (*Computed Tomography Dose Index Weighted* - Índice de Dose Ponderada em Tomografia Computadorizada) – na distribuição de dose típica de exame de TC, sua concentração é maior na superfície e menor na direção centro do objeto.

Conforme Oliveira (2012, p.17): “[...] para menor anatomia do paciente (cabeça) a dose na pele e no centro é similar; [...] aumentando a região anatômica (abdômen), a dose no centro passa a corresponder à metade da dose na superfície”. Para essa variação utiliza-se a média ponderada da dose medida na superfície e no centro de um simulador padrão.

CTDI volumétrico (CTDI_{vol}) *Computed Tomography Dose Index Volumetric* (Índice Volumétrico de Dose em Tomografia Computadorizada) – conforme Faulkner (2001), a dose de radiação como produto de uma série de varreduras se faz representar pelo CTDI volumétrico.

Para Hoffmann (2011) essa grandeza figura diretamente no console do equipamento de TC, demonstrando uma indicação da dose de radiação recebida pelo paciente no decorrer do exame no volume irradiado.

E Lewis (2005) apresenta as equações que definem o parâmetro para aquisição axial e helicoidal, segundo a Comissão Internacional de Eletrotécnica.

(1)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \text{ (axial)}$$

(2)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w \times NxT}{d} \text{ (helicoidal)}$$

(Obs. NxT – contraceptivo subcutâneo de longa duração; $Pitch$ - significa movimento da mesa por rotação na espessura de colimação.

O produto da DLP é apresentando a seguir.

3.4.2 DLP - *Dose Length Product* (Produto de Duração da Dose)

De acordo com Carlos (2002) a DLP corresponde ao produto do comprimento e constitui-se em indicador da dose de radiação total de um exame de TC.

(3)

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

Essa relação representa a DLP expressa como produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura do exame (L).

Small et al. (2011) observam que a avaliação frequente do valor de DLP possibilita o controle do volume irradiado e a dose total de um exame, afirmando que a DLP se modifica segundo a estrutura do paciente.

Contribuindo com essas exposições, Oliveira (2012) destaca que alguns fabricantes de TC apresentam valores de dose a partir de relatório de dose para cada paciente. E considera esta informação significativa no processo de otimização dos parâmetros técnicos.

Sobre esses parâmetros, Carlos (2002) lembra que a técnica de exame de TC é mais complexa comparada à radiografia convencional, uma vez que o número de parâmetros técnicos, conforme apresentado no Quadro 01, a serem observados/selecionados é significativamente superior.

Categoria	Fase de Varredura, Aquisição ou de Exposição	Fase de Reconstrução	Fase de Apresentação
Geral (varredura seriada helicoidal)	Tensão aplicada ao Tubo Corrente no Tubo Espessura nominal de corte Campo de visão de varredura Filtro moldado Filtro plano adicional Ponto focal Número de amostras	Campo de visão (FOV) Núcleo de convolução ou filtro matemático Filtros de imagem (outros) Tamanho da matriz Algoritmo de endurecimento do feixe Algoritmo de correção de movimento	Janela: centro e largura Filtros pós-processamento Fator de zoom
Específico para varredura seriada	Tempo de varredura Ângulo de rotação do tubo Incremento da mesa Inclinação do <i>gantry</i>		
Específico para varredura helicoidal	Passo ou Fator de passo Velocidade da mesa Tempo total de aquisição	Algoritmo de interpolação Incremento ou separação entre as imagens reconstruídas	
Radiologia de projeção de cortes	Velocidade da mesa Espessura de corte Corrente o tubo Tensão aplicada ao tubo Comprimento de varredura Altura da mesa de projeção (AP/PA/lateral)		

Quadro 01: Parâmetros Técnicos para TC.

Em conformidade com os parâmetros registrados na primeira coluna, suas respectivas etapas de varredura (ou de exposição ou de aquisição) de reconstrução matemática e apresentação da imagem como processos relativamente independentes, são apresentadas nas colunas subsequentes.

Na primeira linha estão os parâmetros comuns à varredura convencional e helicoidal; na segunda e terceira os parâmetros específicos de cada tipo de varredura. Na última linha, são mostrados os parâmetros da técnica de radiografia para a projeção de cortes, que também é apresentada como topograma, radiografia digital inicial ou *surview*. Nem todos os parâmetros de varredura são aplicáveis a um determinado tomógrafo (CARLOS, 2002, p.02).

Oliveira (2012) complementa que os parâmetros técnicos, não raras vezes, são apresentados aos operadores de maneiras diferentes. A motivação para esse procedimento corresponde à falta de termos-padrões o que remete ao uso de uma terminologia própria de cada fabricante. Além disso, os valores de alguns parâmetros são selecionados, de modo automático, pelo próprio programa do tomógrafo.

Segundo Huda (2003); McCollough (2003); Hausleiter et al. (2006); Medeiros (2009) e Oliveira (2012), a técnica empregada relacionada à dose de radiação, isto é, parâmetros técnicos (de varredura, de qualidade da imagem de TC) relacionados à reconstrução e à apresentação da imagem e pelos parâmetros clínicos. Estes incluem o tamanho do paciente, sua cooperação no que diz respeito ao movimento e procedimento de administração de meio de meio de contraste.

3.4.3 *Effective Dose* (Dose Efetiva)

A *International Commission Radiological Protection* (ICRP - Comissão Internacional de Proteção Radiológica (1991, p.61), define a dose efetiva como uma grandeza que exibe 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”.

A partir desse exposto é relevante destacar que além da qualidade de radiação recebida pelo tecido ou órgão, considera-se a sensibilidade destes.

Da equação exposta a seguir obtém-se a dose efetiva.

(4)

$$E = k \bullet DLP$$

Nesta relação, o “k” é fator de conversão ($mSv \times mGy^{-1} \times cm^2$), que depende somente das regiões de irradiação do corpo, de acordo com a Tabela 02:

Tabela 02: Fatores de conversão K utilizados para estimar a Dose Efetiva.

Região do corpo	$K (mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-2})^a$	$K (mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-2})^b$
Cabeça	0,0021	0,0023
Pescoço	0,0059	0,0054
Tórax	0,014	0,017
Abdômen	1,015	0,017
Pelvis	0,015	0,017
Perna	-	0,0008

Uma lista de valores típicos de dose efetiva para inúmeros métodos de imagem em cardiologia é apresentada na Tabela 3.

Tabela 03: Valores de Dose Efetiva.

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 MDCT – 16 detectores com modulação de dose	5,0 – 6,4
Angio -TC MDCT – 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 diagnostic (cateterismo)	2,3 – 5,6
Angioplastia coronária terapêutica	10 - 19

Fonte: BONGARTZ et al., 2004.

Apesar de o valor da dose em angiografia coronária por TC ser superior a dose de um cateterismo, Hausleiter (2006) enfatiza a existência de algumas técnicas empregadas que diminuem a dose aplicada em até 40% comparadas às doses usuais.

3.5 DOSE DE RADIAÇÃO PARA TC

Alkahadi et al. (2010), propõem a escolha seletiva dos pacientes conforme as indicações para a TC cardíaca, bem como limitar ao máximo a varredura ao longo do eixo longitudinal. Valores de *pitch* dependentes da frequência cardíaca. Blankstein et al. (2009) e Hausleiter (2009) inserem: o ECG. A sincronização da aquisição de exame com a onda (ECG) e redução da voltagem de tubo; e a modelação da corrente de tubo com base na onda de ECG ou com base no índice de massa corporal.

Na sequência da exposição, Huda (2003) e Alkahadi et al. (2010) ressaltam que a partir da modelação da corrente de tubo dependente da onda de ECG, o

índice de radiação proveniente do scanner de TC é minimizado durante a sístole e acrescido para os valores normais durante a diástole, espaço no qual as artérias coronárias apresentam menor movimento.

Os autores citados se referem a outras considerações em torno dos métodos de aquisição de imagem capazes de reduzir a dose: modulação da corrente do tubo de raios-X; métodos utilizando o ECG em exames cardíacos.

3.5.1 Modulação da corrente do tubo de raios-X

Para Lewis (2005), alguns softwares possibilitam a combinação de diferentes métodos. Para esse autor é igualmente observável a redução da dose em exames cardíacos com a minimização da corrente do tubo de raios-X durante a diástole. O modo de operação dos sistemas de modulação tem como base a visão ântero-posterior (AP) topográfica do paciente permitindo avaliar o tamanho e a atenuação viabilizando a compatibilidade por meio do protocolo clínico existente.

Em relação à modulação da corrente do tubo de raios-X, há que se considerar a modulação de Dose Angular; de Dose Longitudinal; de Dose Angular e Longitudinal; e a modulação da corrente – Imagem cardíaca com dois métodos principais de sistema de ECG (Retrospectivo e Prospectivo). Dessa forma tem-se:

- a) Modulação da Dose Angular - este tipo de modulação atua fundamentada na modulação da corrente do tubo de raios-X conforme cada posição angular da fonte.

McCollough (2003) afirma que em determinadas regiões anatômicas (exemplo: ombros e pélvis) ocorre uma expressiva diferença de atenuação entre a direção lateral e a ântero-posterior através do paciente. Resultados de estudos demonstram que há uma redução de 10% para varredura da cabeça e de 20 a 40% para varredura do tórax, dependendo do paciente.

- b) Modulação da Dose Longitudinal - observa-se que a modulação longitudinal (eixo Z) conforme McCollough (2003) implica na variação da dose de radiação entre as regiões anatômicas (ombros versus abdômen versus pélvis) a partir da variação da corrente do tubo de raios-X ao longo do eixo z do paciente. Oliveira (2012, p.26) acentua que: “O objetivo desta modulação é ter um valor similar de ruído para os pacientes de diferentes tamanhos”.

O emprego desta ferramenta diminui a dose entregue ao paciente, em órgãos nos quais a atenuação é menor, uma vez que a dose mais baixa se mostra suficiente para oferecer uma imagem de qualidade necessária ao diagnóstico.

c) Modulação de Dose Angular e Longitudinal - McCollough (2003) discorre sobre a combinação, ao mesmo tempo, da modulação angular e longitudinal (eixos X, Y e Z), conforme imagens 1, 2 e 3, na Figura 21, explicando o envolvimento da variação da corrente do tubo no decorrer da rotação do *gantry*, bem como ao longo do eixo Z do paciente.

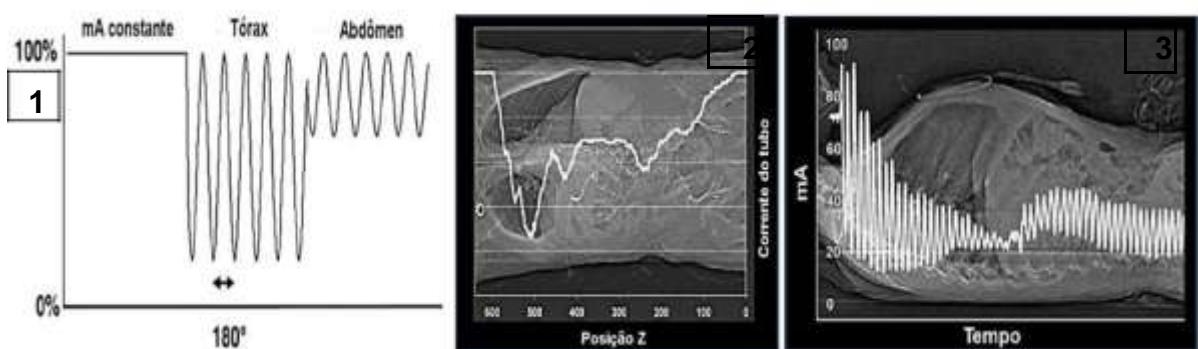


Figura 21: Ilustração do Conceito de Modulação (1) Dose Angular; (2) Dose Longitudinal; (3) Dose Angular e Longitudinal.

Em outras palavras, isso significa que a dose de radiação se ajusta em conformidade com a atenuação do feixe de radiação no paciente em relação aos três planos.

d) Modulação da Corrente – Imagem Cardíaca - Um dos aspectos que apresenta maior desenvolvimento em TC é a imagem cardíaca.

Devido ao movimento rápido do coração, as imagens sofrerão uma borosidade severa se métodos padrões de reconstrução 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. (OLIVEIRA, 2012, p.28).

É possível, assim, destacar a existência de dois métodos considerados principais do sistema de ECG, o método Retrospectivo e o método Prospectivo.

3.5.2 Método Retrospectivo

O método Retrospectivo, sob a ótica de estudiosos do assunto como, Blankstein et al. (2009); Husman et al. (2008); Weigold et al. (2009) entre outros, consiste na capacidade de adicionar (juntar) os pontos de referência de ECG ajustando os dados obtidos durante um ritmo cardíaco irregular. Apresenta como desvantagem uma dose maior de radiação.

De acordo com McCollough (2003), os dados adquiridos em pontos determinados durante o ciclo cardíaco são retirados para reconstruir a imagem. Assim, dois tipos de algoritmos de reconstrução se tornam aplicáveis, ou seja, num deles, os dados podem ser extraídos numa fração específica do intervalo (ou ciclo) R-R⁸ como, por exemplo, reconstruir a imagem a partir de intervalos de 10% do intervalo R-R de 0% a 90%. E no outro, para reconstrução da imagem, ignora-se uma fração para utilizar um intervalo de tempo, antes ou depois do pico de R.

Esse fato produz inúmeros conjuntos de dados de imagem capazes de permitir a visualização da anatomia cardíaca no decorrer de todas as fases do ciclo cardíaco.

McCollough (2003), também considera que a análise funcional pode ser desenvolvida por meio da visualização de conjuntos de dados do coração funcionando numa dinâmica que permite a avaliação da função sistólica e diastólica.

Na Figura 22, observa-se o método Retrospectivo (imagem 1) demonstrando a aquisição dos dados no decorrer de todo ciclo cardíaco.

O método Prospectivo, também conhecido como a técnica do *step-and-shoot* é apresentado na imagem 2.

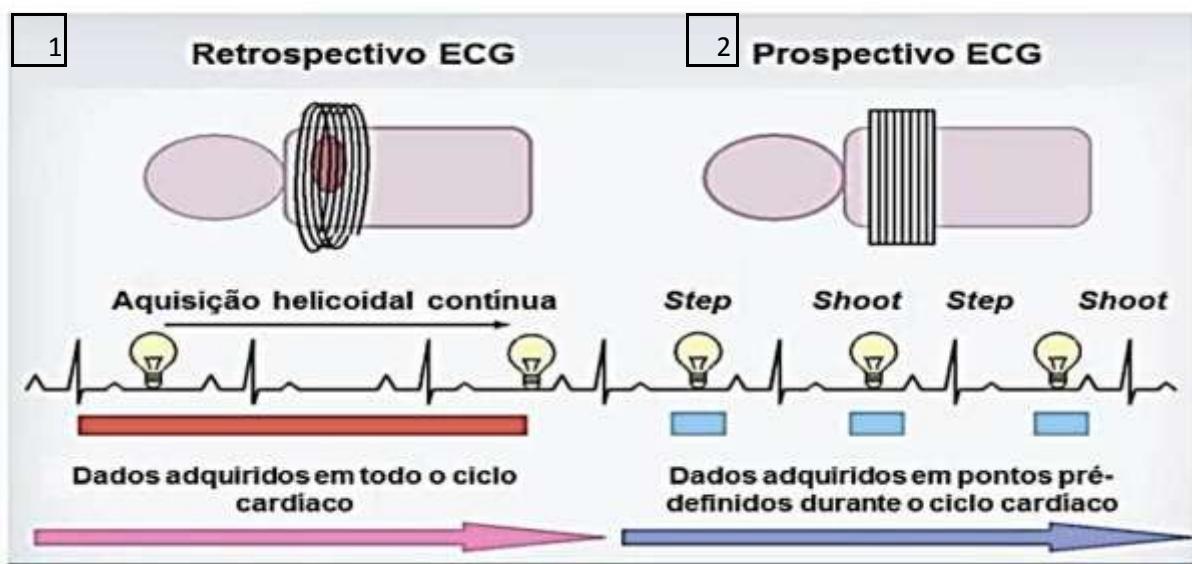


Figura 22: Esquema do método ECG: Retrospectivo e Prospectivo.

3.5.3 Método Prospectivo

Neste método, a aquisição dos dados é realizada em pontos pré-definidos durante o ciclo cardíaco. McCollough (2003) destaca que entre as vantagens deste método, é importante ressaltar a velocidade da varredura e redução na dose de radiação.

Oliveira (2012, p.28) comprehende que: “A variação da frequência cardíaca resultará em aquisição de dados em diferentes pontos ao longo do ciclo cardíaco, produzindo artefatos e registro incorreto”, e acrescenta também a baixa resolução.

A próxima seção apresenta alguns aspectos das medidas preventivas visando a baixa dose em populações de risco.

3.5.4 Medidas preventivas protocolo de exame de CCTA

É missão do Comitê sobre Radiação Ionizante, segundo Gomes (2010), manter protocolos atualizados e adequados de baixa dose para populações de risco (gestantes, crianças, jovens e outros). Além disso, é sua responsabilidade realizar campanhas de educação contínua para médicos radiologistas, técnicos e biomédicos para conscientização dos riscos da utilização da radiação ionizante.

Para o autor citado, estudos são planejados para limitar a radiação absorvida estimada dentro dos parâmetros estabelecidos, tendo como controle de qualidade, 10% dos exames de tomografia computadorizada são monitorados para certificar a eficácia dos protocolos estabelecidos visando manter o nível de radiação recomendado para cada exame.

Para complementar essas informações, Axel e Kim (2008) apresentam um modelo de protocolo convencional de exame de CCTA, Tabela 4:

Tabela 04: Protocolo de exame de CCTA para MDCT de 64 cortes.

Parâmetros Técnicos

Tensão aplicada (Volts)	120
Corrente efetiva (mA _{eff})	700 – 900
Colimação do detector (mm)	0,06
Espessura de corte (mm)	0,75
<i>Pitch</i>	0,2 (0,18 parafrequência cardiac < 50 BPM)
Tempo de rotação (se)	0,33 (0,37 parafrequência cardiac < 50 BP)
Intervalo de reconstrução (mm)	0,5
Sistema de ECG	Retrospectivo ou Prospectivo

Fonte: AXEL; KIM, 2008.

Algumas recomendações são formalizadas por órgãos competentes como, por exemplo, a American Heart Association (AHA) - Sociedade Americana do Coração (2009), que traz as seguintes observações em relação a utilização dos exames de CCTA:

- a) Não é recomendado exame de rotina em pacientes assintomáticos que apresentam baixo risco para doenças cardíacas;
- b) Mediante a necessidade de CCTA em pacientes sintomáticos, deve-se evidenciar esforços para a redução da dose ao paciente buscando manter a qualidade da imagem adequada ao diagnóstico;
- c) Métodos e/ou técnicas devem ser desenvolvidas por físicos médicos e fabricantes de Multidetector Computer Tomography (MDCT; Multidetector de Tomografia Computadorizada), capaz de permitir ao paciente tomar conhecimento da dose de radiação recebida durante esse exame;

d) Estabelecer níveis de referência em CCTA para fornecer parâmetros de referência e comparação em nível nacional.

Essas e outras técnicas contribuem para minimizar as doses de radiação entregues aos pacientes. Além disso, destaca-se a importância e a necessidade de estabelecer e manter rotinas adicionais para certificar-se do nível de radiação dentro dos limites aceitáveis tanto para cada exame como para cada paciente; bem como para a realização de exames de controle evolutivo com a dose mínima possível e redução do tempo de aquisição de imagens.

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 EQUIPAMENTO

O equipamento utilizado para avaliar os protocolos de rotina e estimar a dose de radiação em pacientes submetidos à CCTA é fabricado pela Empresa General Electric modelo VCT XT com 64 linhas de detecção.

A Figura 23 ilustra a sala de comando, cuja temperatura deve permanecer em torno de 18º C. As Figuras 24-25 e 26 apresentam o Tomógrafo utilizado neste estudo, guarnecido com bomba injetora com duas cabeças (Marca Mallinckrodt).



Figura 23: Sala de comando
Fonte: Autor, 2014.



Figura 24: Tomógrafo
Fonte: Autor, 2014.



Figura 25: Monitor Cardiac Triger 3150
Fonte: Autor, 2014.



Figura 26: Eletrodos
Fonte: Autor, 2014.

Entre as principais características do referido equipamento destacam-se os aspectos contemplados na Tabela 05:

Tabela 05: Características do equipamento de Raio-X

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

Fonte: Autor, 2013.

É necessário destacar que o equipamento empregado não dispõe da ferramenta Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR)⁹.

4.2 AMOSTRA

Para a realização dos exames de CCTA, que incluem o escore de cálcio e a angiografia coronariana por TC, alguns procedimentos devem ser rigorosamente

⁹ Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR); em português - Reconstrução Estatística Adaptativa Iterativa: tecnologia desenvolvida pela GE Healthcare para aplicação em exames de TC com dose entre 40 e 50% menor do que as soluções atualmente disponíveis no mercado; permite melhoria na qualidade imagem, mesmo frente à detecção de baixa qualidade, por reduzir a captação de ruído. Fonte: GE Healthcare, 2011.

observados. Entre eles, o preenchimento de formulário constituído da Anamnese para Exames Cardiológicos contendo dados sobre o paciente, entre os quais: idade, sexo, altura, peso, indicações clínicas como, por exemplo, suspeita de gravidez, hipertensão arterial, diabetes (histórico familiar), obesidade, tabagismo e probabilidades pré-teste de doença arterial coronariana.

O referido formulário inclui parâmetros técnicos, valor da tensão aplicada (kV, mA_{eff}), comprimento de varredura, tempo de varredura, tempo de rotação, Pitch, os valores de índice de dose (CDT_{1vol} e DLP) conforme descritos no console do equipamento de TC. É importante destacar que todas as imagens foram adquiridas durante a fase diástole do coração.

Outra consideração relevante ao estudo é que, em situações nas quais a frequência cardíaca se apresentasse superior a 65 bpm (a frequência ideal é o intervalo compreendido entre 60 a 65 bpm), administrava-se via intravenosa, um betabloqueador (*seloken*- pertence a uma classe de medicamentos chamada betabloqueadores).

Os 30 (trinta) exames que compõe essa amostra foram selecionados aleatoriamente, do *Picture Archival and Communication System* (PACS).

De acordo com Massad; Marin e Azevedo Neto (2003) e Batista (2005), o PACS corresponde a um sistema computacional utilizado para capturar, armazenar, exibir e distribuir imagens médicas. Proporciona armazenamento e comunicação de imagens geradas por equipamentos médicos que trabalham com imagens originadas em equipamento de TC, Ressonância Nuclear Magnética (RNM), Ultrassom (US), Raio – X (RX), Medicina Nuclear (MN) e Positrões (PET), de modo normalizado permitindo que as informações dos pacientes e suas respectivas imagens digitalizadas e, armazenadas em mídia eletrônica, sejam compartilhadas e visualizadas em monitores de alta resolução, distribuídos em locais fisicamente distintos.

Para a seleção da amostra desconsiderou-se qualquer característica relacionada à idade, sexo ou peso, nomeando como característica comum, apenas o período de realização do exame (método prospectivo ou retrospectivo), de 01 de junho a 30 de outubro de 2013.

Distribuídos em dois grupos, foram tomadas para 15 (quinze) amostras de exame pelo modo de aquisição Prospectivo e 15 (quinze) pelo modo de aquisição Retrospectivo. Todas realizadas na mesma Instituição Clínica e no período citado.

4.3 COLETA DE DADOS

Os quadros a seguir demonstram os valores de *Dose-length Product (DLP - Dose Efetiva) (mGy cm)* e dose efetiva (mSv) de 30 (trinta) amostras de exames CCTA nos modos de aquisição Prospectivo (Quadro 02) e Retrospectivo (Quadro 03) ao ECG.

Casos analisados	Pitch*	DLP (mGy cm)	Dose efetiva (mSv)	Sexo	Idade	Ciclo cardíaco antes do exame	Ciclo cardíaco durante a aquisição
Caso 01	0.26	411,63	5,76	M	44	60	60 a 62
Caso 02	0.23	474,69	6,64	M	49	50	44 a 49
Caso 03	0.23	425,40	5,95	M	49	59	52 a 70
Caso 04	0,26	544,32	7,62	M	57	63	52 a 63
Caso 05	0.26	595,36	8,33	M	66	64	60 a 72
Caso 06	0,23	502,72	7,03	F	63	58	51 a 59
Caso 07	0,26	650,00	9,10	M	52	60	55 a 59
Caso 08	0.20	368,95	5,16	F	55	70	61 a 66
Caso 09	0.20	703,67	9,85	M	72	49	48 a 50
Caso 10	0,23	474,39	6,64	M	68	50	47 a 49
Caso 11	0,23	306,42	4,28	M	61	53	49 a 51
Caso 12	0.26	632,12	8,84	F	68	65	54 a 57
Caso 13	0,23	426,68	5,97	M	50	57	51 a 53
Caso 14	0.22	393,86	5,51	F	62	64	60 a 64
Caso 15	0,22	425,72	5,96	M	65	65	59 a 64

Quadro 02: Valores de DLP (mGy cm) e dose efetiva (mSv) para o modo de aquisição

Prospectivo do ECG

Fonte: AUTOR, 2013.

* A variação do ECG pode ocasionar artefatos relacionados à mudança de Pitch.

O Quadro 03 apresenta os valores de DLP e a dose efetiva em relação à utilização do modo de aquisição Retrospectivo do ECG.

Casos analisados	Pitch*	DLP (mGy cm)	Dose efetiva (mSv)	Sexo	Idade	Ciclo cardíaco antes do exame	Ciclo cardíaco durante a aquisição
Caso 16	0,20	1394,00	19,51	M	84	75	61 a 79
Caso 17	0,20	1249,69	17,49	M	60	53	51 a 55
Caso 18	0,22	924,00	12,93	F	67	60	62 a 63
Caso 19	0,22	1996,39	27,94	F	67	60	54 a 68
Caso 20	0,22	2877,53	40,28	F	76	60	52 a 68
Caso 21	0,20	2018,89	28,26	M	75	84	63 a 90
Caso 22	0,22	1643,48	23,00	M	68	64	61 a 70
Caso 23	0,24	1695,48	23,73	F	56	68	60 a 60
Caso 24	0,22	1186,97	16,61	F	77	60	51 a 57
Caso 25	0,22	1916,23	26,82	M	70	60	60 a 67
Caso 26	0,20	2820,22	39,48	F	85	51	48 a 50
Caso 27	0,20	2005,15	28,07	F	82	71	70 a 71
Caso 28	0,22	2361,07	33,05	M	74	90	62 a 94
Caso 29	0,26	1003,89	14,01	F	69	67	67 a 69
Caso 30	0,26	920,78	12,89	F	63	64	64 a 71

Quadro 03: Valores de DLP (mGy cm) e dose efetiva (mSv) para o modo de aquisição Retrospectivo do ECG

* A variação do ECG pode ocasionar artefatos relacionados à mudança de Pitch.

Com a aquisição das informações foram registrados para cada informação/caso, dados sobre a tensão e corrente do tubo de raios-X. A essa informação acrescentou-se o tempo de rotação, a espessura do corte, *Pitch*,

colimação total e comprimento da varredura, empregados em Exames de Cálcio e Angiografia Coronariana por TC.

Empregou-se o uso de contraste iodado para avaliar as artérias coronárias e os valores de DLP determinado a partir da tensão do tubo e do comprimento da varredura com registro de cada exposição a partir do console do equipamento.

Adotando-se o fator de conversão (E_{DLP}) para região cardíaca sugerido pela publicação (E_{DLP} cardíaco = 0,014mSv/(mGy.cm) da Comissão Europeia (*European Commission Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, 2000; *International Electrotechnical Commission*, 2009), a dose efetiva foi estimada multiplicando o valor de DLP por um fator de conversão específico para cada região, E_{DLP} (equação), conforme indicado por Huda (2003).

Equação:

(5)

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \text{ (e)}$$

A dose efetiva também foi estimada para cada varredura de acordo com a equação (e) e em conformidade com o peso do paciente 1.

Equação:

(6)

$$DLP = CTDI_{vol} \times N \times T \text{ (f)}$$

Da equação (f) obtém-se os resultados a partir dos valores de DLP (mGy cm) e dose efetiva (mSv) dos pacientes (trinta) submetidos à CCTA nos modos de aquisição Prospectivo e Retrospectivo do ECG, apresentados no Gráfico 01 evidenciando a diferença da dose de radiação entre os métodos estudados e os resultados positivos na utilização do método Prospectivo de aquisição do ECG.

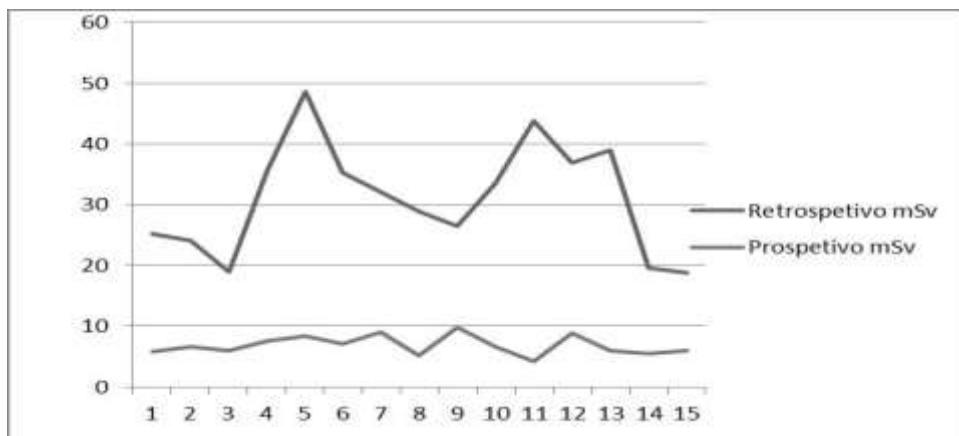


Gráfico 01: Diferença na dose de radiação: Métodos Retrospectivo e Prospectivo

Portanto, os métodos empregados indicam os seguintes resultados:

a) Método Prospectivo:

Soma = 102,64 mSv Média

= 6,8426 unidades

Desvio padrão da Amostra Prospectivo = 1,59792 mSv

b) Método Retrospectivo

Soma = 364,07 mSv

Média = 24,27133 unidades

Desvio padrão da Amostra Retrospectivo = 8,8949 mSv

Assim: $24,2713 / 6,8426 = 3,5470$ mSv

Observa-se que o modo de aquisição Prospectivo do ECG apresentou uma dose efetiva média de 6,8426 mSv, contra 24,2713 mSv para o modo Retrospectivo.

Os resultados foram comparados e calculados com os valores fornecidos pelo console do equipamento e apresentaram um aumento da dose 3,5470 mSv nos pacientes submetidos ao método Retrospectivo.

Para confirmação dos resultados, os dados iniciais dos métodos Prospectivo e Retrospectivo foram submetidos a tratamento estatístico pela técnica *Boxplot* conforme descrição a seguir. O Gráfico 02 apresenta os *Boxplot* dos dados para as os dois métodos:

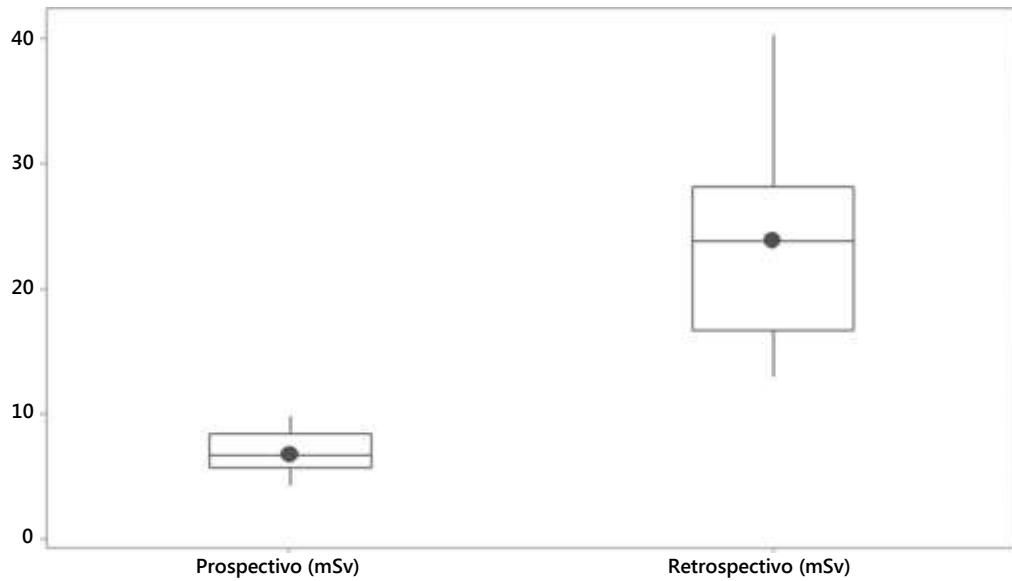


Gráfico 02: Boxplot dos Métodos Prospectivo (mSv) e Retrospectivo (mSv)

Observa-se pela análise dos dados no Boxplot uma significativa dispersão dos resultados para o método Retrospectivo.

O Gráfico 03 verifica a condição de normalidade dos dados por meio da aplicação do teste de normalidade de Anderson Darling para o método Prospectivo.

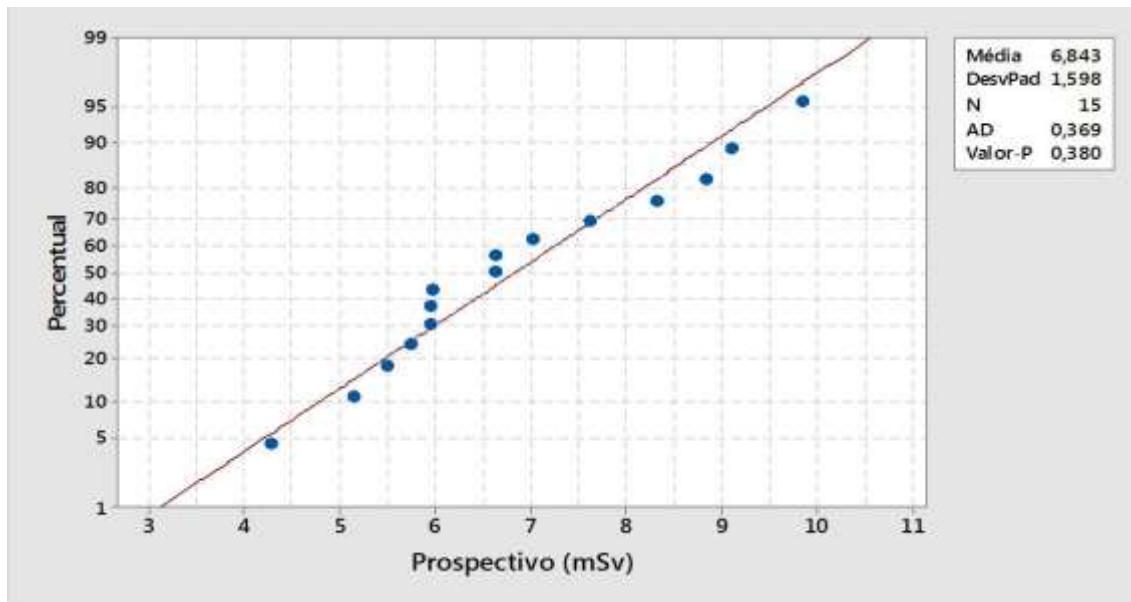


Gráfico 03: Teste de probabilidade Método Prospectivo (normal)

O Gráfico 04 demonstra a condição de normalidade dos dados pelo teste de normalidade de Anderson Darling para o método Retrospectivo.

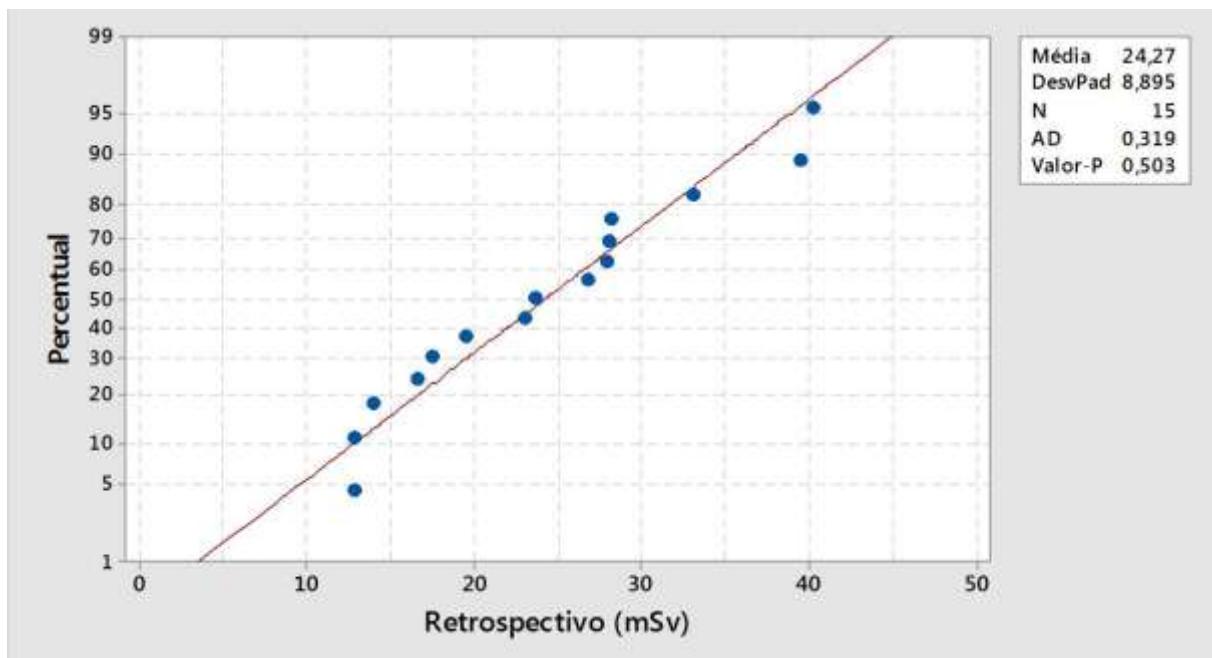


Gráfico 04: Teste de probabilidade do Método Retrospectivo (normal)

A partir do teste de normalidade de Anderson Darling não se deve descartar a hipótese de normalidade dos dados com 95% de confiança, uma vez que os Valores – P resultaram em 0,380 e 0,503, respectivamente.

O Gráfico 05 corresponde a verificação de possíveis *outliers* (valores atípicos) entre os dados do método Prospectivo:

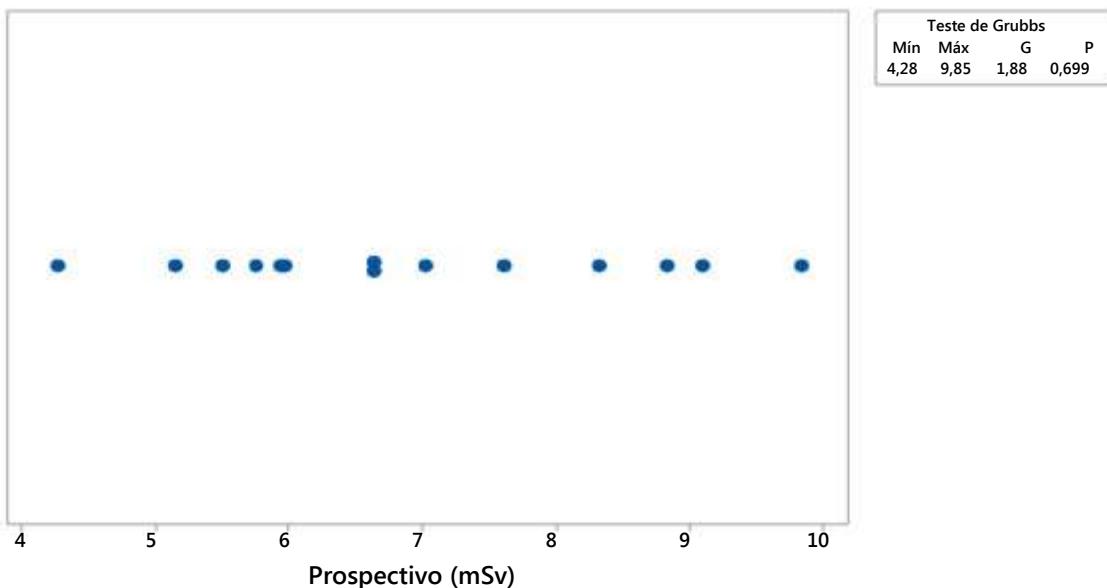


Gráfico 05: Outlier do método Prospectivo

Dos resultados sobre *outliers* do método prospectivo, observa-se:

Hipótese nula	Todos os valores de dados são provenientes da mesma população normal
Hipótese alternativa	O menor ou o maior valor dos dados é um <i>outlier</i>
Nível de significância	$\alpha = 0,05$

Teste de *Grubbs*

Variável	N	Média	DesvPad	Min	Max	G	P
Prospectivo (mSv)	15	24,27	8,89	12,89	40,28	1,80	0,884

Nota: Nenhum outlier no nível de significância 5%.

No Gráfico 06 estão os resultados sobre possíveis *outliers* dos dados obtidos pelo método Retrospectivo:

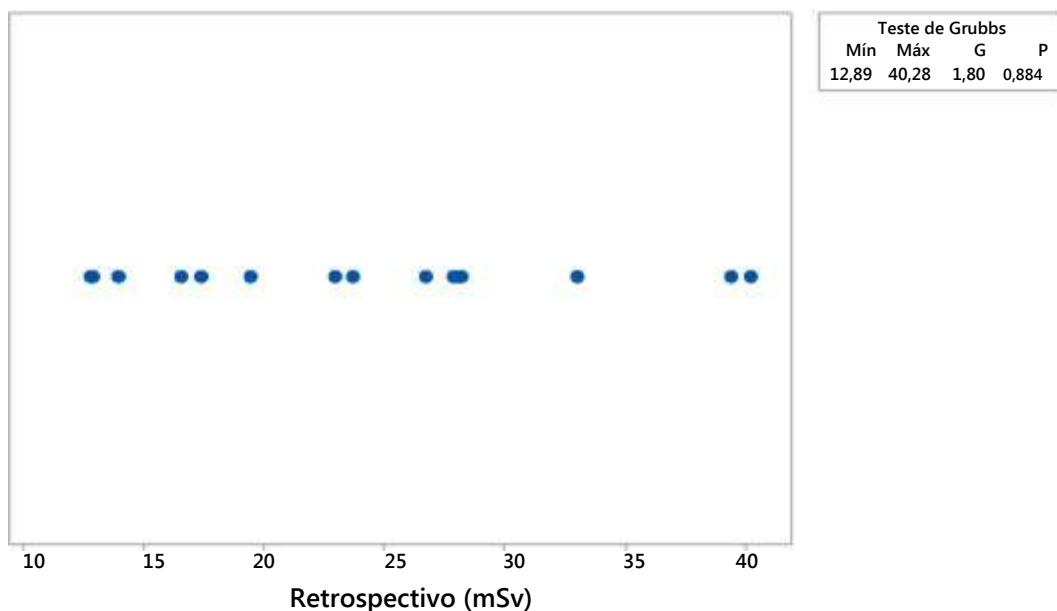


Gráfico 06: *Outlier* do método Retrospectivo
Fonte: AUTOR, 2014.

Dos resultados sobre *outliers* do método Retrospectivo, verifica-se:

Hipótese nula	Todos os valores de dados são provenientes da mesma população normal
---------------	--

Hipótese alternativa O menor ou o maior valor dos dados é um *outlier*

Nível de significância $\alpha = 0,05$

Teste de *Grubbs*

Variável	N	Média	DesvPad	Min	Max	G	P
Retrospectivo (mSv)	15	24,27	8,89	12,89	40,28	1,80	0,884

Nota: Nenhum outlier no nível de significância 5%.

Em conformidade com os resultados alcançados por meio dos testes de *Grubbs* não foram encontrados *outliers* entre os menores e os maiores valores dos dados. Os valores – P resultaram em 0,699 e 0,884 respectivamente comprovando que os dados pertencem à mesma amostra da população.

O Gráfico 07 ilustra um teste de igualdade das variâncias dos métodos Prospectivo e Retrospectivo. O teste e IC foram aplicados às duas variâncias: método Prospectivo (mSv) e Retrospectivo (mSv).

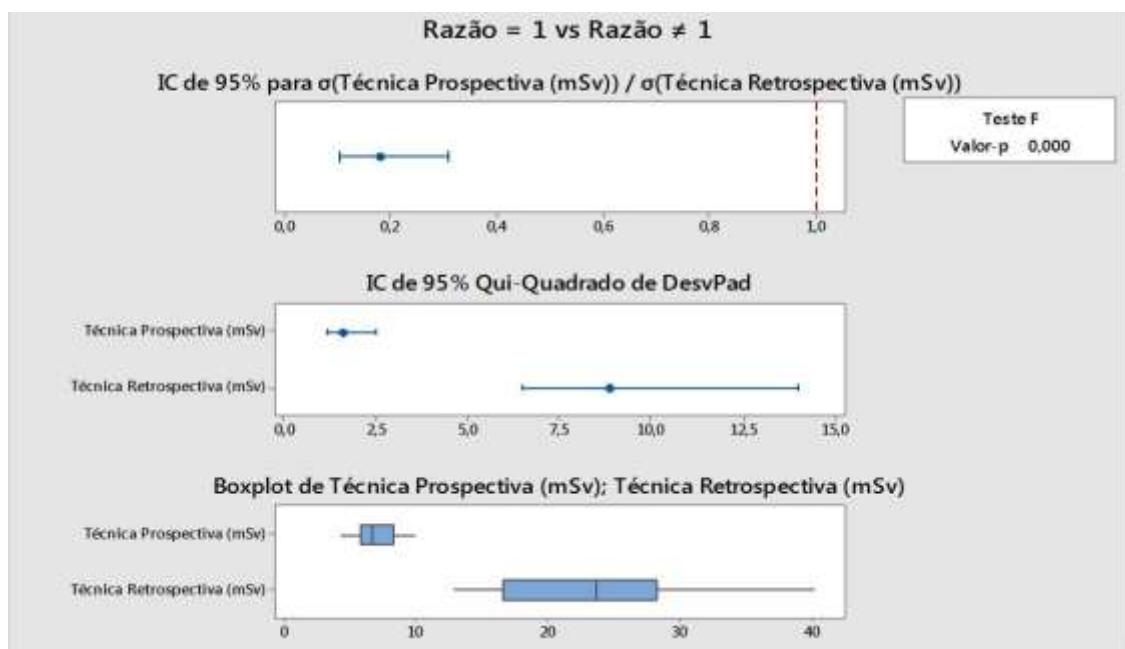


Gráfico 07: Teste IC para as duas variâncias: Método Prospectivo (mSv); Método Retrospectivo (mSv)

Método empregado:

Hipótese nula $\sigma (\text{Método Prospectivo (mSv)}) / \sigma (\text{Método Retrospectivo (mSv)}) = 1$

Hipótese alternativa $\sigma (\text{Método Prospectivo (mSv)}) / \sigma (\text{Método Retrospectivo (mSv)}) \neq 1$

Nível de significância $\alpha = 0,05$

O método F foi utilizado, mas observa-se que este método é preciso apenas para dados normais.

Estatísticas

Variável	N	DesvPad	Variância	IC de 95% para DesvPad
Método Prospectivo (mSv)	15	1,598	2,553	(1,170; 2,520)
Método Retrospectivo (mSv)	15	24,27	8,89	(6,512; 14,028)

Razão de desvio padrão = 0,180

Razão de variâncias = 0,032

Intervalo de 95% de confiança.

	IC para Razão do DesvPad	IC para Razão da Variância
Método F	(0,104; 0,310)	(0,011; 0,096)

Testes

	GL1	GL2	Estatística de teste	Valor-p
Método F	14	14	0,03	0,000

A partir da aplicação dos testes de variâncias dos dois métodos descarta-se a hipótese de igualdade entre as variâncias dos dois métodos, Valor-p = 0,000.

Em seguida realizou-se o Teste T (Gráfico 08) nas duas amostras visando comprovar a diferença estatística entre as médias dos dois métodos.

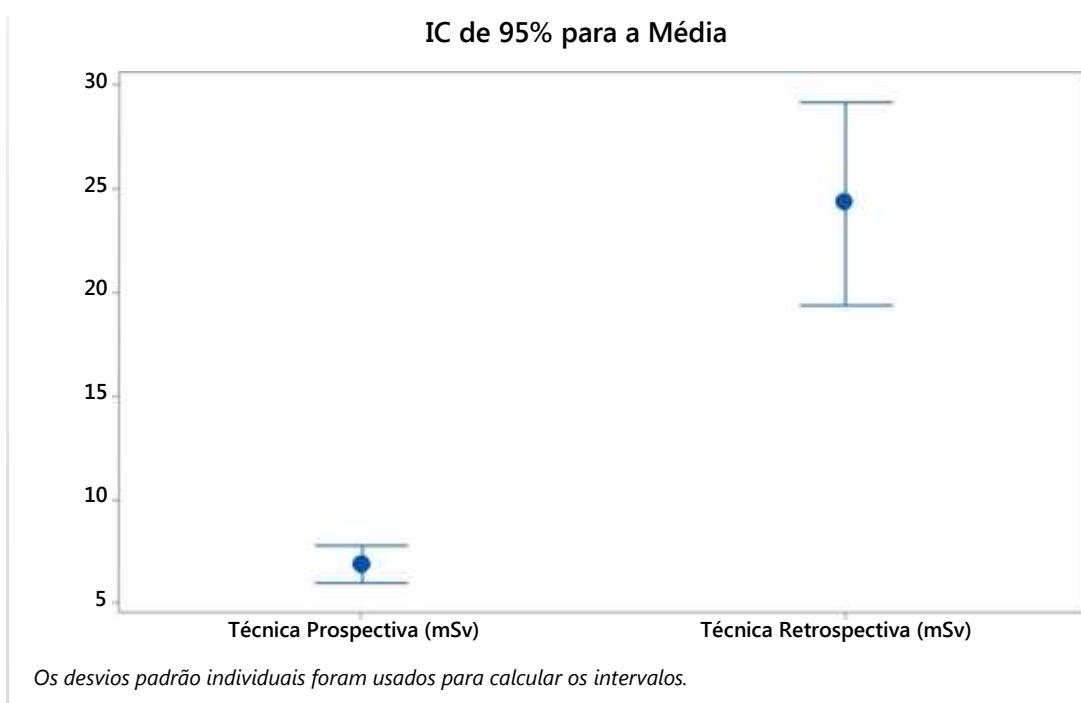


Gráfico 08: Intervalos de Método Prospectivo; Método Retrospectivo
Fonte: AUTOR, 2014.

Os resultados do Teste T para as duas amostras dos métodos Prospectivo (mSv) vs e Retrospectivo (mSv) foram:

	N	Média	DesvPad	EP Média
Método Prospectivo (mSv)	15	6,84	1,60	0,41
Método Retrospectivo (mSv)	15	24,27	8,89	2,3

Diferença = μ (Método Prospectivo (mSv)) - μ (Método Retrospectivo (mSv))

Estimativa para a diferença: - 17,43

IC de 95% para a diferença: (-22,43; -12,42)

Teste T de diferença = 0 (versus ≠): Valor T = 7,47 Valor – P = 0,000 GL = 14.

O Teste T possibilitou a comprovação da diferença entre as médias das duas amostras, o Valor – P ficou igual a 0,000.

Portanto, ambas as hipóteses (de igualdade das médias das duas técnicas e de igualdade das variâncias), foram descartadas estatisticamente com 95% de confiança.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo representam o produto da pesquisa desenvolvida a partir de uma amostra formada por 30 (trinta) casos, distribuídos em dois grupos, sendo quinze amostras de exames do ECG para o método Retrospectivo de ECG e quinze amostras para o método Prospectivo do ECG.

Assim, conclui-se com este estudo, que objetivou avaliar a dose efetiva de radiação nos exames de CCTA através dos métodos Prospectivo e Retrospectivo do ECG e, para tanto, avaliar o nível de dose em exames de CCTA pelo método prospectivo; avaliar o nível de dose em exames de CCTA pelo método retrospectivo; e comparar os métodos Prospectivo e Retrospectivo em relação a dose de radiação, que a utilização do modo de aquisição Prospectivo do ECG demonstrou dose média equivalente a 6,8426 mSv, contra 24,2713 mSv para o modo Retrospectivo. Essa proposição implica na comparação e cálculos de valores obtidos e registrados no console do equipamento de TC.

Os resultados explicitados foram confirmados com a submissão dos dados à técnica *Boxplot* para os os dois métodos: Prospectivo e Retrospectivo evidenciando expressiva dispersão dos resultados para o método Retrospectivo.

Quanto à condição de normalidade dos dados pela aplicação do teste de normalidade de Anderson Darling para o método Prospectivo e Retrospectivo, a hipótese de normalidade dos dados com 95% de confiança não pode ser descartada, pois os Valores – P demonstram os resultados 0,380 e 0,503, respectivamente para os métodos empregados.

No que diz respeito à verificação de possíveis *outliers* (valores atípicos) entre os dados do método Prospectivo, observa-se a inexistência de *outlier* no nível de significância 5%, sendo que, resultado equivalente foi encontrado para o método Retrospectivo. Portanto, a partir dos testes de *Grubbs* não foram identificados *outliers* entre os menores e os maiores valores dos dados, sendo que os valores – P ficaram em 0,699 e 0,884 respectivamente confirmado serem os dados da mesma amostra da população.

A aplicação do teste de IC aplicado às duas variâncias: método Prospectivo (mSv) e Retrospectivo (mSv) demonstrou uma Razão de desvio padrão = 0,180 e uma Razão de variâncias = 0,032, com 95% de intervalo de confiança. Com a

aplicação dos testes de variâncias dos dois métodos fica descartada a hipótese de igualdade entre as variâncias dos dois métodos, Valor-p = 0,000.

No que se refere ao Teste T objetivando validar a diferença estatística entre as médias dos dois métodos, a estimativa para a diferença ficou em: – 17,43, com IC de 95% para a diferença: (-22,43; -12,42), confirmando-se a diferença entre as médias das duas amostras, o Valor – P ficou igual a 0,000. Esse teste possibilitou descartar, estatisticamente com 95% de confiança, ambas as hipóteses: de igualdade das médias das duas técnicas e de igualdade das variâncias.

Constatou-se, portanto, como resultado um acréscimo de 3,5470 mSv na dose em pacientes submetidos ao método Retrospectivo se comparados ao modo Prospectivo.

Compreende-se que os resultados encontrados contribuem para melhorias em relação à segurança do paciente, bem como na qualidade das imagens obtidas pelo modo Prospectivo por meio do equipamento citado.

Sugere-se, como tema para estudos posteriores buscando melhores resultados na redução da dose de radiação entregue ao paciente, análise mais profunda de grupos distintos comparando os resultados obtidos a partir do método Prospectivo e Retrospectivo visando comprovar resultados mais otimizados sobre a redução da dose de radiação.

