

MARCO AURÉLIO SANTOS CORDEIRO

**Angiografia coronária não-invasiva por meio de tomografia
computadorizada: determinação da acurácia de sistema
isotrópico com 32 colunas de detectores em pacientes com
doença arterial coronariana avançada**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo, para obtenção do
Título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Cardiologia

Orientador: Dr. Carlos Eduardo Rochitte

São Paulo

2005

It is not the critic who counts, not the man who points out how the strong man stumbles, or where the doer of deeds could have done them better. The credit belongs to the man in the arena, whose face is marred by dust and sweat and blood, who strives valiantly...who knows the great enthusiasms, the great devotions, who spends himself in a worthy cause, who at the best knows in the end the triumph of high achievement, and who at the worst, if he fails, at least fails while daring greatly, so that his place shall never be with those cold and timid souls who have never known neither victory nor defeat.

Theodore Roosevelt

Portanto, quer comais, quer bebais, ou façais outra coisa qualquer, fazei tudo para a glória de Deus.

Apóstolo Paulo, I Coríntios 10:31, Bíblia Sagrada: versão revista e atualizada, traduzida por João Ferreira de Almeida

Dedicatória

Aos meus filhos, Ernei Netto, Marco Aurélio e Daniel, os quais são motivo de indescritível alegria e fonte de inesgotável inspiração para mim. Que todos os atos de minha vida, incluindo o esforço para a elaboração desta tese, contribuam para a formação de um caráter idôneo e inabalável em cada um deles.

A minha esposa, Daisy Dell, pelo amor, suporte, compreensão e auxílio. Sua cumplicidade e desprendimento têm sido de fundamental importância para a minha caminhada, e estou certo de que colheremos juntos adiante os frutos agora plantados com tanto sacrifício.

Ao meu saudoso pai, Honorato, e a minha querida mãe, Aleima, pelo amor, suporte, dedicação, estímulo e exemplo dados ao longo de toda a minha vida. Eu nada mais sou do que uma extensão de vocês dois.

Ao meu sogro, Ernei, e a minha sogra, Aila, pelo privilégio que me deram de poder ter dois outros pais. Muito obrigado pelo amor, suporte, dedicação, estímulo e exemplo que vocês têm também me oferecido de forma tão generosa.

A minha avó Maria, por ter sempre permanecido ao meu lado, e por toda a influência que teve na minha formação pessoal e profissional.

Agradecimentos

Pessoas

Família

A toda minha família pelo suporte sempre recebido nos momentos mais difíceis, e pela alegria uniformemente compartilhada a cada vitória alcançada.

Ao meu irmão Marcelo por ter sido sempre o meu exemplo de perspicácia, força e coragem.

A minha irmã Adriane por ter despertado em mim o interesse pela música, e por ter me ensinado a estabelecer objetivos elevados a serem alcançados.

Aos meus sobrinhos, Mauro Filho, Marcelo Aleixo e Ana Carolina, por me lembrarem sempre da importância de lutarmos por um futuro melhor.

Aos meus cunhados, Mauro Roberto, Julie e Carlos, Brenda e Frederico, e William Joseph, por serem todos na verdade meus irmãos.

Ao meu saudoso tio Osvaldo, e a minha querida tia Aleida, pela generosa acolhida e pelo apoio constante.

Aos meus tios Aleimar e Marivone, Albênio e Aleide, Boulanger e Valdinéia, e a minha tia Bené, por constituírem o exemplo vivo de como fazer parte de uma família é de fundamental importância para a nossa felicidade e bem-estar.

Aos familiares da minha esposa, por terem me acolhido sem reservas e permitido que eu me tornasse parte integrante da bela família que eles constituem.

Colegas e Amigos

A meu orientador e amigo Dr. Carlos Eduardo Rochitte, cujo talento e brilhantismo me estimularam a tentar seguir os seus passos.

A meu amigo Dr. Fernando Bacal e ao saudoso Prof. Dr. Giovanni M. V. Bellotti, sem os quais esta minha jornada não teria se iniciado.

Ao Prof. Dr. José A. F. Ramires e Prof. Dr. Sérgio A. de Oliveira, Prof. Dr. Charles Mady, Prof. Dr. Myron L. Weisfeldt e Prof. Dr. Eduardo Marbán, cuja vontade, liderança e poder de decisão foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Aos meus mentores Dr. João Augusto C. Lima e Dr. Albert C. Lardo, pela inspiração, modelo e suporte. Seus ensinamentos e apoio foram essenciais a minha formação científica, e certamente constituem o alicerce desta.

Aos amigos brasileiros com quem convivi e trabalhei nos Estados Unidos, cujo auxílio e companheirismo me foram indispensáveis: Verônica R. S. Fernandes, Clério F. Azevedo Filho, André Schmidt e Luciano C. Amado.

Aos demais amigos de várias nacionalidades com quem convivi e trabalhei de maneira mais próxima nos Estados Unidos, e que trouxeram marcantes contribuições para minha vida: Thor Edvardsen, Boaz D. Rosen, Henning Steen, Caterina Silva, Richard George Jr., Milind Y. Desai, Khurram Nasir, Karl H. Schuleri,

Anastasios Saliaris, Julie M. Miller, Jeffrey A. Brinker, Edward P. Shapiro, David E. Bush, David A. Bluemke, Katherine C. Wu, Henry R. Halperin, Joshua M. Hare, Nael F. Osman, Menekhem M. Zviman, Jorge Guzman, Anthony Di Paula, Kenneth Rent, Kathleen M. Lensch, Michelle Hughes, Mary C. Daniels, Toshihiro Rifu, Miwa Okumura, Yasuko Fujisawa, Bryan R. Westerman, Jeffrey Hall e Richard Moore.

Instituições

Instituto do Coração – InCor – HCFMUSP e Fundação Zerbini, pela oportunidade de uma formação técnico-científica sólida desde a residência médica em Cardiologia.

Johns Hopkins University (Hospital and Biomedical Engineering), pelos ensinamentos, pela oportunidade de trabalhar e me expor às mentes brilhantes que me ajudaram a iniciar minha caminhada científica.

CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, por acreditar na proposta inicial de desenvolvimento de um projeto científico e me conceder suporte financeiro para estudos nos Estados Unidos.

NIH – National Institutes of Health, pelo suporte financeiro recebido durante o treinamento científico na Johns Hopkins University.

Toshiba Medical Systems Corporation, pelo suporte financeiro recebido durante o treinamento científico na Johns Hopkins University.

Sumário

Lista de figuras

Lista de tabelas

Lista de siglas e abreviaturas

Lista de símbolos

Resumo

Summary

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1	Tomografia computadorizada por feixe de elétrons	11
2.2	Tomografia computadorizada de múltiplos detectores	14
3	OBJETIVOS	26
4	MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1	População do estudo	30
4.2	Protocolo de aquisição das imagens pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	33
4.3	Interpretação das imagens obtidas pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	38
4.4	Angiografia coronária quantitativa ou <i>QCA</i>	43
4.5	Cineangiografia ventricular esquerda	43
4.6	Análise estatística	45
4.7	Comparação entre a análise das imagens coronarianas obtidas pela <i>16x0,5-MDCTA</i> por meio dos métodos em 2D e 3D	49
4.7.1	População do estudo	49
4.7.2	Protocolo de aquisição das imagens pela <i>16x0,5-MDCTA</i>	49
4.7.3	Interpretação das imagens obtidas pela <i>16x0,5-MDCTA</i>	51
4.7.4	Angiografia coronariana convencional	52
4.7.5	Análise estatística	52

5	RESULTADOS	54
5.1	Estenoses $\geq 50\%$	56
5.2	Estenoses $\geq 70\%$	59
5.3	Escores de cálcio coronário	60
5.4	Função ventricular esquerda	69
5.5	Vasos não-interpretáveis	70
5.6	Vasos interpretados de forma incorreta	73
5.7	Deformidades e anomalias coronarianas	73
5.8	Dose de radiação	76
5.9	Resultados da <i>16x0,5-MDCTA</i>	76
6.	DISCUSSÃO	82
6.1	Estenoses $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$	84
6.2	Calcificação coronariana	87
6.3	Fração de ejeção ventricular esquerda	90
6.4	Interpretabilidade	91
6.5	Dose efetiva de radiação	94
6.6	Riscos do contraste radiológico	96
6.7	Vantagens da <i>32x0,5-MDCTA</i>	98
6.8	Método bidimensional manual versus abordagem tridimensional automática modificada para análise das imagens obtidas por meio da <i>16x0,5-MDCTA</i>	100
6.9	Implicações clínicas	103
6.10	Limitações do estudo	104
7	CONCLUSÕES	107
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	110
	GLOSSÁRIO	

Lista de Figuras

	Pag
Figura 1. Esquema do aparelho de <i>EBCT</i>	12
Figura 2. Esquema das 4 gerações de aparelhos de <i>MDCT</i>	15
Figura 3. A aquisição helicoidal da imagem volumétrica	17
Figura 4. Anomalia coronária vista pela <i>16-MDCTA</i>	21
Figura 5. Angiografia periférica por meio da <i>32x0,5-MDCTA</i>	22
Figura 6. O aparelho de <i>32x0,5-MDCTA</i> utilizado	34
Figura 7. A composição da imagem volumétrica	36
Figura 8. O algoritmo de reconstrução multissegmentada	37
Figura 9. Análise das imagens obtidas por meio da <i>32x0,5-MDCTA</i> pelos métodos em 2D e 3D	40
Figura 10. Escore de cálcio coronário no território da DA	41
Figura 11. Método volumétrico para calcular a fração de ejeção do VE	42
Figura 12. Cineangiografia biplanar convencional do VE	44
Figura 13. Qualidade visual das imagens obtidas pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	56
Figura 14. Lesão aterosclerótica obstrutiva na DA	57
Figura 15. Lesões ateroscleróticas não-obstrutivas no TCE e na DA	58
Figura 16. Patência dos enxertos de veia safena pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	59
Figura 17. Calcificação coronariana em paciente previamente submetido a cirurgia de revascularização miocárdica	65
Figura 18. Calcificação coronariana mais pronunciada em territórios nativos supridos por enxertos venosos	69

Figura 19.	Coeficiente de correlação (r) entre as frações de ejeção do VE medidas pela <i>32x0,5-MDCTA</i> vs. cineangiografia convencional	70
Figura 20.	Análise de Bland-Altman correlacionando as frações de ejeção do VE medidas pela <i>32x0,5-MDCTA</i> vs. cineangiografia convencional	71
Figura 21.	Principais causas de não interpretabilidade das imagens adquiridas pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	72
Figura 22.	Aneurisma do tronco da coronária esquerda	74
Figura 23.	Anomalia coronária número 1	74
Figura 24.	Anomalia coronária número 2	75
Figura 25.	Vasos não-interpretáveis pela <i>16x0,5-MDCTA</i>	80
Figura 26.	Tempo de análise das imagens adquiridas pela <i>16x0,5-MDCTA</i>	81
Figura 27.	Doses efetivas de radiação habitualmente recebidas durante as várias formas de <i>MDCTA</i> vs. cinecoronariografia convencional	96
Figura 28.	Redução progressiva da dose de contraste radiológico e do tempo de aquisição à medida em que se aumenta o número de cortes adquiridos simultaneamente por meio da <i>MDCTA</i>	97

Lista de Tabelas

	Pag
Tabela 1. Riscos da angiografia coronariana convencional	3
Tabela 2. Estudos comparando <i>EBCTA</i> vs. angiografia convencional em artérias coronárias nativas	13
Tabela 3. Estudos comparando <i>MDCTA</i> vs. angiografia convencional em artérias coronárias nativas	18
Tabela 4. Estudos comparando <i>MDCTA</i> vs. angiografia convencional em enxertos coronarianos	19
Tabela 5. Critérios de inclusão e de exclusão do estudo	31
Tabela 6. Características dos pacientes do estudo	33
Tabela 7. Clássica tabela 2x2	47
Tabela 8. Análise das imagens adquiridas pela <i>32x0,5-MDCTA</i> por meio dos métodos em 2D e 3D	61
Tabela 9. Detecção de estenoses $\geq 50\%$ pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	62
Tabela 10. Detecção de estenoses $\geq 50\%$ pela <i>32x0,5-MDCTA</i> exclusivamente nos vasos sem enxertos e nos segmentos distais às anastomoses destes	63
Tabela 11. Detecção de estenoses $\geq 70\%$ pela <i>32x0,5-MDCTA</i>	64
Tabela 12. Principais determinantes da calcificação coronária	66
Tabela 13. Influência do grau de calcificação coronariana na acurácia da <i>32x0,5-MDCTA</i> para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ no leito vascular nativo	67
Tabela 14. Influência do grau de calcificação coronariana na acurácia da <i>32x0,5-MDCTA</i> para a detecção de estenoses $\geq 70\%$ no leito vascular nativo	68

Tabela 15.	Acurácia diagnóstica da <i>16x0,5-MDCTA</i> utilizando-se a abordagem bidimensional manual	77
Tabela 16.	Acurácia diagnóstica da <i>16x0,5-MDCTA</i> utilizando-se a abordagem tridimensional modificada	78

Lista de Siglas e Abreviaturas

2D	duas dimensões
3D	três dimensões
ACC	angiografia coronariana convencional
bpm	batimentos por minuto
CD	artéria coronária direita
CDI	cardioversor-desfibrilador implantável
CPR	reformatação planar curva (<i>curved planar reformation</i>)
CT	tomografia computadorizada (<i>computed tomography</i>)
CVCT	tomografia computadorizada cardiovascular (<i>cardiovascular computed tomography</i>)
Cx	artéria circunflexa
DA	artéria descendente anterior
DAC	doença arterial coronária
DP	desvio padrão (= SD = <i>standard deviation</i>)
EBCT	tomografia computadorizada por feixe de elétrons (<i>electron beam computed tomography</i>)
EBCTA	angiografia por tomografia computadorizada por feixe de elétrons (<i>electron beam computed tomography angiography</i>)
ECG	eletrocardiograma
EMI	<i>Electric and Musical Industries</i> TM
et al.	e outros
EUA	Estados Unidos da América
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>

IMC	Índice de massa corpórea
IL	Illinois
MA	Massachusetts
MD	Maryland
MDCT	tomografia computadorizada de múltiplos detectores (<i>multidetector spiral computed tomography</i>)
MDCTA	angiografia por tomografia computadorizada de múltiplos detectores (<i>multidetector spiral computed tomography angiography</i>)
MIP	projeção de intensidade máxima (<i>maximum intensity projection</i>)
MPR	reformatação multiplanar (<i>multiplanar reformation</i>)
MRA	angiografia por ressonância magnética (<i>magnetic resonance angiography</i>)
NJ	New Jersey
PA	Pennsylvania
QCA	angiografia coronariana quantitativa (<i>quantitative coronary angiography</i>)
RI	Rhode Island
RM	ressonância magnética
ROI	região de interesse (<i>region of interest</i>)
RSNA	Sociedade de Radiologia da América do Norte (<i>Radiological Society of North America</i>)
TCE	tronco da coronária esquerda
TX	Texas
VE	ventrículo esquerdo
vs.	versus

Lista de Símbolos

\geq	maior que ou igual a
m ²	metro quadrado
mm ³	milímetro cúbico
cm	centímetro
G	força da gravidade
Kg	quilograma
Kv	quilovolt
mA	miliampère
ml	mililitro
ml/s	mililitro por segundo
mm	milímetro
ms	milisegundo
mSv	milisievert
s	segundo
UH	unidade Hounsfield

RESUMO

Resumo

CORDEIRO, M. A. S. *Angiografia coronária não-invasiva por meio de tomografia computadorizada: determinação da acurácia de sistema isotrópico com 32 colunas de detectores em pacientes com doença arterial coronariana avançada.* São Paulo, 2005. 132p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

A doença arterial coronária (DAC) avançada caracteriza-se pela presença de vasos calcificados e difusamente estenosados, o que reduz a acurácia da angiografia coronária não-invasiva por meio dos atuais aparelhos de tomografia computadorizada (CT) com 16 colunas de detectores (16-MDCTA). O principal objetivo deste estudo foi tentar demonstrar uma acurácia diagnóstica global de pelo menos 90% para a detecção de estenoses coronárias $\geq 50\%$ em pacientes com DAC avançada e alta probabilidade de possuírem escores de cálcio coronário elevados, mediante a utilização de um sistema de CT com 32 colunas de detectores, todas capazes de adquirir simultaneamente cortes com 0,5 mm de espessura (32x0,5-MDCTA). Angiografias coronárias sincronizadas ao traçado de ECG foram obtidas por meio da 32x0,5-MDCTA (32 cortes de 0,5 mm, voxels isotrópicos de 0,35x0,35x0,35 mm³, rotação do gantry a 400 ms) em 30 pacientes consecutivos (25 do sexo masculino, com idade média igual a 59±13 anos e índice de massa corpórea médio de 26,2±4,9 Kg/m²) e portadores de DAC avançada. As principais artérias nativas, incluindo seus ramos de primeira ordem com diâmetro $\geq 1,5$ mm bem como os enxertos coronários existentes, foram avaliados de forma independente quanto à presença de estenoses $\geq 50\%$. Os stents foram excluídos. As angiografias coronarianas convencionais (realizadas em média 18±12 dias antes das respectivas 32x0,5-MDCTAs) foram analisadas de maneira quantitativa (angiografia coronária quantitativa). A mediana do escore de cálcio de Agatston foi igual a 510 (variação entre 3 e 5066). A sensibilidade, a especificidade e os valores preditivos positivo e negativo para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ nas artérias coronárias nativas foram os seguintes: 76% (29/38), 94% (190/202), 71% (29/41), e 96% (190/199), respectivamente. A acurácia

diagnóstica global foi de 91% (219/240). Do total de vasos analisados, 20% (69/352) foram excluídos devido à existência de um dos seguintes artefatos: movimento, ruído e baixo realce do contraste radiológico isoladamente ou em conjunto (45/69 ou 65%), distorção da imagem secundária à presença de eletrodo de desfibrilador ou marcapasso (18/69 ou 26%), e calcificação arterial excessiva (6/69 ou 9%). Conclui-se que a *32x0,5-MDCTA* exclui com precisão as estenoses coronarianas $\geq 50\%$ em pacientes com DAC avançada e escore de cálcio coronário elevado, com acurácia diagnóstica global de 91%.

SUMMARY

Summary

CORDEIRO, M. A. S. *Noninvasive coronary angiography by computed tomography: assessment of the accuracy of an isotropic system with 32 detector rows in patients with advanced coronary artery disease*. São Paulo, 2005. 132p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

Advanced coronary artery disease (CAD) is characterized by calcified and diffusely stenotic vessels, hampering accuracy of noninvasive coronary angiography with current 16-detector computed tomography (CT) scanners. The main purpose of this study was to try to demonstrate an overall diagnostic accuracy of at least 90% for detection of coronary stenoses $\geq 50\%$ by half-millimeter 32-detector CT angiography (32x0.5-MDCTA) in patients with advanced CAD and a high likelihood of having elevated coronary calcium scores. ECG-gated coronary 32x0.5-MDCTA (32x0.5 mm cross-sections, 0.35x0.35x0.35 mm³ isotropic voxels, 400 ms gantry rotation) was performed in 30 consecutive patients (25 male, 59 \pm 13 years-old, 26.2 \pm 4.9 Kg/m²) with advanced CAD. Major coronary arteries, including ≥ 1.5 -mm first order branches, and bypass grafts were independently evaluated for $\geq 50\%$ stenoses. Stents were excluded. Conventional coronary angiography (performed on average 18 \pm 12 days before their corresponding 32x0.5-MDCTAs) was analyzed by quantitative coronary angiography. Median Agatston calcium score was 510 (3-5066 range). Sensitivity, specificity, positive and negative predictive values for detection of $\geq 50\%$ stenoses in the native coronary arteries were: 76% (29/38), 94% (190/202), 71% (29/41), and 96% (190/199), respectively. Overall diagnostic accuracy was 91% (219/240). Twenty percent (69/352) of the vessels were excluded from the analysis due to one of the following artifacts: motion, noise, and low contrast enhancement isolated or in combination (45/69 or 65%), image distortion secondary to an ICD or pacemaker lead (18/69 or 26%), and severe arterial calcification (6/69 or 9%). We concluded that 32x0.5-MDCTA accurately excludes $\geq 50\%$ coronary stenoses in patients with advanced CAD and high calcium scores, showing an overall diagnostic accuracy of 91%.

1 INTRODUÇÃO

A angiografia coronariana convencional (ACC) caracteriza-se tanto por sua seletividade, e conseqüente possibilidade de obtenção de elevado contraste entre o lúmen arterial e as estruturas adjacentes, como por sua invasividade. Esta última implica tanto nos riscos inerentes à quebra de barreiras naturais de defesa do organismo quanto nas complicações relacionadas à manipulação de instrumentos e à injeção de substâncias sob pressão no interior de estruturas tão delicadas como as artérias coronárias e os demais vasos que lhe permitem acesso¹ (**Tabela 1**).

Entretanto, uma grande vantagem deste método consiste na possibilidade de se diagnosticar e, ao mesmo tempo, tratar as lesões abordáveis por intervenção percutânea durante um único procedimento. Além disso, a ACC é também detentora de atuais imbatíveis resoluções espacial (aproximadamente 0,2 mm) e temporal (cerca de 5 ms), características estas consideradas de fundamental importância para a obtenção de imagens de alta qualidade de estruturas anatômicas com diâmetro tão reduzido e movimentação quase que contínua como as artérias coronárias.

Assim sendo, devidamente pesados os seus riscos e benefícios, a ACC persiste como a melhor ferramenta diagnóstica disponível até o presente momento para a avaliação *in vivo* do lúmen vascular em portadores de doença arterial coronária (DAC), com a denominada angiografia coronariana quantitativa (ou *QCA*, do inglês *quantitative coronary angiography*) sendo considerada atualmente o padrão-ouro para tal investigação².

Tabela 1. Riscos da angiografia coronariana convencional

Complicações possíveis	Valor porcentual
Morte	0,11
Infarto agudo do miocárdio	0,05
Acidente vascular encefálico	0,07
Arritmia cardíaca	0,38
Complicações vasculares	0,43
Reação ao contraste	0,37
Complicações hemodinâmicas	0,26
Perfuração cardíaca	0,03
Outras complicações	0,28
Total de complicações maiores	1,70

Fonte: Diretrizes do *American College of Cardiology / American Heart Association* para a realização da angiografia coronariana convencional, 1999¹.

A despeito das vantagens e desvantagens acima descritas, em virtude da complexidade estrutural e logística que exige para a sua adequada realização, a ACC possui um custo relativamente elevado. Em decorrência de uma série de fatores, cuja análise mais pormenorizada foge ao escopo desta tese, o custo da prestação de serviços médico-hospitalares tem crescido de maneira bastante acelerada nas últimas décadas em todo o mundo. Apenas para se ter uma medida mais objetiva da grandiosidade do problema, os gastos com saúde nos Estados Unidos da América (EUA) saltaram de 5% do produto interno bruto (PIB), em 1960, para 13% do PIB, em 2000³. Somente no período compreendido entre os anos de 1979 e 2001, o número de ACCs realizadas nos EUA aumentou em 304%, estimando-se que aproximadamente 1.314.000 cinecoronariografias diagnósticas tenham ocorrido apenas em 2001. Isto faz deste, de longe, o procedimento médico-diagnóstico mais executado naquele país⁴. Atualmente, o valor médio cobrado por uma ACC diagnóstica no *The Johns Hopkins Hospital* (Baltimore, MD, EUA), incluindo todas

as despesas médico-hospitalares envolvidas, corresponde a aproximadamente US\$5.000,00 (comunicação pessoal, 2004).

Vale também ressaltar que por volta de 20% do total das ACCs realizadas nos EUA são consideradas normais⁵, sendo a situação ainda pior no que diz respeito à população do sexo feminino, onde este número pode chegar a 40%⁶. Além do mais, existem estudos patológicos sugerindo que a ACC subestima grandemente não apenas a extensão, mas também a gravidade da doença aterosclerótica⁷.

Tais limitações da ACC motivaram a busca de métodos alternativos à mesma, como a angiografia por tomografia computadorizada de múltiplos detectores (ou *MDCTA*, do inglês *multidetector spiral computed tomography angiography*). Dentre as principais vantagens da *MDCTA* coronária sobre a ACC, poderíamos destacar sua não-invasividade, o reduzido tempo requerido para a sua realização (o paciente costuma permanecer na sala de exames por no máximo 10 a 15 minutos), o concomitante cálculo do escore de cálcio coronário, a aquisição das imagens em plano tridimensional (com possibilidade de visualização destas nas tradicionais orientações axial ou transversal, sagital e coronal, como também em múltiplas posições oblíquas aos planos convencionais, incluindo os chamados eixos cardíacos longos horizontal e vertical, além do denominado eixo curto), a possibilidade de se avaliar tanto o lúmen como a parede arterial coronária, a capacidade de se delinear de maneira bastante precisa as bordas endo e epicárdica do ventrículo esquerdo desde a base até o ápice cardíaco (permitindo a realização de medidas objetivas de parâmetros ventriculares como os volumes sistólico e diastólico final, e por conseguinte da fração de ejeção, e a massa miocárdica), além da obtenção simultânea de detalhadas informações anatômicas relacionadas não apenas ao próprio coração

(átrios e apêndices auriculares direito e esquerdo, ventrículo direito, valvas atrioventriculares e semilunares, óstios das veias pulmonares, miocárdio, pericárdio, etc) mas também a outras estruturas anatômicas de grande importância como a aorta torácica, as artérias pulmonares, o mediastino, a árvore respiratória e o parênquima pulmonar. Tudo isso, lançando mão de uma infraestrutura menos complexa e, conseqüentemente, de menor custo de funcionamento.

Apenas no que diz respeito ao custo deste novo procedimento, o valor médio cobrado atualmente para a realização de uma *MDCTA* coronária no *The Johns Hopkins Hospital*, também incluídas todas as despesas médico-hospitalares habitualmente envolvidas, encontra-se na faixa entre US\$1.200,00 e US\$1.400,00 (comunicação pessoal, 2004), ou seja, por volta de um quarto, ou mais precisamente entre 24% e 28%, do valor normalmente requerido para a realização de uma ACC diagnóstica nesta mesma instituição hospitalar.

Atualmente, os sistemas de *MDCTA* mais difundidos em todo o mundo são aqueles compostos por 16 colunas de detectores, sendo pelo menos 12 delas capazes de adquirir cortes submilimétricos (comunicação pessoal, 2004). Os principais estudos realizados por meio destes sistemas têm em especial demonstrado uma grande capacidade de exclusão de DAC significativa nos mais variados grupos de pacientes, com uniforme obtenção de elevada especificidade e alto valor preditivo negativo⁸⁻¹².

Apesar do grande potencial demonstrado até o presente momento, nenhuma indicação clínica foi ainda referendada pela comunidade científica internacional no que diz respeito à utilização da angiografia coronária não-invasiva por meio da *MDCTA*, encontrando-se este método ainda em fase de desenvolvimento.

Indivíduos portadores de DAC avançada, pelo fato de usualmente possuírem vasos com paredes calcificadas e lúmens difusamente estreitados^{13,14}, ainda representam um grande desafio à acurácia diagnóstica da angiografia coronariana não-invasiva por meio dos mais sofisticados aparelhos de *MDCTA* disponíveis atualmente¹¹. Tais sistemas são compostos por 16 colunas de detectores, todas capazes de adquirir cortes submilimétricos⁸⁻¹². Dentre eles, o por nós considerado mais avançado, em decorrência da possibilidade de obtenção das atuais melhores resoluções espacial (menores *voxels* isotrópicos tornados possíveis até o presente momento – 0,35 mm³) e temporal (maior rapidez na aquisição das imagens pela combinação de um tempo de rotação do *gantry* igual a 400 ms e de um algoritmo de reconstrução multisegmentada das imagens – até 62,5 ms), é aquele capaz de obter a totalidade dos cortes simultâneos com espessura igual a 0,5 mm (*16x0,5-MDCTA*)¹⁰.

Esta importante limitação referente à avaliação de um crescente número de pacientes como o daqueles portadores de DAC avançada e elevados escores de cálcio coronário nos levou a analisar, no presente estudo, o desempenho de um sistema de *MDCTA* ainda mais sofisticado na investigação *in vivo* da anatomia coronariana desta população. Trata-se de um aparelho com 32 colunas de detectores, todas igualmente capazes de adquirir, simultaneamente, cortes com apenas 0,5 mm de espessura (*32x0,5-MDCTA*), também produzido pelo mesmo fabricante do sistema de *16x0,5-MDCTA*, isto é, pela *Toshiba™ Medical Systems Corporation* (Otawara, Japão). Este novo sistema foi instalado pela primeira vez fora da fábrica japonesa no *The Johns Hopkins Hospital*, em fevereiro de 2004, e tivemos a oportunidade de trabalhar com ele desde o princípio.

Os objetivos primários e secundários deste estudo encontram-se descritos em maiores detalhes adiante, no **item 3**.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em virtude da complexidade da anatomia arterial coronariana, apenas técnicas que adquiram suas imagens mediante cortes tomográficos são consideradas capazes de analisá-la *in vivo* de maneira não-invasiva. Além disso, em decorrência de suas dimensões bastante reduzidas e da movimentação rápida e praticamente constante que possuem tais vasos, requer-se também elevadas resoluções espacial e temporal.

Recentemente, especial interesse tem sido despertado neste sentido pela angiografia coronária não-invasiva por meio de ressonância magnética¹⁵ (ou *MRA*, do inglês *magnetic resonance angiography*), pela tomografia computadorizada por feixe de elétrons¹⁶ (ou *EBCTA*, do inglês *electron beam computed tomography angiography*) e pela *MDCTA*¹⁷. Apesar da descrição da técnica de angiografia coronária não-invasiva por ressonância magnética (RM) não estar incluída nos propósitos desta tese, é importante destacar que, a despeito do impressionante avanço ocorrido nos últimos anos^{15,18-21}, este método ainda demanda a aquisição e a combinação de dados obtidos durante um número elevado de batimentos cardíacos a fim de gerar uma única imagem, o que, conseqüentemente, causa prejuízo substancial à qualidade da mesma. Ao mesmo tempo, sua resolução espacial também encontra-se prejudicada pelo fato de cortes relativamente espessos (cerca de 1,5 mm) serem ainda necessários para que se atinja uma relação sinal-ruído satisfatória²².

Já no que se refere à tomografia computadorizada (ou *CT*, do inglês *computed tomography*), sua utilização para a aquisição de imagens das artérias

coronárias também experimentou um grande avanço nos últimos anos. Em 1973, quando o engenheiro e cientista britânico Godfrey N. Hounsfield publicou, pela primeira vez, sua clássica descrição desta técnica para a obtenção de imagens por meio de raios-X que revolucionou não apenas a radiologia diagnóstica mas a medicina como um todo, e que inicialmente ele chamou de tomografia computadorizada axial transversa, ou do original em inglês *computerized transverse axial scanning (tomography)*, o protótipo original (conhecido como *EMI Mark I™*, e instalado pela primeira vez no *Atkinson Morleys Hospital*, na Inglaterra) consistia num aparelho destinado apenas a exames do cérebro²³. Por causa do seu extraordinário trabalho, Hounsfield dividiu o prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina com o sul-africano, radicado nos EUA, Allan M. Cormack, um professor de física da *Tufts University* (Medford, MA, EUA) que colaborou de maneira imprescindível para a criação da *CT* mediante o desenvolvimento de um método matemático de elevada acurácia para a reconstrução de imagens a partir de projeções de raios-X^{24,25}. Outro trabalho pioneiro neste campo, e também digno de nota, foi realizado pelo cirurgião-dentista e físico americano Robert Ledley, que em 1974 desenvolveu o primeiro aparelho de *CT* destinado a examinar o corpo inteiro²⁶.

Recentemente, diferentes conceitos aplicados à obtenção de imagens axiais do corpo humano de maneira não-invasiva a partir desta técnica foram incorporados a dois tipos principais de sistemas engenhosamente confeccionados para este fim, a saber: a *EBCT* e a *MDCT*. Como será visto em maiores detalhes a seguir, o desenvolvimento destes sistemas representou uma enorme contribuição para o avanço dos métodos de diagnóstico não-invasivo por meio do uso de raios-X,

principalmente no que diz respeito à possibilidade de obtenção de elevadas resoluções temporal e espacial, respectivamente.

2.1. Tomografia computadorizada por feixe de elétrons (ou EBCT, do inglês electron beam computed tomography):

Os princípios da *EBCT* foram descritos inicialmente por Boyd et al²⁷, em 1979. Entretanto, apenas em 1983 foi desenvolvido o primeiro sistema propriamente dito com capacidade de obter imagens do coração e do aparelho circulatório, tendo este sido inicialmente denominado “tomografia computadorizada cardiovascular” (ou *CVCT*, do inglês *cardiovascular computed tomography*) ou simplesmente aparelho de cine *CT*, com os primeiros resultados obtidos revelando-se bastante promissores²⁸.

O maior objetivo da *EBCT* consistia em adquirir imagens de alta resolução de órgãos que apresentassem movimentação intrínseca à sua função, como é o caso do coração, e que fossem isentas dos chamados artefatos de movimento. Por dispensar elementos mecânicos no processo de aquisição das imagens, a *EBCT* possui elevada resolução temporal (50-100 ms), a qual continua sendo a melhor dentre os aparelhos de *CT* existentes. Tanta rapidez é obtida mediante o bombardeamento, a partir de um canhão de feixe de elétrons, de um anel estacionário e semi-circular de tungstênio, o qual emite, em fração de poucos milissegundos, o feixe de raios-X necessário à obtenção das imagens. Tal estrutura elimina a necessidade de rotação do tubo de raios-X convencional, juntamente com toda a

parafernália que habitualmente o acompanha, em torno do objeto a ser estudado (**Figura 1**).

Esta técnica foi utilizada clinicamente pela primeira vez em 1989 por Tanenbaum et al²⁹, na tentativa de se detectar depósitos de cálcio nas paredes das artérias coronárias. Apesar de, a princípio, haver existido muito debate acerca do verdadeiro valor prognóstico do chamado “escore de cálcio coronário”³⁰, recentemente demonstrou-se que o mesmo é capaz de prever a chance de desenvolvimento de DAC independentemente dos demais fatores de risco considerados no cálculo do chamado Escore de Risco de Framingham³¹.

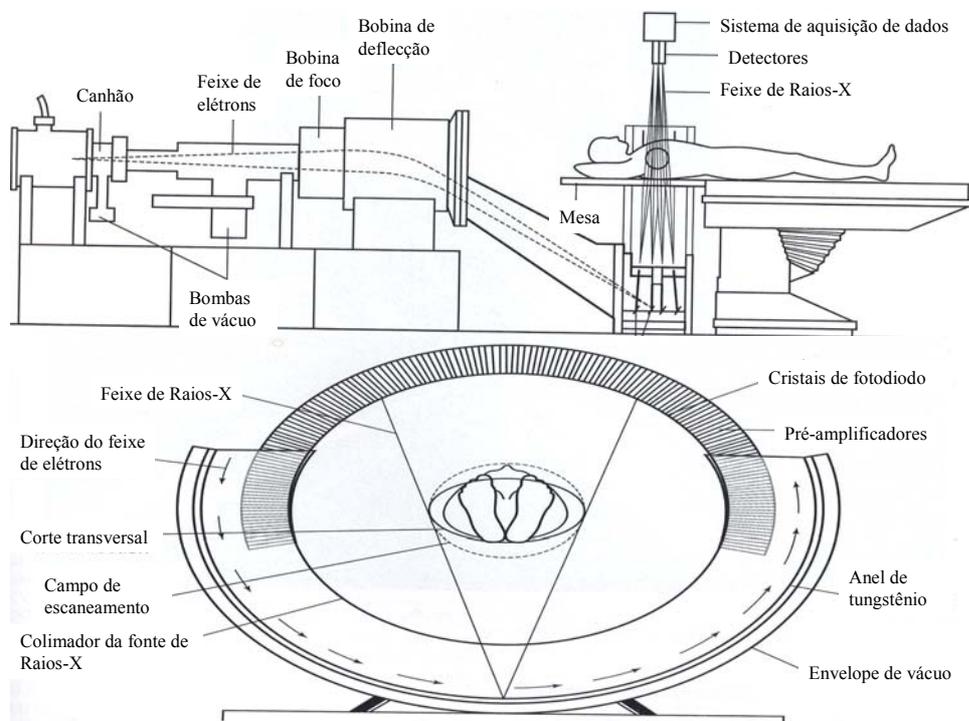


Figura 1. Panoramas longitudinal (em cima) e transversal (embaixo) de um aparelho de EBCCT³².

Já o primeiro estudo contrastado de *CT* das artérias coronárias nativas foi feito por Moshage et al¹⁶, em 1995, utilizando um aparelho de *EBCT*. Desde então, vários investigadores se dedicaram à comparação da acurácia da *EBCTA*, em relação à *ACC*, num variado número de pacientes (**Tabela 2**). Muito embora não possamos comparar diretamente os resultados obtidos por estes estudos, dada a implementação de diferentes métodos para a aquisição e análise dos respectivos dados coletados, certamente ficou demonstrado que a *EBCTA* possui elevadas sensibilidade e especificidade, quando comparada à *ACC*, para a detecção de estenoses iguais ou superiores a 50%, isto pelo menos no que diz respeito aos segmentos proximais e médios das principais artérias coronárias, com valores globais variando de 76% a 92%, e de 79% a 94%, respectivamente, com demonstração de bons resultados inclusive no cenário das síndromes coronarianas agudas³².

Tabela 2. Estudos comparando a *EBCTA** com a *ACC*† (estenoses coronarianas \geq 50% em vasos nativos)

	Nº de pacientes	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
Achenbach et al ³²	36	92	92
Schmermund et al ³³	28	82±6	88±2
Rensing et al ³⁴	37	77	94
Reddy et al ³⁵	23	88	79

**EBCTA*: do inglês *electron beam computed tomography angiography*.

†*ACC*: angiografia coronariana convencional.

Nestes mesmos estudos, principalmente devido à ocorrência de artefatos secundários a movimento, ruído, baixo realce do contraste e calcificação, como também em consequência do reduzido diâmetro dos seus segmentos mais distais, até 28% das artérias coronárias tiveram que ser excluídas da análise final³³. Em linhas

gerais, o pequeno diâmetro dos vasos foi considerado o principal determinante para os resultados falso-positivos^{33,34}, enquanto a presença de intensa calcificação foi o maior contribuinte para a ocorrência de falso-negativos^{33,35} quando da utilização da *EBCTA*. Tais constatações reiteram uma das principais limitações deste método em particular, que consiste na sua resolução espacial inferior quando comparada à da *MDCTA*³⁶.

Ao mesmo tempo em que representou um passo decisivo no desenvolvimento de métodos não-invasivos para a visualização das artérias coronárias, a *EBCTA* demonstrou também possuir limitações importantes neste campo específico. Como já dito anteriormente, sua resolução espacial é inferior à da *MDCTA*³⁶, fato também revelado por um outro estudo³⁷, o qual detectou uma menor relação sinal-ruído da *EBCTA* em comparação à *MDCTA* para todos os segmentos coronarianos investigados. Além do mais, a *EBCTA* demanda uma infraestrutura mais complexa, possui custo mais elevado e se presta basicamente à obtenção de imagens cardíacas. Todas estas limitações têm restringido o seu uso em todo o mundo a apenas alguns poucos centros especializados.

2.2. Tomografia computadorizada de múltiplos detectores (ou *MDCT*, do inglês *multidetector spiral computed tomography*):

A obtenção de mais de um corte tomográfico por vez teve início há mais de 20 anos atrás, quando do desenvolvimento de um dos primeiros aparelhos de *CT* da empresa britânica *Electric and Musical Industries (EMI™)*, chamado à época de

“aparelho de segunda geração”, o qual possuía um par de detectores. O principal passo seguinte ocorreu somente no início dos anos noventa, com a introdução do primeiro *dual-slice volume CT scanner*, conhecido como *Elscint CT-Twin™* (*Elscint™*, Hackensack, NJ, EUA), cuja tecnologia inovadora pavimentou o caminho para o desenvolvimento dos modernos aparelhos de *MDCT*. Estes últimos foram apresentados oficialmente pela primeira vez em 1998, durante o congresso anual da *Radiological Society of North America (RSNA)* realizado em Chicago, IL, nos EUA³⁸. Tal processo evolutivo encontra-se esquematizado na **Figura 2**.

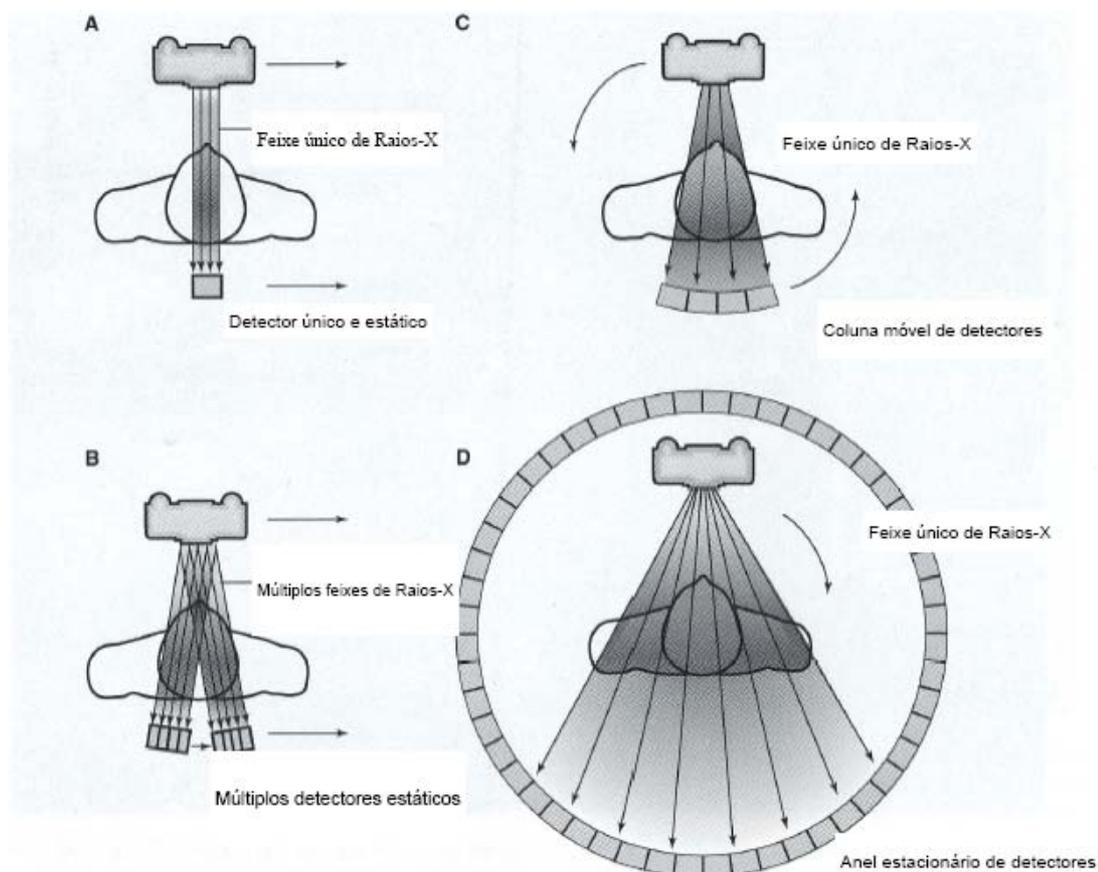


Figura 2. As 4 gerações de aparelhos de CT encontram-se acima representadas: **A**, primeira geração; **B**, segunda geração; **C**, terceira geração; **D**, quarta geração³².

O considerável progresso representado pela *MDCT* tanto em termos de sua resolução temporal (embora ainda não tão boa quanto a da *EBCT*) como, principalmente, no que se refere à sua resolução espacial, revolucionou a obtenção de imagens das artérias coronárias de forma não-invasiva. Imagens de alta qualidade puderam ser obtidas como resultado da colimação de cortes cada vez mais finos tornados possíveis por este novo método, que é capaz de adquirir múltiplas imagens simultaneamente, isto é, 4, 8, 12, 16, 32, 40, 64 e até 256 cortes submilimétricos de uma só vez^{8-11,17,39-48}.

Os aparelhos de *MDCT* adquirem primariamente o que se costuma chamar de “imagem volumétrica” (**Figura 3**), a qual é devidamente reconstruída por meio da utilização de algoritmos especialmente concebidos para este fim. Com o número exponencialmente crescente de detectores tornados disponíveis ultimamente, o volume total de imagem pode ser adquirido de maneira muito mais rápida, uma vez que a quantidade de detectores representa, a grosso modo, o número de cortes com igual espessura a serem obtidos simultaneamente. Dessa forma, como todo o processo de aquisição das imagens ocorre durante intervalos cada vez menores de suspensão dos movimentos respiratórios e também através de um número progressivamente inferior de batimentos cardíacos, espera-se que sejam obtidas imagens com reduzida quantidade de artefatos de movimento.

Desde o início de 2001, quando Nieman et al¹⁷ conseguiram, pela primeira vez, avaliar de forma não-invasiva a presença de estenoses nas artérias coronárias humanas por meio de um aparelho de *MDCTA* com 4 colunas de detectores e cortes com espessura de 1,25 mm, vários estudos têm se sucedido, especialmente utilizando aparelhos contendo 4³⁹⁻⁴⁵ e 12^{8,9,49} colunas de detectores capazes de adquirir imagens

submilimétricas. Há também estudos recentemente publicados com aparelhos de 8 colunas de detectores^{46,47} e ainda outros com aparelhos de 16 colunas cuja colimação de todos os detectores encontra-se em nível submilimétrico, sendo dois deles com sistemas capazes de realizar cortes de 0,75 mm de espessura^{11,12}, e apenas um com um sistema capaz de fazê-lo a 0,5 mm¹⁰. Os resultados destes estudos estão melhor ilustrados na **Tabela 3**, valendo ressaltar que, em geral, os diferentes sistemas apresentaram um desempenho considerado satisfatório.

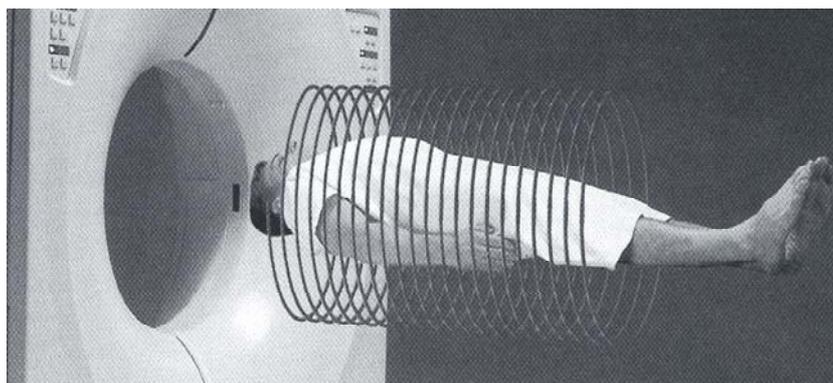


Figura 3. Ilustração da forma de obtenção helicoidal da chamada “imagem volumétrica” adquirida pelos aparelhos de *MDCT* por meio da rotação contínua do tubo de raios-X (localizado no interior do *gantry*) ao longo das estruturas a serem escaneadas³².

Infelizmente, à semelhança do que ocorre com os estudos de *EBCTA* anteriormente descritos, os trabalhos publicados acerca da performance dos diversos sistemas de *MDCTA* também aplicaram métodos diferentes, tornando difícil a comparação direta entre os mesmos. Apesar disso, em geral, a acurácia demonstrada pela *MDCTA*, quando comparada à *ACC*, foi elevada, com sensibilidade global variando de 70-95% e especificidade geral de 84-99%.

Tabela 3. Estudos comparando a MDCTA* com a ACC† (estenoses coronarianas $\geq 50\%$ em vasos nativos)

	Nº de pacientes	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
Protocolos com 4 detectores e espessura de 1,25 mm			
Nieman et al ¹⁷¹⁷	31	81	97
Knez et al ¹⁷⁴⁰	43	78	98
Protocolos com 4 detectores e espessura de 1,0 mm			
Achenbach et al ¹⁷³⁹	64	91	84
Kopp et al ¹⁷	102	86‡ 93	96‡ 97
Nieman et al ¹⁷⁴⁴	53	82	93
Protocolo com 8 detectores e espessura de 1,25 mm			
Maruyama et al ¹⁷⁴⁷	25	90	99
Protocolo com 8 detectores e espessura de 1,0 mm			
Matsuo et al ¹⁷⁴⁶	25	75	96
Protocolos com 12 detectores e espessura de 0,75 mm			
Nieman et al ¹⁷⁷⁸	59	95	86
Ropers et al ¹⁷⁷⁹	77	92	93
Kuettner et al ¹⁷⁴⁹	60	72	98
Protocolos com 16 detectores e espessura de 0,75 mm			
Hoffmann et al ¹⁷¹¹	33	70	94
Kuettner et al ¹⁷¹²	72	82	98
Protocolo com 16 detectores e espessura de 0,5 mm			
Dewey et al ¹⁷¹⁰	34	88	91

*MDCTA: do inglês *multidetector spiral computed tomography angiography*.

†ACC: angiografia coronariana convencional.

‡Observador 1.

||Observador 2.

Embora, à primeira vista, possa não parecer muito claro, à medida em que houve aumento no número de detectores e redução na espessura dos cortes, notou-se progressiva melhora na performance do exame. Este fato pode ser melhor ilustrado pela obtenção por Dewey et al¹⁰, utilizando um aparelho com 16 colunas de detectores colimados em nível submilimétrico (todos a 0,5 mm), de sensibilidade igual a 88% e especificidade de 91% para a detecção de estenoses $\geq 50\%$, com exclusão de apenas 2% do total de segmentos originalmente adquiridos.

A *MDCTA* também é bastante útil na investigação da patência de enxertos coronarianos⁵⁰⁻⁵⁷ (**Tabela 4**), com estudo recente revelando que é possível acessar, por meio deste método, até mesmo a qualidade das anastomoses realizadas⁵⁸. Há ainda uma grande expectativa de que no futuro se consiga também averiguar, de maneira precisa, a existência de estenoses intra-stent⁵⁹⁻⁶⁴.

Tabela 4. Estudos da acurácia diagnóstica da *MDCTA**, comparada à ACC†, para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ em enxertos coronarianos

	Nº de pacientes	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
Ropers et al¹⁰50	65	98	99
Ko et al¹⁰52	39	93	99
Yoo et al¹⁰53	42	98	100
Burgstahler et al¹⁰54	10	86	100
Nieman et al¹⁰56	24	93‡ 88	100‡ 100

**MDCTA*: do inglês *multidetector spiral computed tomography angiography*.

†ACC: angiografia coronariana convencional.

‡Observador 1.

||Observador 2.

A utilidade da *MDCTA* no contexto das síndromes coronarianas agudas foi também recentemente testada com sucesso por Dorgelo et al⁶⁵, que investigaram 22 pacientes com angina instável ou infarto sem supradesnívelamento do segmento ST por meio da *12x0,75-MDCTA*, chegando à conclusão de que, em 86% dos casos, a conduta que teoricamente teria sido tomada com base nos resultados da *CT* correspondeu, de fato, àquela seguida após a *ACC*, além de haverem constatado que 32% das *ACCs* poderiam ter sido evitadas.

Uma inovadora e aparentemente promissora tarefa para a *MDCT* consiste no seu emprego como guia durante procedimentos intervencionistas, mediante a aplicação de duas diferentes técnicas, denominadas *CT* seqüencial e fluoroscopia contínua por *CT*. Apesar de ambas serem úteis durante os referidos procedimentos (dependendo do caso, as duas podem ser usadas separadamente ou em conjunto), pelo fato de envolver uma menor exposição à radiação efetiva para o paciente, a fluoroscopia contínua por *CT* vem sendo preferencialmente utilizada, por exemplo, em procedimentos cirúrgicos cardíacos ditos minimamente invasivos, como a implantação totalmente endoscópica de enxertos coronarianos. Este uso tem se dado tanto no planejamento pré-operatório quanto durante a realização do procedimento cirúrgico propriamente dito, bem como ainda na seqüencial avaliação pós-operatória.

Conforme já mencionado anteriormente, nos últimos anos, especialmente após o surgimento da *MDCTA*, tem havido um contínuo aprimoramento tecnológico destinado à visualização dos vasos coronarianos e à detecção de estenoses clinicamente significativas mediante a aquisição de imagens por *CT*. Neste sentido, é também possível identificar, por meio da *MDCTA*, a presença de lesões ateroscleróticas mesmo na ausência de concomitante estreitamento da luz coronária.

Devido à sua habilidade em propiciar a visualização, com um certo grau de detalhe, das placas com ou sem cálcio, este método permite a discriminação *in vivo* das diferentes densidades correspondentes aos diversos outros componentes destas estruturas, tornando possível classificá-las, de maneira aceitável, em lesões moles (ricas em material lipídico), fibróticas (com capa fibrosa espessa) e calcificadas (abundantes depósitos de cálcio)⁶⁶⁻⁷¹. Além disso, a *MDCTA* ainda proporciona relativa avaliação do processo de remodelamento das lesões ateroscleróticas coronárias⁷².

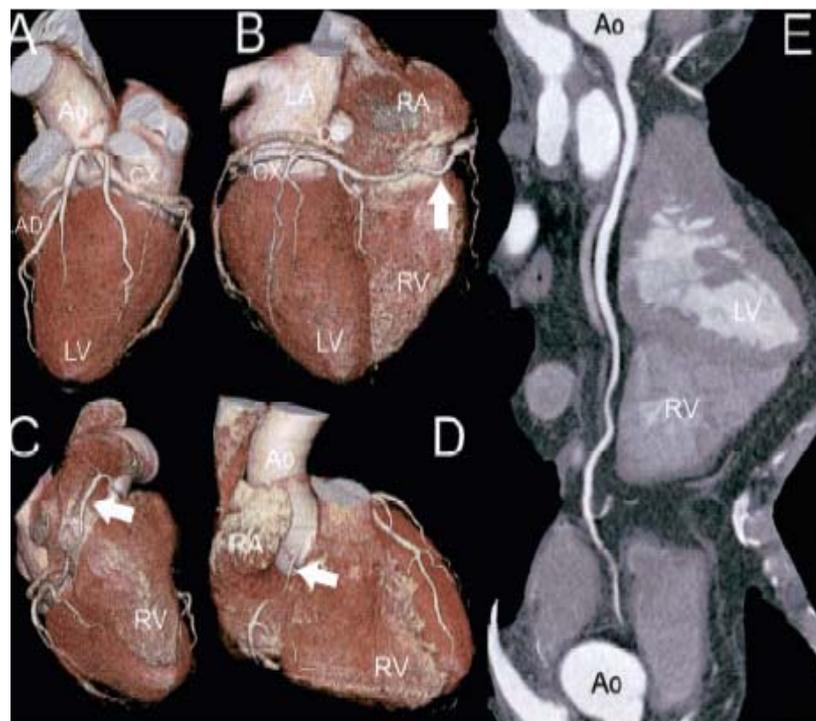


Figura 4. Representação tridimensional do percurso da artéria circunflexa primeiramente através do sulco atrioventricular esquerdo (A), e em seguida pelo sulco atrioventricular direito (B e C), terminando a cerca de 1 cm da parede da aorta ascendente (D), não sendo visualizada a artéria coronária direita. No painel E pode ser vista a representação bidimensional da mesma imagem obtida através da chamada reformatação multiplanar curva (imagem adquirida por meio da *16-MDCTA*)⁷³.

A *MDCTA* tem também se revelado eficiente na elucidação da anatomia do sistema venoso torácico⁷⁴, o que poderá vir a ser útil no desenvolvimento de futuras estratégias a serem utilizadas nos laboratórios de eletrofisiologia, bem como na implementação de diferentes formas de abordagem no âmbito da cardiologia intervencionista. Vale ainda ressaltar que a *MDCTA* é um excelente método de excrutínio para a presença de anomalias ou fístulas coronarianas⁷⁵⁻⁸¹ (**Figura 4**), apresentando grande potencial para a avaliação da circulação periférica (**Figura 5**), das câmaras cardíacas, dos aparelhos valvares, do miocárdio e do pericárdio⁸².

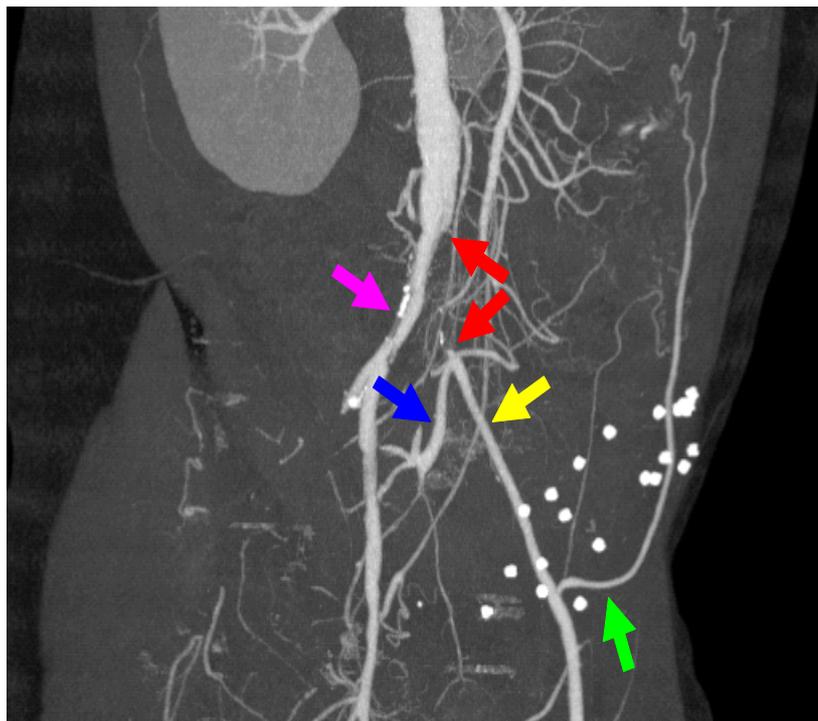


Figura 5. Representação tridimensional de imagem obtida por meio da *32x0,5-MDCTA*, revelando oclusão da artéria ilíaca comum esquerda (**setas vermelhas**) antes da sua bifurcação em artérias ilíacas interna (**seta azul**) e externa (**seta amarela**). Todo o território distal à obstrução é suprido a partir da artéria epigástrica inferior esquerda (**seta verde**). Verifica-se, ainda, a presença de uma lesão aterosclerótica calcificada não-obstrutiva na artéria ilíaca comum direita (**seta roxa**). Constata-se também a existência de múltiplos projéteis arredondados na parede abdominal provenientes de um antigo disparo por arma de fogo sofrido pelo paciente – Cordeiro et al, *Circulation*, 2005 (*in press*).

Com o advento do novo modelo com 32 colunas de detectores capazes de adquirir imagens com espessura de 0,5 mm, recentemente desenvolvido no Japão, espera-se que novas barreiras sejam transpostas no campo da investigação não-invasiva das artérias coronárias. Muito embora a velocidade de rotação do *gantry* continue a mesma do sistema com 16 detectores produzido pelo mesmo fabricante, ou seja, 400 ms, este novo sistema, já aprovado pela *Food and Drug Administration (FDA)* dos EUA para uso em humanos, e instalado pela primeira vez fora da fábrica japonesa no *The Johns Hopkins Hospital* em fevereiro de 2004, permite que se obtenha de uma única vez, a cada giro do *gantry*, uma cobertura na direção do eixo z correspondente a 16 mm da área cardíaca. Como já dito anteriormente, cada corte é adquirido a uma espessura de 0,5 mm, permitindo a obtenção da tão almejada resolução isotrópica, isto é, a aquisição de um *voxel* (do inglês, *volume element*) que possua as mesmas dimensões em seu comprimento, largura e profundidade. Muito embora tal feito já tivesse sido alcançado pela primeira vez com o aparelho de *16x0,5-MDCTA*, a vantagem do atual sistema com 32 detectores é que se conseguiu dobrar a área de cobertura por unidade de tempo. Tal ampliação traz consigo a expectativa de grandes vantagens, a começar pelo menor número de batimentos cardíacos durante os quais as imagens serão adquiridas, reduzindo a probabilidade de surgirem artefatos de movimento. Há também a possibilidade de diminuição substancial no tempo de parada inspiratória e na dose de contraste radiológico a que serão submetidos os pacientes.

Apesar dos avanços já obtidos e acima mencionados, muitos projetos encontram-se em andamento na busca de se aprimorar ainda mais esta técnica não-invasiva para a obtenção de imagens cardíacas. Já existe, no Japão, o protótipo

daquilo que se considera ideal em termos do número de detectores necessários num único sistema, ou seja, 256⁴⁸. Este aparente “número mágico” de detectores na verdade representa a quantidade necessária para que se adquira, com cortes de 0,5 mm, cobertura completa da área do coração durante um único batimento cardíaco (0,5 mm x 256 = 128 mm de cobertura no eixo z, durante uma única rotação do *gantry* em 400 ms). Aprimoramento adicional também já tem sido visto no que concerne à velocidade de rotação do *gantry*, com a recente obtenção, na Alemanha, da impressionante marca de 330 ms com o novo sistema de 64 detectores *Somaton Sensation Cardiac 64™* (*Siemens™ Medical Solutions*, Forchheim, Alemanha). Entretanto, em virtude do grande desafio que tem sido o fato de se lidar com a enorme força centrífuga gerada no interior do *gantry* (superior a 22 G para os sistemas com tempo de rotação ≤ 400 ms), o que se espera para o futuro em termos da obtenção de velocidades ainda superiores situa-se, na atualidade, na casa dos poucos milisegundos apenas. Por esta razão, já existem esforços no sentido de se tentar desenvolver algo semelhante ao que se conseguiu com a *EBCT*, mediante a eliminação da movimentação mecânica dos componentes do *gantry* (comunicação pessoal, 2004). Tem havido também um grande empenho no sentido de se promover um aperfeiçoamento contínuo dos algoritmos de reconstrução das imagens⁴⁸ e das ferramentas de *software* utilizadas na análise das mesmas. Tais instrumentos têm se mostrado imprescindíveis para que se consiga avançar, já no presente momento, sobre barreiras ainda não transpostas pela tecnologia de aquisição das imagens propriamente ditas.

Concluindo, não há dúvida de que, a fim de se estabelecer o papel definitivo da *MDCTA* na investigação não-invasiva da presença de DAC em um determinado

paciente, mais estudos clínicos serão necessários e novos avanços tecnológicos deverão ser alcançados. O alcance de tais objetivos depende, fundamentalmente, da determinação dos fabricantes em desenvolver continuamente os seus produtos e da colaboração de pesquisadores dispostos a conduzir estudos científicos bem concebidos e adequadamente delineados para testar a aplicabilidade clínica das inovações incorporadas aos novos sistemas.

3 OBJETIVOS

Os objetivos primários deste estudo consistiram em:

- 1- Avaliar a capacidade de se identificar e excluir, por meio da *32x0,5-MDCTA*, estenoses coronarianas $\geq 50\%$ no leito nativo e nos enxertos venosos e arteriais de uma população portadora de DAC avançada e elevados escores de cálcio coronário;
- 2- Avaliar a capacidade de se identificar e excluir, por meio da *32x0,5-MDCTA*, estenoses coronarianas $\geq 70\%$ nos territórios vasculares acima descritos desta mesma população;
- 3- Verificar a influência do grau de calcificação da parede arterial coronariana na acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA*;
- 4- Testar o novo método de análise das imagens obtidas pela *32x0,5-MDCTA*, isto é, o método ou abordagem tridimensional automática modificada, em comparação ao método ou abordagem bidimensional manual (forma convencional de avaliação).

Os objetivos secundários deste estudo foram:

- 5- Identificar novos fatores associados à calcificação das artérias coronárias;
- 6- Avaliar a capacidade de medição da fração de ejeção ventricular esquerda por meio da *32x0,5-MDCTA*;
- 7- Comparar a nova abordagem tridimensional automática modificada à tradicional abordagem bidimensional manual na análise das imagens obtidas pela *16x0,5-MDCTA* numa outra população também portadora de elevados escores de cálcio coronário.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1. População do estudo

Foram considerados elegíveis para este estudo apenas indivíduos com idade entre 40 e 79 anos, todos portadores de DAC avançada diagnosticada pela ACC. Esta última era realizada sempre por indicação clínica do médico assistente de cada um dos pacientes individualmente. Conseqüentemente, foi incluída neste estudo uma população com alta probabilidade de possuir escores de cálcio coronário elevados³⁰. Os demais critérios de inclusão e exclusão deste estudo comparativo encontram-se explicitados na **Tabela 5**.

Apesar de não haver consenso quanto à definição de DAC avançada, neste estudo sua existência foi considerada quando da identificação, à ACC, de doença aterosclerótica disseminada pela árvore arterial coronariana, embora não necessariamente obstrutiva⁸³, ou seja, pela presença de lesões ateroscleróticas visíveis em todos os 3 territórios coronarianos principais (artérias descendente anterior - DA, circunflexa - Cx e coronária direita - CD), sendo pelo menos uma das estenoses visualmente classificada pelo hemodinamicista como $\geq 50\%$.

Um enfermeiro da Divisão de Cardiologia do *The Johns Hopkins Hospital*, com larga experiência no recrutamento de pacientes para estudos científicos, era informado pelo laboratório de hemodinâmica deste hospital cada vez que um paciente submetido a cinecoronariografia convencional possuía o diagnóstico de

DAC avançada, ficando responsável pela verificação dos critérios de inclusão e exclusão para cada caso.

Tabela 5. Critérios de inclusão e de exclusão do estudo.

Critérios de inclusão	Critérios de exclusão
Idade entre 40 e 79 anos (extremos incluídos)	Síndromes coronarianas agudas
ACC* indicada pelo médico assistente de cada paciente	Incapacidade de prender a respiração por 15 ou 20 segundos (na ausência ou presença de enxertos coronarianos, respectivamente)
DAC avançada† confirmada pelo hemodinamicista durante a ACC	Ritmo cardíaco constantemente irregular
Disponibilidade para se submeter à 32x0,5-MDCTA‡ em no máximo 60 dias	Creatinina sérica >1,5 mg/dl
	Alergia a contraste radiológico ou iodo
	Mais de um cateterismo cardíaco no último ano
	Exposição a fluoroscopia por período de tempo superior a 35 minutos no último ano
	História de braquiterapia coronária

*ACC: angiografia coronariana convencional.

†DAC avançada: presença de lesões ateroscleróticas visíveis à ACC nos três territórios coronarianos principais, sendo pelo menos uma das estenoses visualmente classificada pelo hemodinamicista como $\geq 50\%$.

‡32x0,5-MDCTA: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

Ao longo de 157 dias, 36 pacientes consecutivos foram selecionados, sendo 27 (27/36 ou 75%) do sexo masculino e 9 (9/36 ou 25%) do sexo feminino. Destes, 3 (3/36 ou 8%) se recusaram a participar do estudo porque não desejavam ser expostos a doses adicionais de radiação ionizante e/ou contraste radiológico, e outros 3 (3/36 ou 8%) já haviam realizado mais de uma cinecoronariografia convencional no ano precedente. Dessa forma, restaram 30 indivíduos ao todo, sendo 25 (25/30 ou 83%) do sexo masculino e 5 (5/30 ou 17%) do sexo feminino, de 59 ± 13 anos de idade

(média \pm 1 DP, mediana = 60 anos), com índice de massa corpórea (IMC) igual a $26,2 \pm 4,9$ Kg/m² (média \pm 1 DP, mediana = 25,9 Kg/m²), e de etnia caucasiana (30/30 ou 100%), tendo sido este o grupo incluído no nosso estudo.

A prevalência dos fatores de risco tradicionais para DAC nesta população estudada, conforme os diagnósticos extraídos do prontuário médico de cada um dos participantes, era a seguinte: dislipidemia – 26/30 (87%), hipertensão arterial sistêmica – 17/30 (57%), diabetes mellitus – 6/30 (20%), e tabagismo atual – 2/30 (7%).

Vinte e sete pacientes (27/30 ou 90%) apresentavam doença obstrutiva multiarterial (definida para fins deste estudo como a presença, à *QCA*, de estenoses \geq 50% em pelo menos dois territórios coronarianos principais), e 5 (5/30 ou 17%) possuíam dispositivos eletrônicos para controle do ritmo e/ou frequência cardíaca representados por cardioversores-desfibriladores implantáveis (CDI) ou marcapassos definitivos. Os três pacientes com CDI possuíam frações de ejeção do ventrículo esquerdo, medidas por RM, iguais a 29,9%, 18,9% e 18,5%. Nove pacientes (9/30 ou 30%) já haviam sido submetidos a cirurgia de revascularização miocárdica no passado, enquanto 21 (21/30 ou 70%) já tinham realizado pelo menos uma intervenção coronária percutânea prévia. As características deste grupo de pacientes encontram-se resumidas na **Tabela 6**. Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética do *The Johns Hopkins Hospital*, e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

4.2. Protocolo de aquisição das imagens pela 32x0,5-MDCTA

Os exames de MDCTA foram realizados em aparelho contendo 32 colunas de detectores (*Aquilion32™ - Toshiba™ Medical Systems Corporation*, Otawara, Japão), ilustrado na **Figura 6**.

Tabela 6. Características dos pacientes incluídos no estudo

Variáveis	Valores
Sexo	
Maculino	25/30 (83%)
Feminino	5/30 (17%)
Idade	59±13 (60) anos*
IMC†	26,2±4,9 (25,9) Kg/m ² *
Fatores de risco tradicionais para DAC‡	
Dislipidemia	26/30 (87%)
Hipertensão arterial sistêmica	17/30 (57%)
Diabetes mellitus	6/30 (20%)
Tabagismo atual	2/30 (7%)
Doença multiarterial	27/30 (90%)
Revascularização cirúrgica prévia	9/30 (30%)
Angioplastia no passado	21/30 (70%)
CDI§ ou marcapasso definitivo	5/30 (17%)

*Média ± 1 DP, (mediana).

†IMC: índice de massa corpórea.

‡DAC: doença arterial coronariana.

§CDI: cardioversor-desfibrilador implantável.

A frequência cardíaca dos pacientes durante a realização do exame foi de 63 ± 12 bpm (média ± 1 DP, mediana = 60 bpm). Vinte e seis (26/30 ou 87%) pacientes já faziam uso crônico de beta-bloqueadores, e nenhum participante do estudo recebeu

dose adicional de drogas desta ou de qualquer outra classe (incluindo nitratos e antagonistas do cálcio) para a realização do exame de *CT*.

Inicialmente, obtínhamos a chamada imagem localizatória. Uma janela de varredura era, então, visualmente estabelecida com base nesta primeira imagem, com cobertura desde a fúrcula esternal (para pacientes com enxertos coronarianos) ou arco aórtico (para aqueles sem cirurgia de revascularização miocárdica prévia), em direção ao diafragma (até a completa inclusão da silhueta cardíaca), cobrindo em média uma distância total de 183 mm e 144 mm, respectivamente.

Em seguida, ainda antes da injeção do contraste radiológico, prosseguíamos à aquisição prospectiva e sincronizada ao traçado de ECG de imagens medindo 3,0 mm de espessura cada (utilizando apenas 4 colunas de detectores) para obtenção dos escores de cálcio coronário, durante uma pausa inspiratória média de cerca de 15 s, de acordo com o protocolo originalmente validado pela *EBCTA* não-contrastada³⁰.



Figura 6. Aparelho de 32x0,5-MDCTA instalado no *The Johns Hopkins Hospital* e por nós utilizado para a realização deste estudo.

Na seqüência, um bôlus de 120 ml de iodixanol a uma concentração de 320 mg/ml (*Visipaque320TM* - *Amersham Health*, Amersham, Reino Unido) era administrado por meio de uma bomba injetora do tipo *dual head* (*StellantTM* - *Medrad*, Indianola, PA, EUA) através de um acesso venoso periférico (*AbocathTM* de número 18-22 localizado preferencialmente na fossa cubital do membro superior direito), a uma velocidade inicial de 5 ml/s durante os primeiros dois terços do período total de administração do referido contraste radiológico, em seguida reduzida para 3 ml/s no decorrer do restante da infusão (em seqüência ao contraste, 30 ml de solução fisiológica a 0,9% eram também infundidos a 3 ml/s).

Para rastreamento do bôlus de iodixanol, processo também conhecido como *bolus tracking*, imagens axiais sucessivas da aorta ascendente eram adquiridas imediatamente após o início da infusão venosa contínua do radiocontraste. Uma região de interesse (*Sure StartTM*, *Toshiba Medical Systems Corporation*, Otawara, Japão), também conhecida como *ROI* (do inglês *region of interest*), era então posicionada na raiz da aorta logo acima da emergência da artéria coronária esquerda.

No momento em que a densidade de sinal na aorta ascendente atingia o limiar pré-determinado de 150 UH, detectado por meio do *bolus tracking* acima detalhado e também graficamente descrito por meio da curva representada pela média da densidade de sinal (expressa em UH) em relação ao tempo (expresso em segundos) mostrada simultaneamente na tela do console do aparelho de *32x0,5-MDCT*, o paciente era verbalmente instruído a realizar uma manobra de pausa inspiratória (para a qual já havia sido previamente treinado), com duração média de 15 e 22 segundos (para os pacientes sem e com história de revascularização miocárdica cirúrgica, respectivamente), durante a qual tanto a chamada imagem

volumétrica (constituída de fato por uma pilha de cortes axiais, como ilustrado na **Figura 7**) quanto o traçado de ECG basal eram adquiridos. A aquisição helicoidal era sempre acionada manualmente.

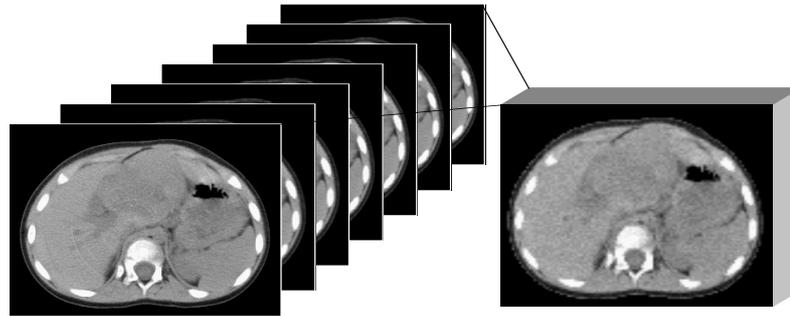


Figura 7. Ilustração demonstrando como, de fato, a chamada imagem volumétrica nada mais é do que o empilhamento de vários cortes axiais consecutivos.

Já o protocolo da aquisição propriamente dita era composto por um tempo de rotação do *gantry* igual a 400 ms e uma colimação de detectores correspondente a 32x0,5 mm aplicados a uma velocidade de progressão da mesa variando entre 3,60-4,40 mm por rotação do *gantry* (na dependência da frequência cardíaca do paciente), utilizando uma voltagem no tubo de raios-X de 120 Kv e uma corrente, no mesmo tubo, com intensidade entre 250-400 mAs, dependendo do peso do paciente. Ao utilizar um campo visual de aquisição igual a 320 mm associado a uma colimação de detectores de 32x0,5 mm e a um algoritmo de reconstrução das imagens com superposição de 40% (a cada 0,3 mm), fomos capazes de permitir a geração, numa matrix de 512x512 *pixels*, de *voxels* isotrópicos verdadeiros correspondentes a 0,35x0,35x0,35 mm³ (13 pares de linhas por cm, na referida matriz). O sentido de aquisição era sempre crânio-caudal e a direção, horizontal.

Como já dito anteriormente, o traçado de ECG era adquirido simultaneamente às imagens a fim de ser utilizado retrospectivamente na distribuição das mesmas pelas respectivas fases do ciclo cardíaco às quais pertenciam. As imagens axiais originalmente obtidas eram, então, reconstruídas em diferentes momentos correspondentes a 10% do intervalo R-R, perfazendo um total de 10 fases que englobavam todo o ciclo cardíaco (de 0% a 90%). O processo de reconstrução era sempre feito por meio do chamado “algoritmo de reconstrução multissegmentada”¹⁰, ilustrado na **Figura 8**, com resolução temporal média de 137 ms (baseada na frequência cardíaca média global dos pacientes incluídos neste estudo). Caso o observador necessitasse de um momento não incluído nestas dez fases obtidas rotineiramente, janelas temporais adicionais eram também reconstruídas.

Reconstrução Multissegmentada

Exemplo com 5 segmentos

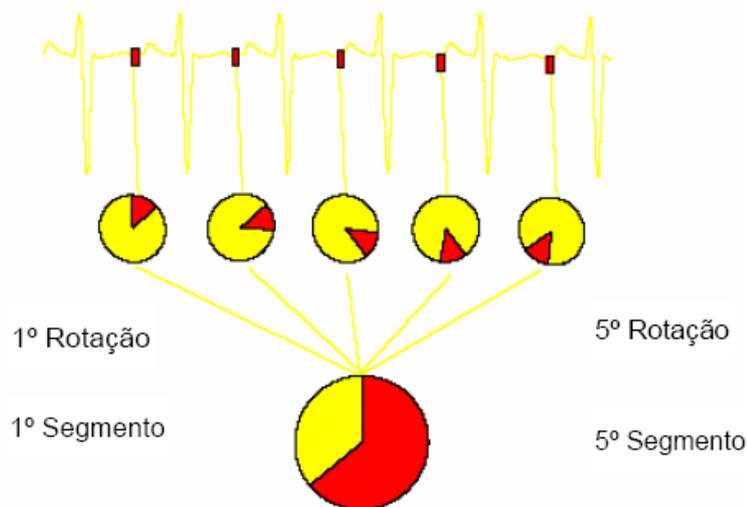


Figura 8. De acordo com o algoritmo de reconstrução multissegmentada, cada “segmento” da imagem é obtido durante um intervalo R-R diferente, sendo a imagem final correspondente àquele exato momento do ciclo cardíaco e composta pela somatória dos subseqüentes “segmentos” adquiridos.

4.3. Interpretação das imagens obtidas pela 32x0,5-MDCTA

Um único observador revisou, de maneira cega e independente, todas as imagens adquiridas por meio da 32x0,5-MDCTA.

Para a análise das artérias coronárias dos 30 pacientes incluídos neste estudo, utilizamos, em cada caso individualmente, tanto a tradicional abordagem bidimensional manual, que se baseia quase que exclusivamente na investigação das imagens reformatadas, conforme a orientação manual do observador, nos diversos planos em 2D por meio de recursos como a *multiplanar reformation - MPR*, a *thin-slab maximum intensity projection - MIP* e a *curved multiplanar reformation - CPR*¹⁰, quanto uma nova abordagem por nós descrita e denominada “abordagem tridimensional automática modificada”, baseada na avaliação, mediante a aplicação do chamado “*vessel probe* automático”, das artérias coronárias previamente isoladas manualmente com auxílio do *window-level* considerado mais adequado ao volume de imagem reconstruído em 3D. Vale ainda ressaltar que para a execução de ambas as abordagens (manual 2D e 3D automática modificada) lançamos mão exatamente da mesma ferramenta de *software* (*Vitreax*TM2, versão 3,5 - *Vital Images Inc*, Plymouth, MN, EUA).

Este novo método ou abordagem tridimensional modificada consiste na execução dos seguintes passos:

1. Implementação de diferentes níveis de *window-level* aos volumes de imagem gerados em 3D e provenientes de cada uma das 10 fases do ciclo cardíaco rotineiramente reconstruídas;

2. Escolha da melhor fase reconstruída, ou seja, daquela com menor número de artefatos e maior contraste entre o lúmen arterial e as estruturas adjacentes, para a análise dos sistemas arteriais coronarianos direito e esquerdo (não necessariamente a mesma fase para os dois sistemas);
3. Isolamento manual, por meio da exclusão das demais estruturas cardíacas, de todo o sistema arterial coronariano esquerdo (tronco da coronária esquerda – TCE, DA e Cx, incluindo os seus ramos de primeira ordem, com exceção dos ramos septais) e direito (CD, incluindo apenas os ramos descendente posterior e ventricular posterior);
4. Aplicação seletiva do “*vessel probe* automático” nas diferentes porções de cada vaso, a começar pelos segmentos mais distais dos ramos de primeira ordem;
5. Utilização, para o diagnóstico final mediante a análise qualitativa ou visual da presença ou não de estenoses coronarianas $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$, das imagens ortogonais em *CPR* e dos sequenciais cortes transversais verdadeiros automaticamente reformatados pelo *software* para cada segmento arterial traçado pelo *vessel probe* (**Figura 9**).

Assim sendo, as 4 principais artérias coronárias – TCE, DA, Cx e CD, incluindo seus ramos de primeira ordem (com exceção de todos os ramos septais e marginais direitos) com diâmetro $\geq 1,5$ mm, conforme determinado pela *QCA* e considerado atualmente o limite inferior para a realização de intervenções

terapêuticas invasivas, bem como todos os enxertos coronarianos (arteriais e venosos), foram investigados quanto à presença de dois diferentes graus de estenose (redução do diâmetro luminal $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$, respectivamente) mediante a análise qualitativa ou estimativa visual.

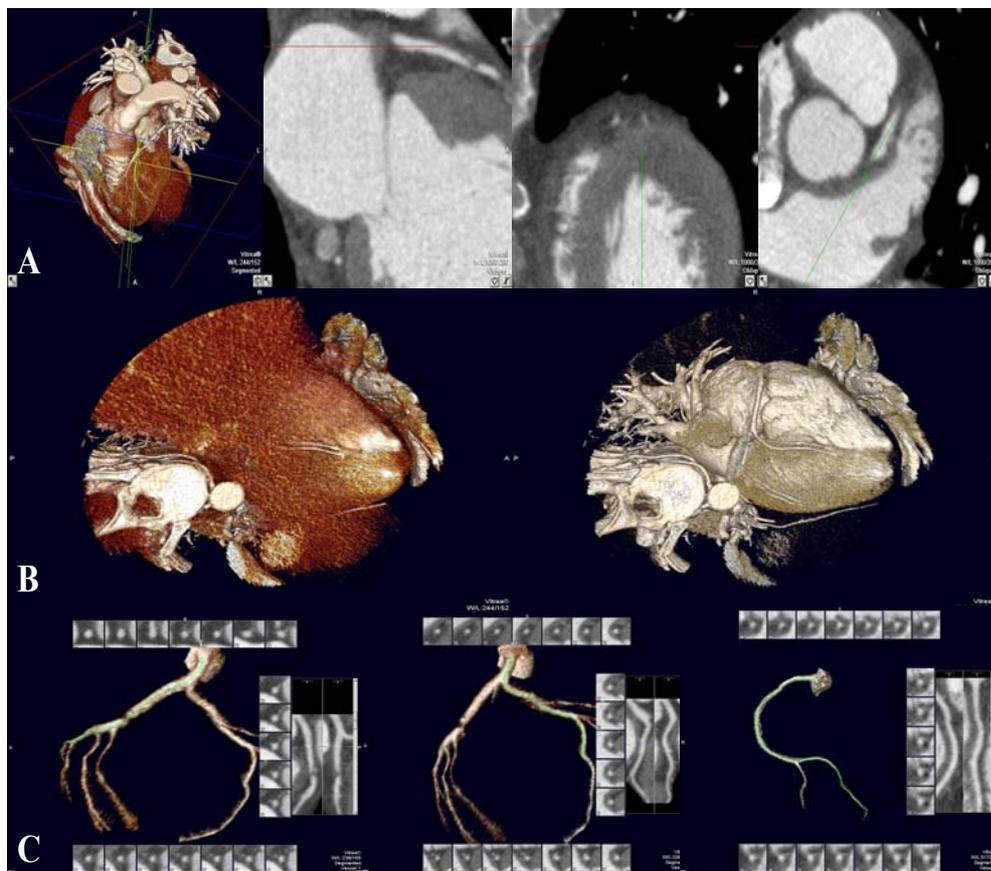


Figura 9. Painel A: método tradicional de avaliação das artérias coronárias por MDCTA, utilizando-se especialmente as imagens reformatadas em 2D. Painel B: Abordagem tridimensional modificada, com escolha do *window-level* mais apropriado (à direita) para o isolamento subsequente das artérias coronárias. Painel C: utilização do *vessel probe* nas artérias coronárias isoladas com auxílio do *window-level* aplicado na imagem completa em 3D (conforme ilustrado no painel B), com o diagnóstico final sempre baseado nas informações fornecidas pelas reformatações curvas e pelos cortes transversais verdadeiros em 2D automaticamente geradas pelo *software* empregado.

Pelo fato de não havermos realizado ultrassonografia intracoronária em nenhum dos participantes deste estudo, todos os stents foram excluídos da análise final. Entretanto, foram incluídas em nossa avaliação as porções dos vasos nativos proximais e distais à implantação dos mesmos. Semelhantemente, segmentos arteriais nativos localizados proximal e distalmente aos sítios de anastomose dos enxertos coronarianos foram também avaliados.

Escore de cálcio totais e regionais (para o território de cada artéria principal individualmente), segundo o método descrito por Agatston et al³⁰, foram obtidos para cada paciente (**Figura 10**). Os enxertos, stents e clips metálicos porventura existentes foram cuidadosamente evitados durante as medições dos escores de cálcio coronário.

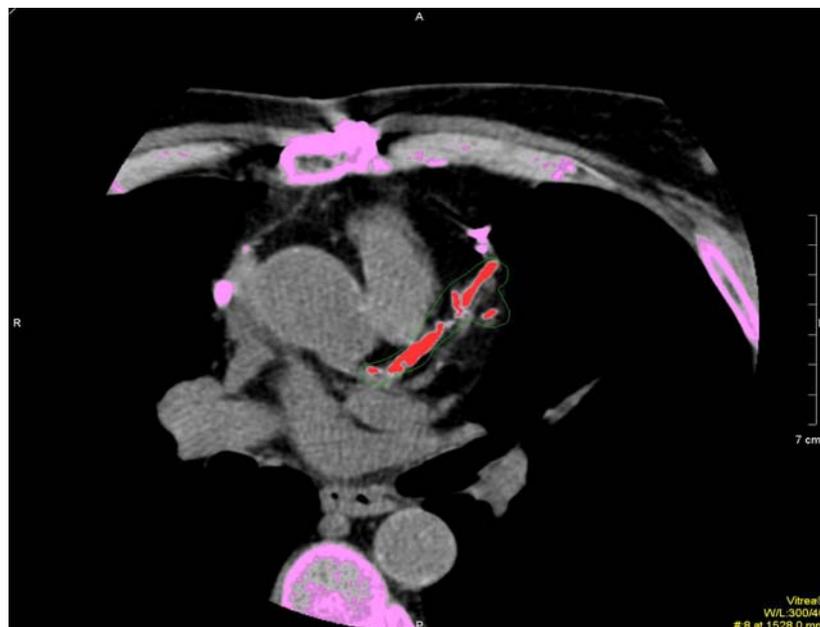


Figura 10. Medida do escore de cálcio coronário no território da artéria descendente anterior (detalhe em vermelho).

A análise da função do ventrículo esquerdo (VE) foi feita por meio de uma ferramenta de *software* já incorporada ao *Aquilion32™*, e que nos permitiu delinear os contornos tanto do endocárdio como do epicárdio desde a base até o ápice do VE em imagens de eixo-curto verdadeiro, reformatadas a partir das imagens axiais originalmente adquiridas. Após terminadas as delimitações das bordas endo e epicárdicas durante as fases que melhor representavam o final da sístole e da diástole (escolhidas visualmente pelo observador), o próprio *software* fornecia automaticamente os valores da fração de ejeção do VE (**Figura 11**).

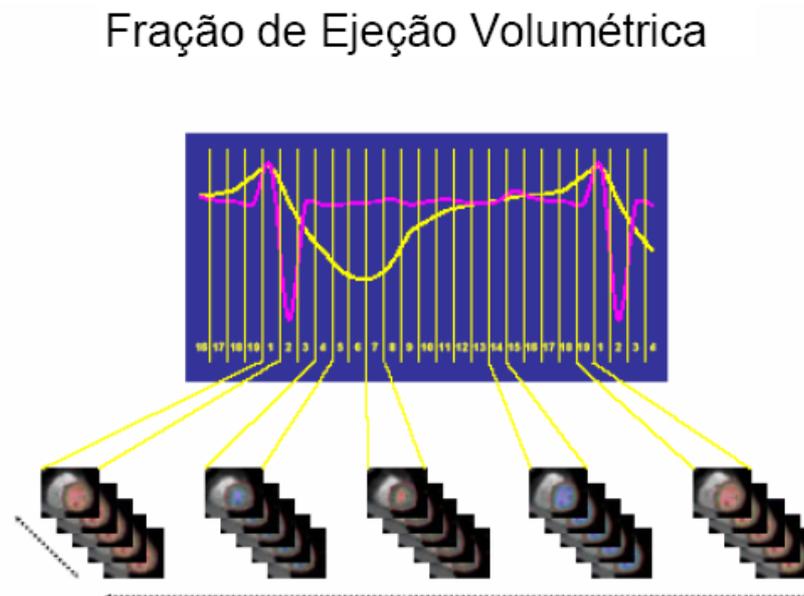


Figura 11. Método volumétrico utilizado pelo *software* incorporado ao *Aquilion32™* para calcular a fração de ejeção do ventrículo esquerdo.

4.4. Angiografia coronária quantitativa ou *QCA*

As angiografias coronárias foram realizadas de acordo com as técnicas já consagradas e padronizadas⁸⁴.

Um segundo observador, também de forma cega e independente, revisou todas as ACCs aplicando a técnica da *QCA* (*Encompass™*, *Heartlab Inc*, Westerly, RI, EUA). Assim sendo, o diâmetro de cada estenose visualmente tida como pelo menos intermediária ($\geq 50\%$) foi objetivamente designado em valores percentuais relativos ao chamado “diâmetro de referência” (diâmetro do segmento do mesmo vaso que se encontrava livre de doença e se localizava em posição imediatamente proximal à lesão), sendo determinado em duas direções ortogonais, com a média entre eles estabelecendo a gravidade final da estenose.

Todas as lesões com diâmetro de referência $\geq 1,5$ mm foram incluídas na análise comparativa deste estudo. Caso a mesma artéria principal, ramo de primeira ordem ou enxerto coronário possuíssem mais de uma estenose significativa, apenas a mais proximal delas era comparada à sua correspondente pela *32x0,5-MDCTA*^{24,25,84}. Este mesmo critério foi observado quando da análise limitada exclusivamente aos segmentos arteriais nativos localizados distalmente aos sítios de anastomose dos enxertos coronarianos.

4.5. Cineangiografia ventricular esquerda

Cineangiografias biplanares contrastadas convencionais do VE (**Figura 12**) foram realizadas concomitantemente às CCAs em 9 (9/30 ou 30%) pacientes. Para a

obtenção das mesmas lançou-se mão da introdução de um catéter *pigtail* através da valva aórtica até a cavidade ventricular, com a injeção de aproximadamente 30-60 ml de iodixanol a 320 mg/ml (*Visipaque320™*) em 1-3 segundos por meio de um dispositivo injetor automático. Projeções em posição oblíqua anterior direita a 30°, oblíqua anterior esquerda a 60° e cranial a 20° foram utilizadas para a aquisição das imagens. Todos os ventriculogramas foram traçados de maneira cega e independente, com utilização da mesma ferramenta de *software* aplicada durante a análise dos vasos pela *QCA* (*Encompass™*). As frações de ejeção obtidas desta maneira foram diretamente comparadas àquelas adquiridas por meio da *32x0,5- MDCTA*.

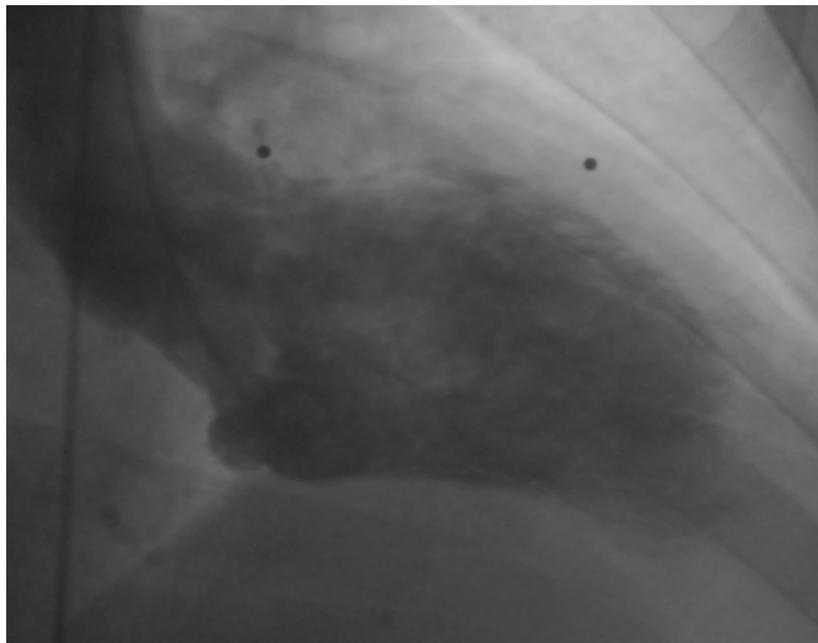


Figura 12. Cineangiografia biplanar contrastada convencional do VE em um dos 9 pacientes cujos médicos assistentes solicitaram sua realização concomitantemente à angiografia convencional.

4.6. Análise estatística⁸⁵

O tamanho da amostra por nós utilizada neste estudo foi definido a partir da decisão de se tentar demonstrar, por meio da *32x0,5-MDCTA*, uma acurácia diagnóstica global de pelo menos 90% para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ no leito arterial coronariano nativo de uma população portadora de DAC avançada e com grande chance de possuir escores de cálcio coronário elevados, com probabilidade de se cometer um erro tipo I ou alfa igual a 5% ($p < 0,05$ - bicaudado), e de um erro tipo II ou beta igual a 20% (poder da amostra = 80%).

Para tanto, utilizamos como parâmetro de comparação os resultados por nós obtidos em estudo preliminar, conduzido por meio da *16x0,5-MDCTA* numa população com níveis de calcificação coronariana elevados, no qual obtivemos uma acurácia diagnóstica global para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ no leito arterial coronariano nativo correspondente a 80% (dados não publicados, 2004). Assim sendo, calculamos o número mínimo necessário de 215 vasos arteriais coronarianos nativos considerados analisáveis para que testássemos a capacidade de se atingir, por meio da *32x0,5-MDCTA*, uma acurácia diagnóstica global de pelo menos 90% para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ no leito coronariano nativo de pacientes portadores de DAC avançada e com alta probabilidade de possuírem escores de cálcio coronário elevados.

Pelo fato deste mesmo estudo inicial, realizado mediante o emprego da *16x0,5-MDCTA*, haver demonstrado a existência de pelo menos 10 artérias analisáveis por paciente (dados não publicados, 2004), optamos pela inclusão de um total de 30 pacientes. Este número de indivíduos nos proporcionaria, teoricamente,

por volta de 300 vasos nativos analisáveis, o que nos daria uma margem de segurança aceitável.

Nossa escolha em conduzir uma avaliação que envolvesse o cálculo das medidas de acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA* apenas no contexto da chamada análise “por vaso” e não “por paciente” se deveu ao uso da presença de pelo menos uma lesão visualmente classificada pelo hemodinamicista como $\geq 50\%$ à ACC como um critério de inclusão para este estudo. Assim sendo, haveria um enorme viés de interpretação caso tivéssemos optado também pela inclusão da análise “por paciente”. Já no que diz respeito à não realização, neste estudo, da chamada análise “por segmento”, tal decisão decorreu da possibilidade de indução de aumentos artificiais nos valores de medidas de acurácia diagnóstica como a especificidade e o valor preditivo negativo secundários à redução na prevalência de DAC significativa que tal abordagem provocaria. Assim sendo, acreditamos que apenas a análise “por vaso” seria apropriada no caso específico da população por nós selecionada para a realização deste estudo, provavelmente constituindo a maneira mais equilibrada e próxima da realidade clínica.

As variáveis descritivas foram expressas em termos de suas médias (variando dentro de um único desvio-padrão) e medianas. Por ter apresentado uma curva de distribuição assimétrica, os níveis de calcificação arterial coronariana foram expressos por suas medianas e valores extremos.

A fim de estabelecermos as medidas de acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA*, lançamos mão de uma clássica tabela 2x2 (**Tabela 7**), onde *a* corresponde ao número de verdadeiros positivos, *b* ao de falsos positivos, *c* ao de falsos negativos, e *d* ao de verdadeiros negativos. Neste modelo, a proporção de estenoses

significativas em vasos nativos ou enxertos coronarianos corretamente identificadas pela $32x0,5\text{-MDCTA}$, isto é, sua sensibilidade, pôde ser calculada mediante a aplicação da fórmula $a/a+c$. Já a proporção de vasos nativos ou enxertos coronarianos sem estenose significativa e adequadamente classificados como tais pela $32x0,5\text{-MDCTA}$, ou seja, sua especificidade, foi obtida a partir da aplicação da fórmula $d/b+d$. No que diz respeito aos valores preditivos positivo (proporção de vasos nativos ou enxertos coronarianos com $32x0,5\text{-MDCTA}$ positiva e presença de estenose significativa) e negativo (proporção de vasos nativos ou enxertos coronarianos com $32x0,5\text{-MDCTA}$ negativa e ausência de estenose significativa), seus cálculos foram feitos por meio da aplicação das fórmulas $a/a+b$ e $d/c+d$, respectivamente. Finalmente, para calcular a acurácia diagnóstica propriamente dita, ou seja, a proporção de acertos da $32x0,5\text{-MDCTA}$ (verdadeiros positivos + verdadeiros negativos) em relação ao total de vasos nativos ou enxertos coronarianos analisados por meio deste método, utilizamos a fórmula $a+d/a+b+c+d$.

Tabela 7. Clássica tabela 2x2 utilizada para o cálculo das medidas de acurácia diagnóstica da $32x0,5\text{-MDCTA}$ *

	ACC† +	ACC -	Total
$32x0,5\text{-MDCTA}$ +	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a+b</i>
$32x0,5\text{-MDCTA}$ -	<i>c</i>	<i>d</i>	<i>c+d</i>
Total	<i>a+c</i>	<i>b+d</i>	<i>a+b+c+d</i>

* $32x0,5\text{-MDCTA}$: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†ACC: angiografia coronariana convencional.

O teste exato de Fisher foi utilizado para calcular as medidas de acurácia diagnóstica da $32x0,5\text{-MDCTA}$, comparada à QCA , no que diz respeito à identificação de estenoses coronarianas com diâmetros $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$. Para

comparação dos diferentes escores de cálcio coronário obtidos pela *32x0,5-MDCTA* nos respectivos territórios com e sem suprimento sanguíneo através de enxertos coronarianos, utilizamos o teste de Mann-Whitney. Já para a verificação da existência de diferentes níveis de calcificação entre vasos nativos sem enxertos coronarianos e aqueles supridos por enxertos de veia safena ou de artéria mamária interna esquerda, lançamos mão do teste de Kruskal-Wallis. Na seqüência, o teste de múltiplas comparações de Dunn foi implementado para comparação individual entre estes mesmos grupos de vasos.

Na comparação entre os métodos de análise das imagens obtidas pela *32x0,5-MDCTA*, a saber, o chamado tradicional ou bidimensional manual e o novo tridimensional automático modificado, foram calculados e comparados entre si (quanto à existência de superposição ou não dos seus valores) os intervalos de confiança de 95% para cada medida de acurácia diagnóstica (para detecção apenas de estenoses $\geq 50\%$) obtida por meio da utilização do teste exato de Fisher.

O método de regressão linear simples e a análise de Bland-Altman foram utilizados para comparação entre as frações de ejeção do VE obtidas por meio da *32x0,5-MDCTA* e pela cineangiografia convencional invasiva.

Já para o controle das múltiplas variáveis capazes de influenciar o grau de calcificação em cada leito coronariano principal foram utilizados os métodos de regressão linear múltipla (variáveis contínuas) e regressão logística múltipla (variáveis nominais).

Para a realização de tais cálculos, lançamos mão do programa estatístico StataTM/SE 8 (StataCorp LP, College Station, TX).

4.7. Comparação entre a análise das imagens coronarianas obtidas pela *16x0,5-MDCTA* por meio da tradicional abordagem manual bidimensional e da nova abordagem tridimensional automática modificada

4.7.1. População do estudo

Foram também selecionados 19 pacientes consecutivos do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor-HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil), cujos médicos assistentes haviam solicitado a realização de uma ACC para avaliação da presença e/ou extensão de DAC, e que também foram submetidos à *16x0,5-MDCTA*. Destes, 11 (11/19 ou 58%) eram do sexo masculino, enquanto que 8 (8/19 ou 42%) pertenciam ao sexo feminino, com idade igual a 62 ± 10 anos (média \pm 1 DP).

4.7.2. Protocolo de aquisição das imagens pela *16x0,5-MDCTA*

Os exames de *MDCTA* foram realizados em aparelho contendo 16 colunas de detectores (AquilionI6™ - Toshiba™ Medical Systems Corporation, Otawara, Japão). A frequência cardíaca dos pacientes durante a realização do exame foi de 65 ± 14 bpm (média \pm 1 DP). Os participantes receberam dose de beta-bloqueador endovenoso (5 a 15mg de metropolol) quando a frequência cardíaca era superior a 75 bpm. Nenhuma outra droga (incluindo nitratos e antagonistas do cálcio) foi administrada para a realização do exame de *CT*.

A forma de obtenção da imagem localizatória inicial, da janela de varredura e do escore de cálcio coronário, bem como a dose, a velocidade de administração e o rastreamento do contraste radiológico foram idênticos aos do protocolo anteriormente descrito para a *32x0,5-MDCTA*. O contraste radiológico utilizado neste grupo de pacientes foi o iopamidol a uma concentração de 300mg/ml (*IopamironTM300*, Schering AG, Berlim, Alemanha). Já os parâmetros de aquisição do aparelho foram definidos da seguinte maneira: tempo de rotação do *gantry* = 400 ms; colimação dos detectores = 16x0,5 mm (*voxels* isotrópicos = 0,35x0,35x0,35 mm³); *pitch* = 3,2; voltagem do tubo de raios-X = 135 Kv; intensidade de corrente no tubo de raios-X = 350 mAs; e campo visual = 320 mm.

O sentido de aquisição foi sempre crânio-caudal e a direção, horizontal. Como já dito acima com relação à *32x0,5-MDCTA*, o traçado de ECG era também adquirido simultaneamente às imagens a fim de ser utilizado retrospectivamente na distribuição das mesmas pelas respectivas fases do ciclo cardíaco às quais pertenciam. As imagens axiais originalmente obtidas eram, então, reconstruídas em diferentes momentos correspondentes a 10% do intervalo R-R, perfazendo um total de 10 fases que englobavam todo o ciclo cardíaco (de 0% a 90%). O processo de reconstrução das imagens era igualmente feito por meio do chamado “algoritmo de reconstrução multissegmentada”¹⁰ e com superposição de 40% (a cada 0,3 mm). Semelhantemente, caso o observador necessitasse de um momento não incluído nas dez fases obtidas rotineiramente, janelas temporais adicionais eram reconstruídas.

4.7.3. Interpretação das imagens obtidas pela *16x0,5-MDCTA*

Dois observadores experientes revisaram de maneira cega e independente todas as imagens adquiridas por meio da *16x0,5-MDCTA*.

Um deles, localizado no *The Johns Hopkins Hospital*, utilizou exclusivamente a abordagem tridimensional automática modificada. Já o segundo observador, localizado no InCor-HCFMUSP, usou apenas a tradicional abordagem bidimensional manual. Ambos os métodos encontram-se acima descritos em maiores detalhes, no **item 4.3**.

As 4 artérias coronárias principais (TCE, DA, Cx e CD), incluindo seus ramos de primeira ordem (com exceção de todos os ramos septais e marginais direitos), foram visualmente analisadas apenas quanto à presença de estenoses $\geq 50\%$. Todos os stents e enxertos coronarianos (arteriais ou venosos) foram excluídos da análise final, porém não as porções dos vasos nativos distais à implantação dos mesmos. No caso dos vasos nativos com stent, as porções proximais a este também foram analisadas.

Escores de cálcio totais e regionais (para o território de cada artéria principal individualmente), segundo o método descrito por Agatston et al³⁰, foram obtidos para cada paciente. Os enxertos, stents e clips metálicos porventura existentes foram cuidadosamente evitados durante as medições dos escores de cálcio coronário.

4.7.4. Angiografia coronariana convencional

As angiografias coronárias foram realizadas de acordo com as técnicas padronizadas⁸⁴.

Dois observadores experientes, localizados no InCor-HCFMUSP, revisaram conjuntamente, de forma cega, todas as ACCs. Estenoses visual ou qualitativamente classificadas como sendo $\geq 50\%$ foram consideradas significativas. Caso a mesma artéria principal ou ramo de primeira ordem possuíssem mais de uma estenose significativa, apenas a mais proximal delas era comparada à sua correspondente pela *16x0,5-MDCTA*^{24,25,84}.

4.7.5. Análise estatística⁸⁵

As variáveis descritivas foram expressas em termos de suas médias, variando dentro de um único desvio-padrão. Por ter apresentado distribuição assimétrica, os níveis de calcificação coronariana foram expressos por suas medianas e valores extremos.

O teste exato de Fisher foi utilizado para calcular as medidas de acurácia diagnóstica da *16x0,5-MDCTA* na identificação de estenoses coronárias $\geq 50\%$, comparadas à análise visual por meio da ACC, tanto quando da avaliação das imagens de CT por meio da tradicional abordagem bidimensional manual como quando mediante o uso da nova abordagem tridimensional automática modificada. Para a realização de tais cálculos, utilizamos igualmente a clássica tabela 2x2 exemplificada acima na **Tabela 7**.

Um valor de $p < 0,05$ (bicaudado) foi considerado significativo, e intervalos de confiança de 95% foram calculados para cada medida de acurácia diagnóstica individualmente, a fim de serem comparados entre si quanto à existência de superposição ou não dos seus valores.

5 RESULTADOS

Os pacientes norte-americanos realizaram as ACCs e suas correspondentes *32x0,5-MDCTAs* sem nenhuma complicação, tendo sido utilizados, na análise comparativa final, dados provenientes de todos os 30 indivíduos inicialmente incluídos neste estudo.

O intervalo médio entre a realização das *32x0,5-MDCTAs* e suas correspondentes ACCs foi de 18 ± 12 dias (média \pm 1 DP, mediana = 17 dias).

Dezessete vasos (17/369 ou 5%) tinham diâmetro $< 1,5$ mm pela *QCA*, e foram, portanto, excluídos da comparação. Dos 352 vasos restantes, 80% (283/352) foram considerados analisáveis pela *32x0,5-MDCTA*, sendo 256 artérias nativas e 27 enxertos coronarianos. A qualidade das imagens destes 283 vasos analisáveis foi visualmente classificada como ótima (37/283 ou 13%), boa (161/283 ou 57%) e regular (85/283 ou 30%), como ilustrado na **Figura 13**.

Uma importante característica da *32x0,5-MDCTA*, que pôde ser observada neste estudo, foi sua habilidade em permitir a discriminação de lesões ateroscleróticas presentes no leito arterial coronariano nativo tanto de natureza obstrutiva (**Figura 14**) como não-obstrutiva (**Figura 15**), além de sua capacidade em proporcionar a correta determinação da patência dos enxertos coronarianos existentes (**Figura 16**).

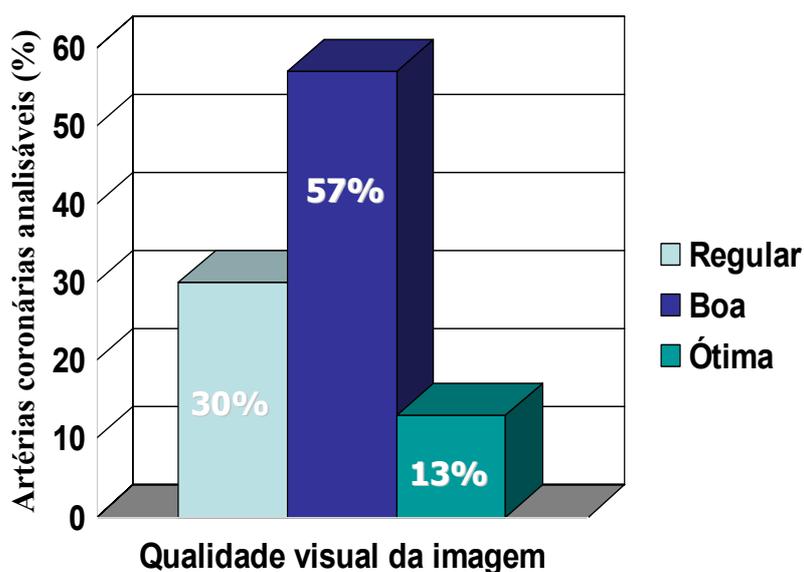


Figura 13. Qualidade visual das imagens dos 283 vasos arteriais coronarianos considerados analisáveis por meio da $32 \times 0,5$ -MDCTA.

5.1. Estenoses $\geq 50\%$

Na avaliação das estenoses $\geq 50\%$, não houve diferença estatisticamente significativa entre a acurácia diagnóstica do chamado método tradicional ou bidimensional manual, e a denominada abordagem tridimensional automática modificada (**Tabela 8**). Muito embora tenhamos observado uma tendência de exclusão de um número maior de vasos da análise final (20% vs. 15%, $p > 0,05$) quando era utilizada a nova abordagem, o uso da mesma propiciou uma redução significativa no tempo médio dispendido para a análise completa do exame de cada paciente (45 ± 12 min vs. 150 ± 22 min, $p < 0,01$).

Em consequência destes achados, decidimos utilizar apenas a abordagem tridimensional automática modificada na avaliação das estenoses $\geq 70\%$, sendo que os valores descritos a seguir no decorrer desta tese tanto para as estenoses $\geq 50\%$

como para aquelas $\geq 70\%$ referem-se tão somente aos obtidos por meio deste novo método de análise das imagens da *MDCTA*.

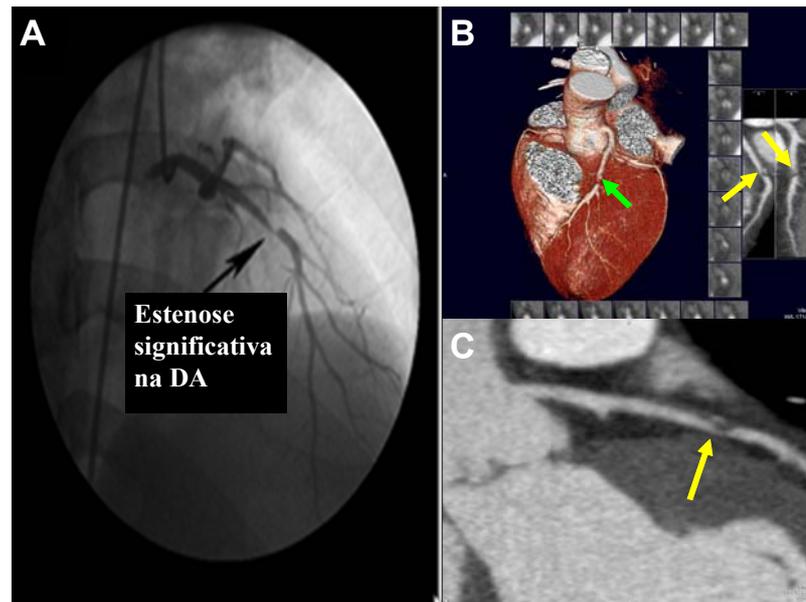


Figura 14. Lesão aterosclerótica obstrutiva no terço médio da artéria descendente anterior (identificada na figura como “estenose significativa na DA”), como demonstrada pela cinecoronariografia convencional (**painel A**, seta preta), e representada tanto em 3D (**painel B**, seta verde) como em 2D (*CPR*) (**painéis B e C**, setas amarelas) pela *32x0,5-MDCTA*.

Sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo e negativo, além da acurácia diagnóstica observados para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ distribuídas por todos os vasos estudados tomados em conjunto foram iguais a 79%, 94%, 72%, 96%, e 92%, respectivamente. Consideradas apenas as artérias coronárias nativas, as mesmas medidas foram de 76%, 94%, 71%, 96%, e 91%, respectivamente.

Ao analisarmos os territórios coronarianos separadamente, o perfil demonstrado pela *32x0,5-MDCTA* em relação à *QCA* foi o seguinte: territórios do

TCE-DA combinados - 88%, 94%, 74%, 97%, e 93%; território da Cx - 63%, 97%, 71%, 96%, e 93%; território da CD - 71%, 91%, 67%, 93%, e 87%; todos os enxertos coronarianos (arteriais e venosos) - 100%, 95%, 83%, 100%, e 96%, respectivamente (**Tabela 9**).

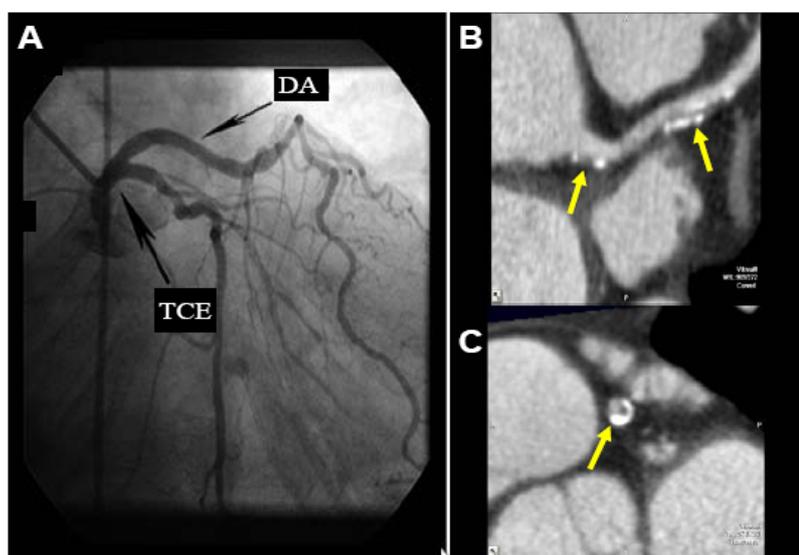


Figura 15. Lesões ateroscleróticas não-obstrutivas presentes no tronco da coronária esquerda (identificado na figura como TCE) e na porção proximal da artéria descendente anterior (identificada na figura como DA), cujos lúmens são normais à cinecoronariografia convencional (**painel A**, setas pretas), sendo reveladas em 2D nos cortes longitudinal (*CPR*) (**painel B**, setas amarelas) e transversal (**painel C**, seta amarela) por meio da *32x0,5-MDCTA*.

Quando restringimos a análise aos segmentos arteriais sem enxertos e àqueles distais às anastomoses dos enxertos coronarianos, os valores globais obtidos foram os seguintes: 40%, 95%, 33%, 96%, e 92%, respectivamente (**Tabela 10**).

5.2. Estenoses $\geq 70\%$

Sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo e negativo, bem como acurácia diagnóstica observados para a detecção de estenoses $\geq 70\%$ existentes em todos os vasos tomados em conjunto foram de: 97%, 94%, 72%, 100%, e 95%, respectivamente. Consideradas apenas as artérias coronárias nativas, tais valores foram: 97%, 94%, 71%, 100%, e 95%.

Já para os territórios combinados do TCE-DA, os números foram os seguintes: 100%, 94%, 74%, 100%, e 95%; para o território da Cx: 83%, 97%, 71%, 98%, e 96%; para o território da CD: 100%, 92%, 67%, 100%, e 93%; e, por fim, para todos os enxertos coronarianos (arteriais e venosos): 100%, 95%, 83%, 100%, e 96%, respectivamente (**Tabela 11**).

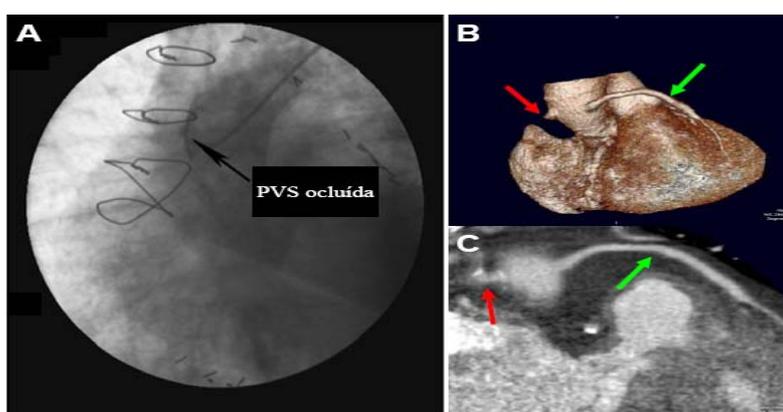


Figura 16. Cinecoronariografia convencional de uma ponte de veia safena (identificada na figura como PVS) ocluída (**painel A**, seta preta). O mesmo enxerto ocluído (setas vermelhas) bem como um segundo enxerto venoso pérvio (setas verdes) são exibidos pela *32x0,5-MDCTA* tanto em 3D (**painel B**) como em 2D (*CPR*) (**painel C**).

5.3. Escores de cálcio coronário

O escore de cálcio coronário total, medido conforme o método de Agatston³⁰, variou de 3 a 5066 (mediana = 510). Os escores regionais (mediana, valores extremos) para o território de cada artéria coronária nativa foram os seguintes: TCE-DA combinados = 171, 0 a 2154; território da Cx = 45, 0 a 2182; e território da CD = 77, 0 a 2471. Sessenta e três por cento (19/30) dos participantes possuíam escores de cálcio > 400.

Pacientes previamente submetidos a cirurgia de revascularização miocárdica possuíam escores de Agatston (mediana 1710, 0 a 2154) significativamente superiores (**Figura 17**) aos daqueles que nunca haviam sofrido tal intervenção (mediana 291, 0 a 1485 - $p < 0,01$). Concordante com este achado, quando os diferentes territórios vasculares foram analisados separadamente, a presença de suprimento sangüíneo proveniente de um enxerto constituiu o principal fator preditor de calcificação coronariana, mesmo após a correção para diversas outras variáveis como sexo, idade, realização prévia de angioplastia coronária e presença de fatores de risco tradicionais para DAC como dislipidemia, hipertensão arterial sistêmica, diabetes mellitus, e tabagismo atual (**Tabela 12**).

O escore de cálcio regional no território combinado do TCE-DA para os grupos de vasos nativos com e sem enxertos foi de 1038, 0 a 2154 vs. 102, 0 a 1485 ($p = 0,01$), respectivamente; no território da Cx com (352, 1 a 2182) e sem enxertos (10, 0 a 458 - $p < 0,01$); e por fim, no território da CD com (324, 133 a 2471) e sem enxertos (0, 0 a 820 - $p < 0,01$).

Tabela 8. Comparação entre a detecção de estenoses $\geq 50\%$ pela angiografia coronária por CT* (32x0,5-MDCTA†) analisada por meio do método convencional ou bidimensional manual e do chamado tridimensional automático modificado

	2D manual	3D automático	valor de p
TCE-DA‡			
Sensibilidade	100%	88%	> 0,05
Especificidade	87%	94%	> 0,05
VPP§	77%	74%	> 0,05
VPN	100%	97%	> 0,05
Cx#			
Sensibilidade	57%	63%	> 0,05
Especificidade	91%	97%	> 0,05
VPP	60%	71%	> 0,05
VPN	93%	96%	> 0,05
CD**			
Sensibilidade	60%	71%	> 0,05
Especificidade	94%	91%	> 0,05
VPP	62%	67%	> 0,05
VPN	90%	93%	> 0,05
Enxertos			
Sensibilidade	100%	100%	> 0,05
Especificidade	92%	95%	> 0,05
VPP	75%	83%	> 0,05
VPN	100%	100%	> 0,05
Todos os vasos			
Sensibilidade	74%	79%	> 0,05
Especificidade	90%	94%	> 0,05
VPP	67%	72%	> 0,05
VPN	95%	96%	> 0,05

*CT: do inglês *computed tomography*.

†32x0,5-MDCTA: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

‡TCE/DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

§VPP: valor preditivo positivo.

||VPN: valor preditivo negativo.

#Cx: território da artéria circunflexa.

**CD: território da artéria coronária direita.

Tabela 9. Acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA** comparada à *QCA*† para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ em pacientes com DAC‡ avançada

	Todos os vasos	Vasos nativos	Enxertos	TCE/DA§	Cx	CD
$\geq 50\%$	43	38	5	16	8	14
Escore de cálcio# (Agatston)	—	510 (3, 5066)	—	171 (0, 2154)	45 (0, 2182)	77 (0 a 2471)
Sensibilidade	79% (34/43)	76% (29/38)	100% (5/5)	88% (14/16)	63% (5/8)	71% (10/14)
Especificidade	94% (207/220)	94% (190/202)	95% (18/19)	94% (75/80)	97% (64/66)	91% (51/56)
Valor preditivo positivo**	72% (34/47)	71% (29/41)	83% (5/6)	74% (14/19)	71% (5/7)	67% (10/15)
Valor preditivo negativo**	96% (207/216)	96% (190/199)	100% (18/18)	97% (75/77)	96% (64/67)	93% (51/55)
Acurácia diagnóstica	92% (241/263)	91% (219/240)	96% (23/24)	93% (89/96)	93% (69/74)	87% (61/70)

**32x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†*QCA*: do inglês *quantitative coronary angiography*.

‡DAC: doença arterial coronariana.

§TCE/DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

||Número de estenoses $\geq 50\%$ em vasos com diâmetro $\geq 1,5$ mm.

#Mediana, (valores extremos).

**Prevalência de estenoses $\geq 50\%$ igual a 16%, 16%, 21%, 17%, 11% e 20%, respectivamente.

Notas: Os números entre parênteses localizados logo abaixo de cada valor porcentual representativo da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia diagnóstica correspondem, numa clássica tabela 2x2, a: $a/a+c$, $d/b+d$, $a/a+b$, $d/c+d$, e $a+d/a+b+c+d$, respectivamente.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Tabela 10. Acurácia diagnóstica da *32x0.5-MDCTA** comparada à *QCA*† para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ em pacientes com DAC‡ avançada considerando apenas os segmentos nativos de vasos sem enxertos e aqueles distais às anastomoses dos enxertos coronarianos

	Todos os vasos	Apenas vasos distais aos enxertos	TCE-DA§	Cx	CD
$\geq 50\%$	10	1	4	1	5
Sensibilidade	40% (4/10)	- (0/1)	50% (2/4)	- (0/1)	40% (2/5)
Especificidade	95% (152/160)	100% (23/23)	94% (62/66)	100% (43/43)	92% (47/51)
Valor preditivo positivo¶	33% (4/12)	- (0/0)	33% (2/6)	- (0/0)	33% (2/6)
Valor preditivo negativo¶	96% (152/158)	96% (23/24)	97% (62/64)	98% (43/44)	94% (47/50)
Acurácia diagnóstica	92% (156/170)	96% (23/24)	91% (64/70)	98% (43/44)	88% (49/56)

**32x0.5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†*QCA*: do inglês *quantitative coronary angiography*.

‡DAC: doença arterial coronariana.

§TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

||Número de estenoses $\geq 50\%$ em vasos com diâmetro $\geq 1,5$ mm.

¶Prevalência de lesões $\geq 50\%$ igual a 6%, 4%, 6%, 2%, and 9%, respectivamente.

Notas: Os números entre parênteses localizados logo abaixo de cada valor porcentual representativo da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia diagnóstica correspondem, numa clássica tabela 2x2, a: a/a+c, d/b+d, a/a+b, d/c+d, e a+d/a+b+c+d, respectivamente.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Tabela 11. Acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA** comparada à *QCA†* para a detecção de estenoses $\geq 70\%$ em pacientes com DAC‡ avançada

	Todos os vasos	Vasos nativos	Enxertos	TCE/DA§	Cx	CD
$\geq 70\%$	35	30	5	14	6	10
Escore de cálcio# (Agatston)	—	510 (3, 5066)	—	171 (0, 2154)	45 (0, 2182)	77 (0 a 2471)
Sensibilidade	97% (34/35)	97% (29/30)	100% (5/5)	100% (14/14)	83% (5/6)	100% (10/10)
Especificidade	94% (215/228)	94% (198/210)	95% (18/19)	94% (77/82)	97% (66/68)	92% (55/60)
Valor preditivo positivo**	72% (34/47)	71% (29/41)	83% (5/6)	74% (14/19)	71% (5/7)	67% (10/15)
Valor preditivo negativo**	100% (215/216)	100% (198/199)	100% (18/18)	100% (77/77)	98% (66/67)	100% (55/55)
Acurácia diagnóstica	95% (249/263)	95% (227/240)	96% (23/24)	95% (91/96)	96% (71/74)	93% (65/70)

**32x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†*QCA*: do inglês *quantitative coronary angiography*.

‡DAC: doença arterial coronariana.

§TCE/DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

||Número de estenoses $\geq 70\%$ em vasos com diâmetro $\geq 1,5$ mm.

#Mediana, (valores extremos).

**Prevalência de lesões $\geq 70\%$ igual a 13%, 13%, 21%, 15%, 8% e 14%, respectivamente.

Notas: Os números entre parênteses localizados logo abaixo de cada valor porcentual representativo da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia diagnóstica correspondem, numa clássica tabela 2x2, a: $a/a+c$, $d/b+d$, $a/a+b$, $d/c+d$, e $a+d/a+b+c+d$, respectivamente.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

As diferenças observadas no grau de calcificação vascular não exerceram nenhuma influência sobre a habilidade da *32x0,5-MDCTA* em excluir tanto estenoses $\geq 50\%$ (**Tabela 13**) como $\geq 70\%$ (**Tabela 14**) nos vasos considerados interpretáveis.



Figura 17. Imagens volumétricas em 3D obtidas por meio da *32x0,5-MDCTA*, ilustrando o padrão de calcificação coronariana bastante elevada em paciente previamente submetido a cirurgia de revascularização miocárdica.

Também não encontramos nenhuma diferença significativa no grau de calcificação entre os territórios nativos supridos por enxertos de veia safena ou de artéria mamária interna esquerda. Entretanto, ambos apresentaram níveis de calcificação vascular significativamente superiores aos dos vasos não revascularizados cirurgicamente, sendo que os territórios mantidos por pontes venosas foram os que apresentaram diferença mais pronunciada quando comparados àqueles sem nenhum enxerto (**Figura 18**).

Tabela 12. Principais determinantes independentes da calcificação parietal coronária por território vascular individual

	Coef.*	E. Pad.†	valor de t	valor de p	I.C. (95%)‡
Enxertos coronários					
TCE/DA#	913.96	240.52	3.80	<0.01**	403.08, 1422.84
Cx	1733.74	314.18	5.52	<0.01**	1042.24, 2425.25
CD	546.84	178.71	3.06	<0.01**	169.81, 923.87
Sexo					
TCE/DA	38.60	285.73	0.14	0.89	-567.12, 644.33
Cx	-352.39	233.82	-1.51	0.16	-867.02, 162.24
CD	-398.09	212.61	-1.87	0.08	-846.66, 50.48
Idade					
TCE/DA	-2.71	11.62	-0.23	0.82	-27.35, 21.92
Cx	8.03	7.78	1.03	0.32	-9.10, 25.16
CD	-1.27	9.53	-0.13	0.90	-21.37, 18.83
Diabetes					
TCE/DA	889.89	339.82	2.62	0.02**	169.51, 1610.27
Cx	-17.76	274.50	-0.06	0.95	-621.92, 586.40
CD	634.65	287.60	2.21	0.04**	27.86, 1241.43
Hipertensão					
TCE/DA	-170.08	232.41	-0.73	0.48	-662.76, 322.60
Cx	-181.40	180.53	-1.00	0.34	-578.73, 215.94
CD	-63.38	183.71	-0.35	0.73	-450.97 – 324.21
Dislipidemia					
TCE/DA	157.12	578.24	0.27	0.79	-1068.70 – 1382.94
Cx	918.36	300.77	3.05	0.01**	256.37 – 1580.34
CD	379.86	309.54	1.23	0.24	-273.22 – 1032.93
Tabagismo atual					
TCE/DA	-746.29	585.38	-1.27	0.22	-1987.24 – 494.66
Cx	-1185.83	462.35	-2.56	0.03**	-2203.46 – -168.19
CD	-443.37	475.50	-0.93	0.36	-1446.60 – 559.85
Angioplastia prévia					
TCE/DA	156.18	302.66	0.52	0.61	-485.43 – 797.80
Cx	378.59	203.95	1.86	0.09	-70.29 – 827.47
CD	-165.75	230.90	-0.72	0.48	-652.90 – 321.40

*Coef.: coeficiente de regressão.

†E. Pad.: erro padrão.

‡I.C. (95%): intervalo de confiança igual a 95%.

#TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

**Diferença estatisticamente significativa.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Tabela 13. Acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA** para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ nos territórios coronarianos com escores de cálcio de Agatston bastante elevados (supridos por enxertos arteriais ou venosos) e moderadamente elevados (sem enxertos)

	Com enxertos				Sem enxertos			
	Todos os vasos	TCE-DA†	Cx	CD	Todos os vasos	TCE-DA	Cx	CD
$\geq 50\%$ ‡	25	10	6	9	13	6	2	5
Escore de cálcio (Agatston)	1710 (0, 2154)	1038 (0, 2154)	352 (1, 2182)	324 (133, 2471)	291 (0, 1485)	102 (0, 1485)	10 (0, 458)	0 (0, 820)
Sensibilidade	88% (22/25) [69-98%]#	100% (10/10) [74-100%]	83% (5/6) [36-100%]	78% (7/9) [40-97%]	54% (7/13) [25-81%]	67% (4/6) [22-96%]	(0/2) [0-78%]	60% (3/5) [15-95%]
Especificidade	93% (49/53) [82-98%]	95% (18/19) [74-100%]	90% (17/19) [67-99%]	93% (14/15) [68-100%]	95% (141/149) [90-98%]	93% (57/61) [84-98%]	100% (47/47) [94-100%]	90% (37/41) [77-97%]
Valor Preditivo positivo **	85% (22/26) [65-96%]	91% (10/11) [59-100%]	71% (5/7) [29-96%]	88% (7/8) [47-100%]	47% (7/15) [21-73%]	50% (4/8) [16-84%]	(0/0) [0-100%]	43% (3/7) [10-82%]
Valor Preditivo negativo **	94% (49/52) [82-99%]	100% (18/18) [85-100%]	94% (17/18) [73-100%]	88% (14/16) [62-99%]	96% (141/147) [91-99%]	97% (57/59) [88-100%]	96% (47/49) [86-100%]	95% (37/39) [83-99%]
Acurácia diagnóstica	91% (71/78) [82-96%]	97% (28/29) [82-100%]	88% (22/25) [69-98%]	88% (21/24) [68-97%]	91% (148/162) [86-95%]	91% (61/67) [82-97%]	—	87% (40/46) [74-95%]

**32x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

‡Número de estenoses $\geq 50\%$ em vasos com diâmetro $\geq 1,5$ mm.

||Mediana, (valores extremos).

#Intervalos de confiança iguais a 95%.

**Prevalência de estenoses $\geq 50\%$ nos vasos com enxerto = 32%, 35%, 24% e 38%, respectivamente. Prevalência de estenoses $\geq 50\%$ nos vasos sem enxerto = 8%, 9%, 4% e 11%, respectivamente.

Notas: muito embora os valores exatos de p não tenham sido calculados, podemos assumí-los como superiores a 0,05 em todas as comparações possíveis descritas na tabela acima, visto que houve superposição de valores entre todos os intervalos de confiança de 95% comparáveis entre si.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Os números entre parênteses localizados logo abaixo de cada valor percentual representativo da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia diagnóstica correspondem, numa clássica tabela 2x2, a: a/a+c, d/b+d, a/a+b, d/c+d, e a+d/a+b+c+d, respectivamente.

Tabela 14. Acurácia diagnóstica da *32x0,5-MDCTA** para a detecção de estenoses $\geq 70\%$ nos territórios coronarianos com escores de cálcio de Agatston bastante elevados (supridos por enxertos arteriais ou venosos) e moderadamente elevados (sem enxertos)

	Com enxertos				Sem enxertos			
	Todos os vasos	TCE-DA†	Cx	CD	Todos os vasos	TCE-DA	Cx	CD
$\geq 70\%$ ‡	23	10	6	7	7	4	0	3
Escore de cálcio (Agatston)	1710 (0, 2154)	1038 (0, 2154)	352 (1, 2182)	324 (133, 2471)	291 (0, 1485)	102 (0, 1485)	10 (0, 458)	0 (0, 820)
Sensibilidade	96% (22/23) [78-100%]#	100% (10/10) [74-100%]	83% (5/6) [36-100%]	100% (7/7) [65-100%]	100% (7/7) [65-100%]	100% (4/4) [47-100%]	0/0 (0/0) [0-100%]	100% (3/3) [37-100%]
Especificidade	93% (51/55) [82-98%]	95% (18/19) [74-100%]	90% (17/19) [67-99%]	94% (16/17) [71-100%]	95% (147/155) [90-98%]	94% (59/63) [85-98%]	100% (49/49) [94-100%]	91% (39/43) [78-97%]
Valor preditivo positivo **	85% (22/26) [65-96%]	91% (10/11) [59-100%]	71% (5/7) [29-96%]	88% (7/8) [47-100%]	47% (7/15) [21-73%]	50% (4/8) [16-84%]	0/0 (0/0) [0-100%]	43% (3/7) [10-82%]
Valor preditivo negativo **	98% (51/52) [90-100%]	100% (18/18) [85-100%]	94% (17/18) [73-100%]	100% (16/16) [83-100%]	100% (147/147) [98-100%]	100% (59/59) [95-100%]	100% (49/49) [94-100%]	100% (39/39) [93-100%]
Acurácia diagnóstica	94% (73/78) [86-98%]	97% (28/29) [82-100%]	88% (22/25) [69-98%]	96% (23/24) [79-100%]	95% (154/162) [91-98%]	94% (63/67) [85-98%]	—	91% (42/46) [79-98%]

**32x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 32-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

‡Número de estenoses $\geq 70\%$ em vasos com diâmetro $\geq 1,5$ mm.

||Mediana, (valores extremos).

#Intervalos de confiança iguais a 95%.

**Prevalência de estenoses $\geq 70\%$ nos vasos com enxerto = 30%, 35%, 24% e 29%, respectivamente. Prevalência de estenoses $\geq 70\%$ nos vasos sem enxerto = 4%, 6%, 0% e 7%, respectivamente.

Notas: muito embora os valores exatos de p não tenham sido calculados, podemos assumí-los como superiores a 0,05 em todas as comparações possíveis descritas na tabela acima, visto que houve superposição de valores entre todos os intervalos de confiança de 95% comparáveis entre si.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Os números entre parênteses localizados logo abaixo de cada valor porcentual representativo da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia diagnóstica correspondem, numa clássica tabela 2x2, a: a/a+c, d/b+d, a/a+b, d/c+d, e a+d/a+b+c+d, respectivamente.

5.4. Função ventricular esquerda

A função do VE medida pela $32 \times 0,5$ -MDCTA foi obtida em todos os 30 pacientes estudados, enquanto que apenas 9 (9/30 ou 30%) daqueles submetidos à ACC realizaram concomitantemente uma avaliação funcional por meio da cineangiografia biplanar contrastada convencional, valendo ressaltar que a decisão quanto à realização desta última ficava sempre a cargo do médico assistente de cada paciente.

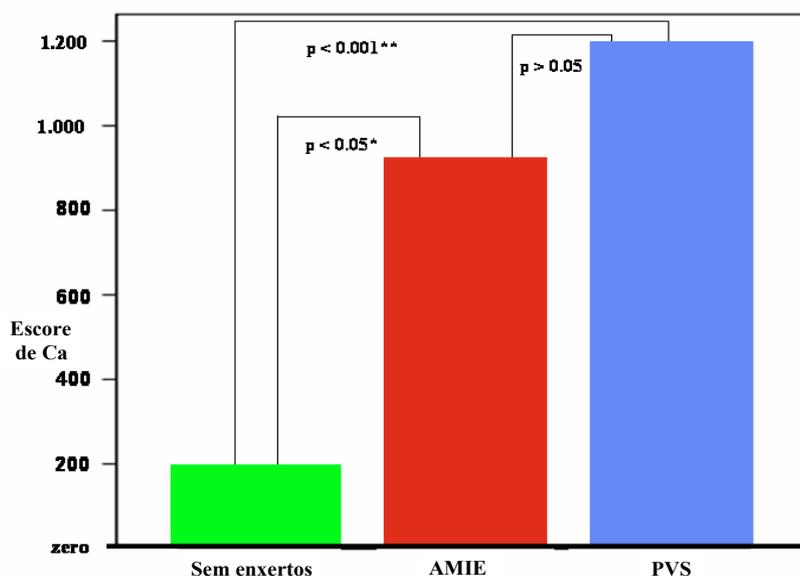


Figura 18. Escores de cálcio de Agatston obtidos por meio da $32 \times 0,5$ -MDCTA nos territórios coronarianos principais não diferiram entre os vasos supridos por enxertos ou pontes de veia safena (PVS) e artéria mamária interna esquerda (AMIE). Entretanto, quando comparados às coronárias sem enxertos, a diferença foi mais proeminente nos territórios mantidos pelos enxertos venosos (* indica diferença estatisticamente significativa, enquanto ** representa uma diferença altamente significativa do ponto de vista estatístico).

Um elevado coeficiente de correlação ($r = 0,89$; $p = 0,01$) foi verificado entre as frações de ejeção do VE obtidas pelos dois métodos (**Figura 19**), havendo uma tendência à superestimação da fração de ejeção do VE pela *32x0,5-MDCTA* (**Figura 20**).

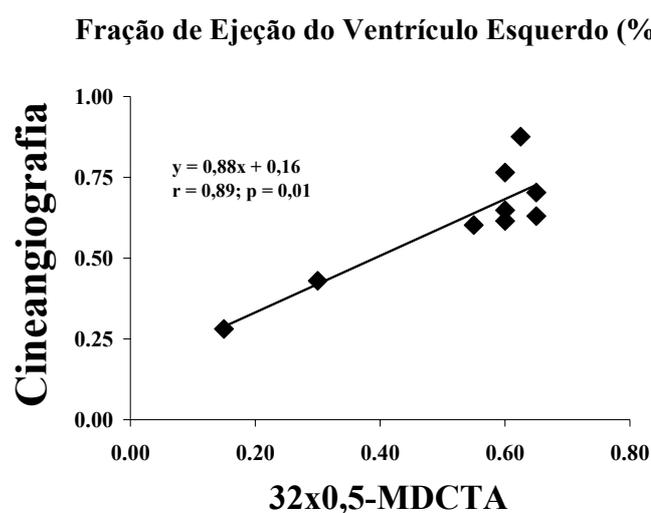


Figura 19. Gráfico ilustrando o elevado coeficiente de correlação (r) observado entre as frações de ejeção do ventrículo esquerdo obtidas por meio da cineangiografia convencional e da *32x0,5-MDCTA*.

5.5. Vasos não interpretáveis

De um total de 352 vasos (incluindo as artérias principais, seus ramos de primeira ordem, e os enxertos arteriais e venosos) avaliados inicialmente, 20% (69/352) foram considerados não interpretáveis pela *32x0,5-MDCTA*.

Dentre eles, 93% (64/69) eram ramos de primeira ordem. Os 7% (5/69) restantes eram compostos exclusivamente por CDs (não houve nenhum TCE, DA ou Cx que tenha sido não interpretável).

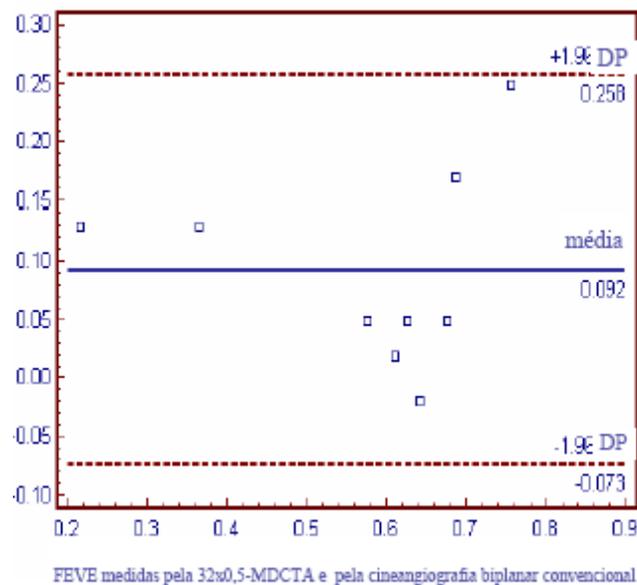


Figura 20. Análise de Bland-Altman demonstrando a tendência da *32x0,5-MDCTA* em superestimar a fração de ejeção do ventrículo esquerdo (FEVE) em aproximadamente 9% (valor médio – vide linha contínua no centro do gráfico) quando comparada à cineangiografia biplanar convencional.

Nenhum dos 17 enxertos de veia safena e 10 enxertos de artéria mamária interna esquerda foram excluídos da análise final, e a qualidade das imagens de todos eles foi considerada ótima.

A não interpretabilidade dos 69 vasos acima mencionados deveu-se à presença de um dos seguintes artefatos: movimento, ruído e baixo realce do contraste radiológico isoladamente ou mais comumente em conjunto (pelo menos 2 deles presentes) em 65% (45/69) dos casos, principalmente nos segmentos mais distais da Cx e da CD; distorção da imagem causada por eletrodo de CDI ou de marcapasso definitivo em 26% (18/69), exclusivamente no território da CD (mais frequentemente nos terços proximal e médio desta artéria); e existência de calcificação vascular excessiva em 9% (6/69), especialmente nos ramos de primeira ordem tanto do sistema coronariano esquerdo quanto do direito. Alguns destes artefatos encontram-se ilustrados na **Figura 21**.

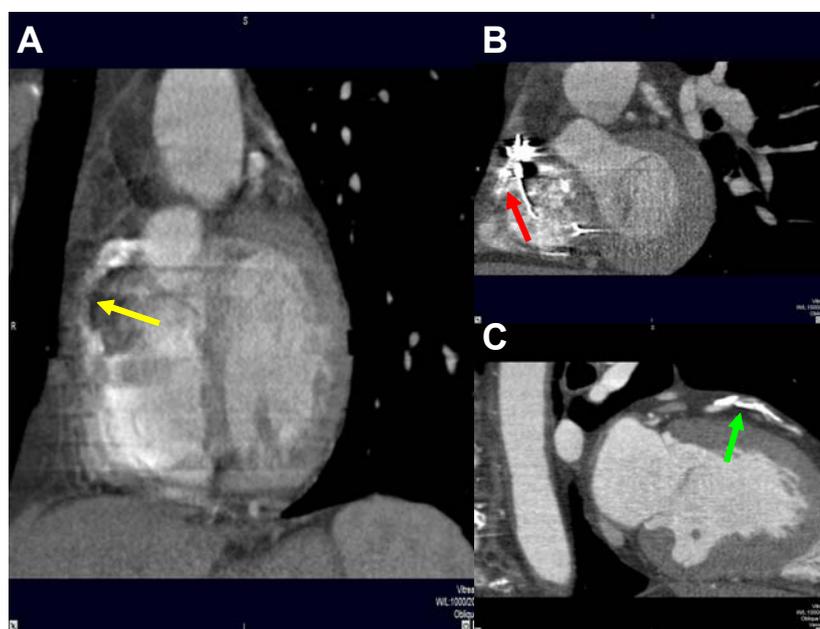


Figura 21. Artérias coronárias direitas não interpretáveis em decorrência da presença de artefatos de movimento (**painel A**, seta amarela) e de distorções geradas pela existência de um eletrodo de CDI (**painel B**, seta vermelha). O **painel C** mostra um ramo diagonal excluído da análise em virtude do excesso de calcificação (seta verde).

5.6. Vasos interpretados de forma incorreta

Quando consideramos apenas o limiar de 50% para a identificação de estenoses significativas, as lesões superestimadas pela *32x0,5-MDCTA* foram determinadas pela *QCA* como de fato sendo de $22,7 \pm 16,5\%$ (média \pm 1 DP, mediana = 30%), enquanto que aquelas subestimadas mediam realmente $60,7 \pm 9,2\%$ (média \pm 1 DP, mediana = 59%).

Já no que diz respeito ao limiar de 70%, os valores obtidos por meio da *QCA* foram de $34,1 \pm 23,6\%$ (média \pm 1 DP, mediana = 30%) para as lesões superestimadas pela *32x0,5-MDCTA*. Apenas uma única lesão, considerada como igual a 80% pela *QCA*, foi subestimada pela *32x0,5-MDCTA*.

5.7. Deformidades e anomalias coronarianas

Um TCE aneurismático (**Figura 22**) e duas anomalias coronarianas de origem foram corretamente identificados pela *32x0,5-MDCTA*.

Ambos os pacientes com diagnóstico de anomalia coronariana possuíam artérias principais com o chamado “trajeto interarterial”, isto é, entre a raiz da aorta e o tronco da artéria pulmonar.

Um deles (**Figura 23**) apresentava a CD originando-se do seio de Valsalva esquerdo, tendo sido vítima de um episódio recente de fibrilação ventricular documentada e tratada com desfibrilador automático externo. Após extensa investigação por parte da equipe de eletrofisiologia invasiva do *The Johns Hopkins Hospital*, esta arritmia ventricular maligna foi atribuída à anomalia coronária congênita.

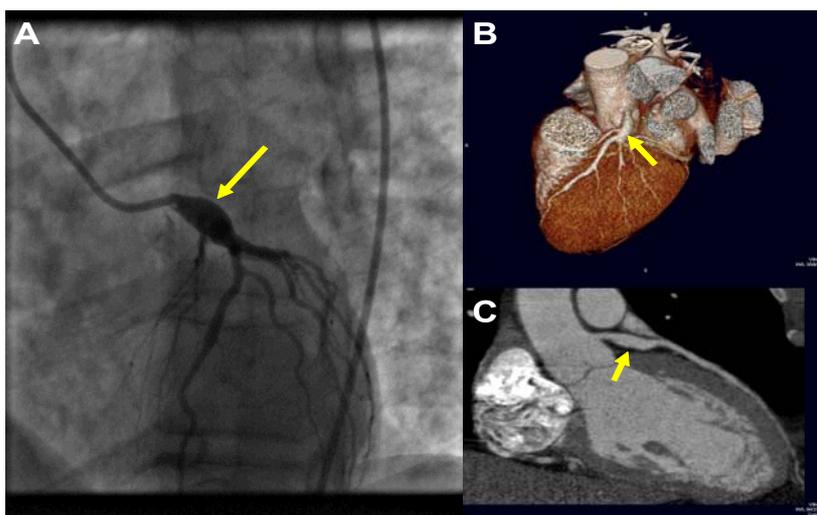


Figura 22. Demonstração de um aneurisma do tronco da coronária esquerda (setas amarelas) por meio da angiografia convencional (**painel A**) e da $32 \times 0,5$ -MDCTA em 3D (**painel B**) e 2D (CPR) (**painel C**).

O outro paciente (**Figura 24**) foi diagnosticado acidentalmente, durante a realização de uma angioplastia primária para tratamento de infarto agudo do miocárdio, como portador de um TCE que se originava no seio de Valsalva direito.

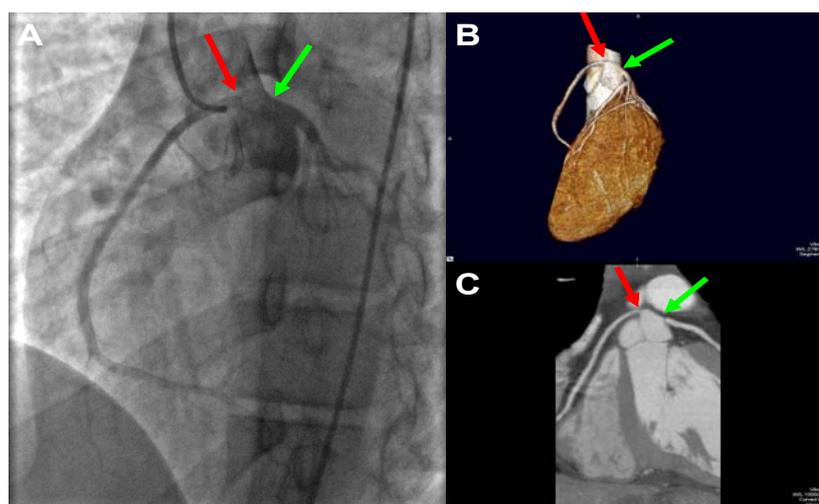


Figura 23. Artéria coronária direita (setas vermelhas) e tronco da coronária esquerda (setas verdes) originando do seio de Valsalva esquerdo, como ilustrado pela angiografia convencional (**painel A**), e pela $32 \times 0,5$ -MDCTA em 3D (**painel B**) e 2D (CPR) (**painel C**).

Optou-se por uma conduta expectante no caso do paciente portador de um TCE aneurismático, e por tratamento cirúrgico nos dois indivíduos com anomalia coronariana de origem.

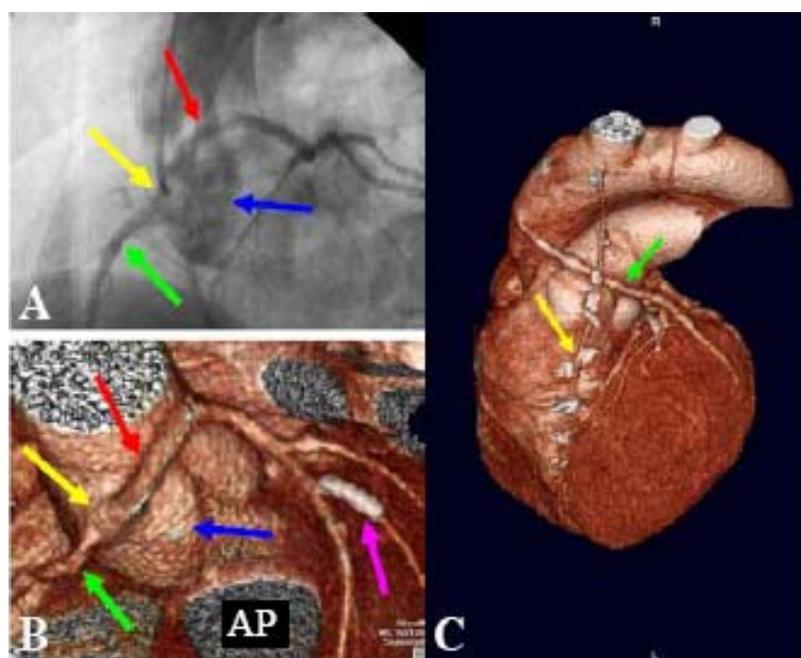


Figura 24. Imagem obtida por meio da angiografia convencional (**painel A**) e sua representação em 3D a partir de perspectiva semelhante por meio da *32x0,5-MDCTA* (**painel B**) revelando a origem comum (setas amarelas) da artéria coronária direita (setas verdes) e do tronco da coronária esquerda (setas vermelhas) no seio de Valsalva direito (setas azuis), na raiz da aorta. A *32x0,5-MDCTA* mostra também, em maiores detalhes, o trajeto do tronco da coronária esquerda entre a aorta e a artéria pulmonar (esta última identificada na figura como AP), bem como um stent recentemente implantado no primeiro ramo diagonal (seta roxa). O **painel C** mostra uma segunda *32x0,5-MDCTA* realizada após o tratamento cirúrgico proposto, revelando a patência tanto do enxerto de artéria mamária interna esquerda para a artéria descendente anterior (seta amarela) como da ponte de veia safena para um grande ramo marginal esquerdo (seta verde) – Cordeiro et al, Eur Heart J, 2005 (*in press*).

5.8. Dose de radiação

Em nosso estudo, a dose média de radiação efetiva recebida por cada paciente (de acordo com as medições realizadas em objetos de calibração pela Seção de Física do Departamento de Radiologia do *The Johns Hopkins Hospital*) apenas durante a realização da *32x0,5-MDCTA* foi de aproximadamente 12 mSv, variando entre 8 e 18 mSv.

Infelizmente, não foram realizados cálculos e/ou medições específicas das doses de radiação empregadas durante a realização das angiografias convencionais. Embora apenas aproximadamente um terço dos pacientes tenha realizado ventriculografia esquerda concomitantemente à cinecoronariografia, alguns deles também foram submetidos a procedimentos percutâneos terapêuticos já durante a ACC diagnóstica, com exposição adicional à radiação ionizante.

5.9. Resultados da *16x0,5-MDCTA* (Tabelas 15 e 16)

Os pacientes brasileiros realizaram as ACCs e suas correspondentes *16x0,5-MDCTAs* também sem nenhuma complicação, tendo sido utilizados, na análise comparativa final, os dados provenientes de todos os 19 indivíduos inicialmente incluídos no estudo. O intervalo médio entre a realização das *16x0,5-MDCTAs* e suas correspondentes ACCs foi de 16 ± 10 dias (média \pm 1DP).

Tabela 15. Acurácia diagnóstica da *16x0,5-MDCTA** comparada à ACC† para a detecção de estenoses coronarianas $\geq 50\%$ utilizando a abordagem em 2D‡ (manual).

	Vasos nativos	TCE / DA§	Cx	CD
$\geq 50\%$	19	9	3	7
Escore de Cálcio (Agatston)¶	434 (0, 3459)	260 (0, 1110)	13 (0, 802)	71 (0, 1547)
Sensibilidade	74% (51%-88%)#	78% (44%-93%)	33% (7%-81%)	86% (47%-97%)
Especificidade	76% (65%-84%)	74% (58%-86%)	74% (53%-87%)	83% (55%-95%)
Valor preditivo positivo**	45% (29%-62%)	44% (23%-67%)	14% (3%-53%)	75% (40%-93%)
Valor preditivo negativo**	91% (81%-96%)	74% (58%-86%)	90% (68%-97%)	91% (62%-98%)
Acurácia diagnóstica	75% (65%-83%)	75% (61%-85%)	69% (50%-84%)	84% (62%-94%)

**16x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 16-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†ACC: angiografia coronariana convencional.

‡2D: bidimensional.

§ TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

||Número de estenoses $\geq 50\%$ visualmente detectadas por meio da ACC.

¶Mediana, (valores extremos).

#Intervalo de confiança igual a 95%.

**Prevalência de estenoses coronárias $\geq 50\%$ = 14%, 15%, 7%, and 24%, respectivamente.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

Tabela 16. Acurácia diagnóstica da *16x0,5-MDCTA** comparada à ACC† para a detecção de estenoses coronarianas $\geq 50\%$ utilizando a abordagem em 3D‡ modificada (automática).

	Vasos nativos	TCE / DA§	Cx	CD
$\geq 50\%$	19	9	3	7
Escore de Cálcio (Agatston)¶	434 (0, 3459)	260 (0, 1110)	13 (0, 802)	71 (0, 1547)
Sensibilidade	63% (41%-81%)#	78% (44%-93%)	33% (7%-81%)	57% (25%-84%)
Especificidade	80% (72%-87%)	85% (73%-92%)	74% (59%-85%)	86% (65%-95%)
Valor preditivo positivo**	34% (21%-51%)	47% (25%-70%)	8% (2%-36%)	50% (21%-79%)
Valor preditivo negativo**	93% (86%-97%)	96% (86%-99%)	94% (80%-98%)	86% (65%-95%)
Acurácia diagnóstica	78% (70%-84%)	84% (73%-91%)	71% (57%-82%)	76% (58%-88%)

**16x0,5-MDCTA*: do inglês *half-millimeter 16-detector-row spiral computed tomography angiography*.

†ACC: angiografia coronariana convencional.

‡3D: tridimensional.

§ TCE-DA: territórios do tronco da coronária esquerda e descendente anterior em conjunto.

||Número de estenoses $\geq 50\%$ visualmente detectadas por meio da ACC.

¶Mediana, (valores extremos).

#Intervalo de confiança igual a 95%.

**Prevalência de estenoses coronárias $\geq 50\%$ = 14%, 15%, 7%, and 24%, respectivamente.

TCE, DA, Cx e CD representam tronco da coronária esquerda, artéria descendente anterior, artéria circunflexa e artéria coronária direita, respectivamente.

O escore de cálcio coronário total, medido conforme o método de Agatston³⁰, variou de 0 a 3459 (mediana = 434). Os valores dos escores de cálcio regionais para os territórios do TCE, da DA, da CX e da CD apresentam-se igualmente discriminados nas **Tabelas 15 e 16**.

Semelhantemente, os valores correspondentes à sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo e negativo, bem como à acurácia diagnóstica para a identificação de estenoses $\geq 50\%$ presentes no leito coronariano nativo quando da utilização das diferentes abordagens em 2D (manual) e em 3D modificada (automática) também encontram-se descritos, respectivamente, nas **Tabelas 15 e 16**.

Como pode ser visto nas referidas tabelas, não houve diferença significativa entre os dois métodos utilizados na análise das imagens obtidas pela *16x0,5-MDCTA*, com os valores de p sendo superiores a 0,05 para todas as situações possíveis, em decorrência da superposição de todos os intervalos de confiança iguais a 95% considerados comparáveis entre si.

Também não houve diferença significativa quanto ao número de vasos considerados não interpretáveis pela *16x0,5-MDCTA* nesta população, tendo a abordagem bidimensional manual excluído 77 dos 209 vasos avaliados inicialmente (77/209 ou 37%), enquanto que a abordagem tridimensional automática modificada excluiu 73 vasos (73/209 ou 35%, $p > 0,05$ – **Figura 25**).

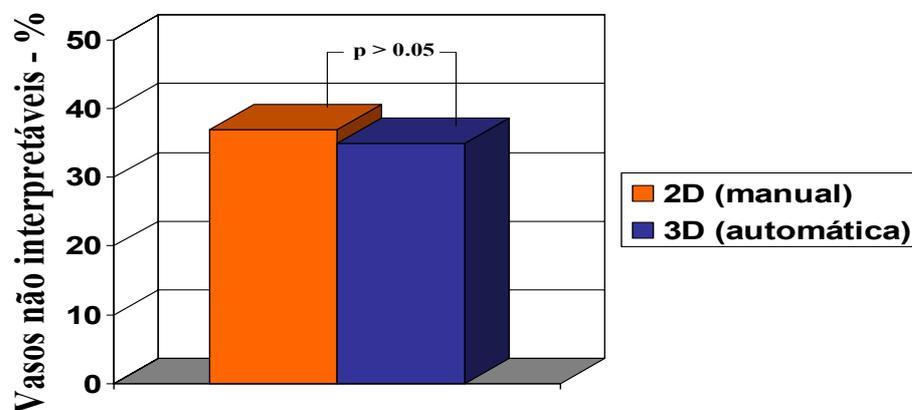


Figura 25. Porcentagem de vasos considerados não interpretáveis pela *16x0,5-MDCTA* quando utilizadas as abordagens bidimensional (manual) ou tridimensional modificada (automática). Como pode ser visto no gráfico de barras acima, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre as duas abordagens no que diz respeito ao número de vasos excluídos em decorrência de sua não interpretabilidade.

Entretanto, uma significativa diferença pôde ser percebida no tempo médio dispendido durante a análise completa de um único exame de *16x0,5-MDCTA*, tendo correspondido a 160 ± 23 minutos para o método bidimensional e 53 ± 11 minutos para o tridimensional modificado ($p < 0,01$ – **Figura 26**).

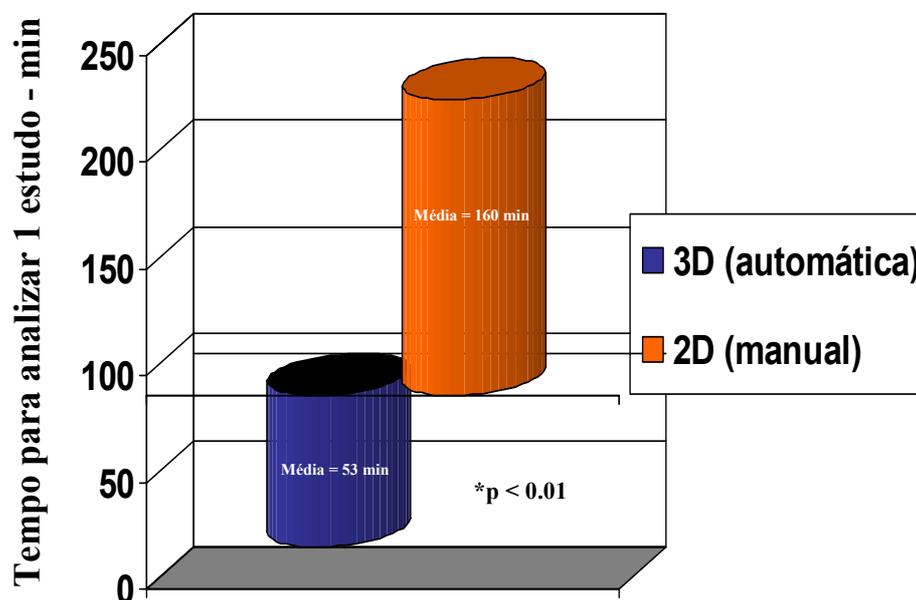


Figura 26. Gráfico ilustrando a diferença significativa ($p < 0,01$) no tempo médio dispendido para a análise de cada estudo de *16x0,5-MDCTA* individualmente, quando utilizadas as abordagens bidimensional (manual) e tridimensional modificada (automática).

6 DISCUSSÃO

Este foi o primeiro estudo realizado com o objetivo específico de se abordar o subgrupo de pacientes portadores de DAC avançada e escores de cálcio elevados por meio da *MDCTA* coronariana.

Os resultados por nós obtidos demonstraram uma elevada capacidade de exclusão, por meio da *32x0,5-MDCTA*, de estenoses coronárias $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$ nos vasos considerados interpretáveis por este método nesta população que tradicionalmente tem representado o maior desafio para a *MDCTA*.

Para as estenoses $\geq 50\%$ foram obtidas especificidades e valores preditivos negativos variando entre 91-97% e 93-100%, respectivamente. Quando os vasos nativos sem enxerto e os segmentos arteriais localizados distalmente aos sítios de anastomose das pontes de veia safena e artéria mamária interna esquerda foram analisados separadamente, também quanto à presença de estenoses $\geq 50\%$, encontramos uma especificidade oscilando entre 92-100% e um valor preditivo negativo indo de 94 a 98%.

Já no que diz respeito às estenoses $\geq 70\%$, observamos valores bastante elevados para as mesmas medidas de acurácia diagnóstica acima referidas, variando entre 92-97% e 98-100%, respectivamente.

6.1. Estenoses $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$

Quando levamos em consideração o grau de estenose utilizado pela maioria dos estudos envolvendo a obtenção de imagens coronarianas por meio da *MDCTA* publicados até o presente momento^{8-12,17} (vide **Tabela 3**), isto é, estenoses $\geq 50\%$, os números representativos da sensibilidade e do valor preditivo positivo foram aceitáveis para o território combinado do TCE-DA (88% e 74%, respectivamente), e elevados para os enxertos arteriais e venosos (100% e 83%, respectivamente).

No presente estudo, sensibilidades inferiores foram observadas tanto para os territórios da Cx (63%) quanto da CD (71%). Tal redução de performance provavelmente deveu-se à existência de lúmens mais estreitos nos leitos distais das respectivas artérias neste grupo particular de indivíduos com DAC avançada, e certamente apontam para barreiras ainda a serem transpostas pela *32x0,5-MDCTA*.

Entretanto, muito embora a população incluída neste estudo provavelmente possuísse doença aterosclerótica mais disseminada, os resultados encontrados no que diz respeito à capacidade de exclusão de estenoses $\geq 50\%$ foram semelhantes aos obtidos em estudos prévios utilizando sistemas de *MDCTA* do tipo $4x1,25^{17}$, $12x0,75^{8,9}$, $16x0,75^{8,9,11}$ e $16x0,5^{10}$ em populações aparentemente portadoras de DAC de menor gravidade e vasos com paredes menos calcificadas.

Exemplificando melhor, em trabalho realizado por meio de um sistema de *16x0,5-MDCTA*, Dewey et al¹⁰ analisaram 136 segmentos arteriais coronários, dos quais apenas 15 (15/136 ou 11%) foram classificados como bastante calcificados. Quando estes autores utilizaram o mesmo algoritmo de reconstrução das imagens por nós utilizado, isto é, o de reconstrução multisegmentada, a especificidade e o valor

preditivo negativo obtidos para todos os vasos tomados em conjunto foram de 91% e 95%, respectivamente, com acurácia diagnóstica global igual a 90%. Por meio da *32x0,5-MDCTA*, fomos capazes de demonstrar, mediante a avaliação de vasos arteriais coronários de uma população que, conforme já dissemos, aparentemente possui um número muito superior de artérias coronárias com paredes bastante calcificadas, uma especificidade de 94%, um valor preditivo negativo de 96%, e uma acurácia diagnóstica de 91%, quando considerados todos os vasos nativos em conjunto. Isto certamente reflete o aprimoramento na qualidade das imagens coronarianas que foi obtido por meio da incorporação de novos avanços tecnológicos.

Pacientes previamente submetidos a cirurgia de revascularização miocárdica costumam se beneficiar principalmente da investigação quanto à existência de estenoses coronarianas significativas seja nos vasos sem enxertos ou nos segmentos distais ao local de anastomose dos enxertos coronarianos porventura existentes. Conforme já mencionado no início deste item e revelado em maiores detalhes na **Tabela 10**, a capacidade de se excluir estenoses $\geq 50\%$ neste subgrupo de vasos por meio da *32x0,5-MDCTA* foi também bastante elevada. Mesmo quando restringimos a análise para a detecção deste grau de estenose apenas aos segmentos arteriais distais aos sítios de anastomose dos enxertos coronarianos, obtivemos uma especificidade de 100% e um valor preditivo negativo igual a 96%. Entretanto, os valores encontrados para as medidas de sensibilidade e valor preditivo positivo referentes não somente a todos os vasos em conjunto mas também a cada território coronariano em particular, sofreram uma redução considerável. Tal redução provavelmente se intensificou em decorrência da também pronunciada diminuição na prevalência de

DAC significativa, neste caso de estenoses $\geq 50\%$, de 16% para apenas 6% após a exclusão dos segmentos localizados proximalmente às anastomoses dos enxertos (vide **Tabelas 9 e 10** quanto à prevalência de estenoses $\geq 50\%$ nos vasos nativos tomados em conjunto).

Por outro lado, a quantidade de vasos arteriais coronários acometidos por estenoses $\geq 70\%$ é tradicionalmente reconhecida como um dos fatores prognósticos de maior relevância para os portadores de DAC⁸⁶, possivelmente em virtude da substancial redução na reserva de fluxo coronário relacionada a este grau de estenose vascular⁸⁷. Neste estudo, a performance da *32x0,5-MDCTA* no que diz respeito à detecção e/ou exclusão de estenoses $\geq 70\%$ pode ser exemplificada pela constatação de uma sensibilidade de 97%, especificidade de 94%, e acurácia diagnóstica de 95%, quando considerados todos os vasos nativos em conjunto.

Já a maior habilidade da *32x0,5-MDCTA* em excluir, comparada à sua capacidade em identificar a existência de doença aterosclerótica coronária significativa, pôde também ser demonstrada pelo menor grau de subestimação ($60,7 \pm 9,2\%$ para o limiar de 50%, e apenas uma estenose de 80% para o limiar de 70%) do que de superestimação ($22,7 \pm 16,5\%$ para o limiar de 50%, e $34,1 \pm 23,6\%$ para o limiar de 70%) do real valor das estenoses medidas pela *QCA*.

Os resultados obtidos neste estudo reiteram o grande potencial de emprego imediato da *32x0,5-MDCTA* particularmente para excluir a presença de DAC significativa, valendo também a pena destacar a real possibilidade de se poder vir a utilizá-la, no futuro, para a estratificação de risco em indivíduos com dor torácica e probabilidade intermediária de DAC.

6.2. Calcificação coronariana

No estudo de coorte patrocinado pelo *National Institutes of Health (NIH)* dos EUA e denominado *Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis (MESA)*⁸⁸, envolvendo mais de 6.000 homens e mulheres assintomáticos e aparentemente saudáveis, todos procedentes de seis diferentes comunidades americanas (e do qual o *The Johns Hopkins Hospital* constitui-se num dos centros participantes), o valor encontrado para a mediana do escore total de cálcio pelo método de Agatston foi igual a zero (dados não publicados, 2004). Isto, juntamente com os dados originalmente descritos por Agatston et al⁸⁹ referentes ao grau de calcificação coronária esperado para a faixa etária na qual se encontram os pacientes por nós estudados, nos dá uma idéia da gravidade da calcificação arterial coronariana apresentada pela população incluída no nosso estudo, onde o valor da mediana foi de 510 e 63% (19/30) dos participantes possuíam escores de cálcio > 400.

Historicamente, a *MDCT* tem se mostrado comparável à *EBCT* no que se refere à mensuração do escore de cálcio coronário, com exceção apenas do grupo de pacientes sintomáticos e com escore total de Agatston abaixo de 100⁸⁹, muito embora um estudo recente, e de fato o primeiro a comparar os dois métodos em indivíduos assintomáticos, tenha demonstrado que tal correlação possa vir a ser considerada questionável apenas na presença de níveis extremamente baixos (< 11) de escore total de Agatston⁹⁰.

Vasos coronarianos muito calcificados e difusamente estenosados, freqüentemente associados à DAC avançada^{13,14}, ainda representam uma grande limitação aos atuais sistemas de *MDCTA*. Recentemente, Hoffmann et al¹¹ atribuíram

à calcificação coronária 94% (18/19) dos resultados falso-positivos por eles obtidos durante estudo realizado com um sistema de *16x0,75-MDCTA*, enquanto Dewey et al¹¹, estudando um número semelhante de pacientes por meio da *16x0,5-MDCTA*, atribuíram 100% (5/5) dos seus resultados falso-positivos a esta mesma causa. Além disso, Kuettner et al⁴⁵ já haviam anteriormente sugerido um limiar de 335 para o escore total de Agatston, acima do qual os resultados obtidos a partir de sistemas semelhantes ao por eles utilizado (*4x1,0-MDCTA*) na detecção de estenoses $\geq 70\%$ não seriam confiáveis.

Entretanto, em nosso estudo, fomos capazes de demonstrar que a capacidade de exclusão de estenoses $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$ por meio da *32x0,5-MDCTA* não foi afetada pelos diferentes graus de calcificação vascular observados (vide **Tabelas 13 e 14**).

Já o aparente paradoxo representado pela melhor performance no uso da *32x0,5-MDCTA* para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$ nos segmentos mais calcificados, isto é, naqueles conectados a enxertos coronarianos, e melhor exemplificado pelos níveis mais elevados de sensibilidade e valor preditivo positivo obtidos durante a análise deste subgrupo de vasos, pode também ter sido influenciado pelo fato da maioria das estenoses significativas presentes neste grupo de pacientes encontrarem-se localizadas nos leitos nativos supridos por enxertos coronarianos. Como ilustrado na **Tabela 13**, a prevalência de estenoses $\geq 50\%$, levando-se em consideração todos os vasos nativos, era de 32% nos vasos supridos por enxertos e de apenas 8% naqueles sem nenhuma conexão com enxertos coronarianos. Semelhantemente, na **Tabela 14** podemos observar que as prevalências de estenoses

$\geq 70\%$, também considerando-se conjuntamente todos os vasos nativos, eram de 30% e 4%, respectivamente.

Conforme acima mencionado, os depósitos de cálcio por nós identificados neste estudo eram significativamente mais pronunciados nos territórios coronarianos supridos por enxertos, quer de veia safena ou de artéria mamária interna esquerda, em comparação com aqueles sem nenhum enxerto. De fato, pudemos observar também que a existência de um enxerto suprindo determinado leito arterial coronariano constituiu-se no principal fator preditor de calcificação para o respectivo território vascular dos indivíduos incluídos neste estudo, e isto após controlarmos para variáveis de grande importância no que diz respeito à deposição de cálcio nas paredes arteriais como a idade e a presença de diabetes mellitus⁹¹ (vide **Tabela 12**). Muito embora nossa amostra contendo apenas 30 pacientes possa ter sido pequena para este tipo de análise, e também em consequência da possível explicação para este fenômeno poder residir no simples fato dos territórios mais acometidos pela doença aterosclerótica, e, portanto, habitualmente mais calcificados⁹², tenderem a ser mais freqüentemente tratados com abordagem cirúrgica, acreditamos que esta questão mereça investigação futura mais específica.

Também digna de nota foi a verificação de que, quando comparados aos vasos coronários sem enxerto, os que recebiam fluxo sanguíneo por meio de enxertos de veia safena apresentavam diferença superior, em termos de calcificação parietal, em relação àqueles que o recebiam de pontes de artéria mamária interna esquerda (vide **Figura 18**). Tal constatação pode vir a estar de alguma forma relacionada à mais freqüente, e comumente mais precoce, oclusão dos enxertos de veia safena propriamente ditos, em comparação aos de artéria mamária interna esquerda⁹³,

também merecendo estudos posteriores direcionados à análise desta questão em particular.

6.3. Fração de ejeção ventricular esquerda

Dentre os vários preditores de sobrevida descritos para pacientes com DAC, a fração de ejeção do VE constitui-se no número um para o grupo tratado clinicamente e no número dois para aqueles submetidos a tratamento cirúrgico⁸⁶.

Muito embora já descrita há bastante tempo⁹⁴, a cineangiografia biplanar contrastada convencional do VE ainda continua sendo bastante utilizada em todo o mundo para averiguar a função ventricular esquerda quando da realização da ACC. Num elegante estudo publicado em 1990, Cranney et al⁹⁵ inicialmente validaram o atual padrão-ouro no que concerne à avaliação funcional do VE, ou seja, a RM cardíaca⁹⁶, utilizando como referência justamente a cineangiografia biplanar convencional. Neste mesmo estudo, os autores foram capazes de demonstrar um elevado coeficiente de correlação ($r > 0,90$, $p < 0,01$) entre as frações de ejeção do VE obtidas por meio dos referidos métodos, tendo tais números sido bastante semelhantes aos por nós obtidos ($r = 0,89$, $p = 0,01$). Entretanto, vale a pena ressaltar também que houve uma tendência, no nosso estudo, à superestimação média de cerca de 9% da fração de ejeção pela *32x0,5-MDCTA*, como pôde ser visto pela análise de Bland-Altman ilustrada na **Figura 20**, muito embora nossa amostra, composta por apenas 9 pacientes, seja particularmente pequena para este tipo de comparação.

Recentemente, Grude et al⁹⁷ compararam as frações de ejeção do VE obtidas mediante a utilização da *4x1,0-MDCTA* e da RM cardíaca, também obtendo elevado

coeficiente de correlação ($r = 0,85$, $p < 0,01$) entre ambos. Tais constatações enfatizam o potencial da *32x0,5-MDCTA* em oferecer uma abordagem mais abrangente de elementos imprescindíveis ao raciocínio diagnóstico, à elaboração do plano terapêutico e à expectativa prognóstica de pacientes portadores de DAC, como a anatomia coronariana e a função ventricular esquerda. Além do mais, tal avaliação pode ser feita como um subproduto do mesmo protocolo utilizado para a visualização das artérias coronárias, sem nenhuma modificação seja nos parâmetros de aquisição a serem empregados ou no tipo, dose e forma de administração do radiocontraste.

6.4. Interpretabilidade

A principal razão de não se ter conseguido analisar adequadamente 69 vasos arteriais coronarianos por meio da *32x0,5-MDCTA* neste grupo de pacientes foi a presença de um dos seguintes artefatos: movimento, ruído e baixo realce do contraste radiológico isoladamente ou mais comumente em conjunto, o que ocorreu em cerca de dois terços dos casos (45/69 ou 65%), principalmente nos segmentos mais distais da Cx e da CD, os quais apresentavam lúmens particularmente reduzidos nesta população.

Em seguida, vieram as distorções nas imagens provocadas pela presença de eletrodos de CDI ou marcapasso definitivo (18/69 ou 26%), tendo estas ocorrido exclusivamente no território da CD, mais freqüentemente nos terços proximal e médio desta artéria.

Entretanto, um achado bastante interessante deste estudo, e que reflete os avanços tecnológicos já alcançados até agora por este novo sistema, foi o fato de

apenas 9% (6/69) dos vasos excluídos terem sido considerados não interpretáveis em virtude da excessiva presença de depósitos de cálcio em suas paredes. Tais vasos compreenderam especialmente ramos de primeira ordem pertencentes tanto ao sistema arterial coronariano esquerdo quanto ao direito (vide **Figura 21**).

Conforme mencionado há pouco, em recente estudo realizado por meio da *16x0,75-MDCTA*, Hoffmann et al¹⁰ consideraram 94% (18/19) dos resultados falso-positivos por eles obtidos como devidos à presença de calcificação excessiva na parede das artérias coronárias. Neste sentido, acreditamos que o aumento na velocidade de varredura do coração de 8 mm para 16 mm por rotação do *gantry* tenha sido fundamental na melhoria da avaliação dos segmentos calcificados, já que a espessura de corte de 0,5 mm juntamente com a elevada resolução temporal permitida pela associação entre uma velocidade de rotação do *gantry* de 400 ms e o algoritmo de reconstrução multisegmentada (ambas consideradas por nós como essenciais para a excelente performance da *32x0,5-MDCTA* na interpretação do lúmen dos vasos com grande quantidade de cálcio depositada em suas paredes) já se encontravam disponíveis nos sistemas de *16x0,5-MDCTA*, e mesmo assim os únicos 5 (5/5 ou 100%) resultados falso-positivos obtidos por Dewey et al¹⁰ também ocorreram em segmentos considerados bastante calcificados. Tal superior velocidade de varredura permite que o tempo de parada inspiratória e o número de batimentos cardíacos registrados durante a aquisição das imagens sejam grandemente reduzidos, conseqüentemente diminuindo a possibilidade do surgimento de artefatos de movimento.

Esta constatação nos levou a indagar se as distorções atribuídas à calcificação excessiva nos estudos prévios realizados por meio da *16-MDCTA* não

teriam de fato sido causadas por movimentação das artérias superimpostas à presença de depósitos de cálcio nas suas paredes. Como pode ser visto na **Figura 15**, por meio da *32x0,5-MDCTA* fomos capazes de diferenciar claramente entre o lúmen arterial normal e as placas calcificadas tanto nas imagens bidimensionais longitudinais (em *CPR*) como nos cortes em secção transversal. Em nossa experiência prévia com a *16x0,5-MDCTA*, em diversas ocasiões nos deparamos com situações nas quais nos parecia que os artefatos provocados pela presença de cálcio estavam sendo “superdimensionados” pela existência de, mesmo que apenas discretos, artefatos de movimento. Dessa forma, pode ser que tenha havido no passado, durante a análise das imagens obtidas por meio da *16-MDCTA*, uma tendência à “superestimação” dos artefatos secundários à calcificação vascular em decorrência da “subestimação” dos possíveis artefatos de movimento superimpostos.

Estes dados reiteram a importância de uma melhor resolução espacial (*voxels* isotrópicos de $0,35 \text{ mm}^3$) e temporal (alta velocidade de rotação do *gantry* associada à utilização do algoritmo de reconstrução multisegmentada das imagens, por meio dos quais podemos alcançar uma resolução temporal de até $62,5 \text{ ms}^{10}$), além de um menor tempo de aquisição (reduzindo a chance de artefatos de movimento e permitindo a realização do exame em decúbito dorsal horizontal mesmo em pacientes com doença multiarterial e disfunção sistólica do VE de grau acentuado) a fim de que possamos avaliar por meio da *MDCTA* indivíduos portadores DAC avançada e escores de cálcio coronário elevados. No entanto, eles também sugerem, dado o relativamente elevado número de vasos excluídos neste estudo, que necessitamos de tempo de aquisição ainda mais reduzido, além de melhores resoluções espacial e temporal, a fim de enfrentarmos o desafio de escanear

indivíduos que não tenham condições clínicas para realizar uma pausa inspiratória apropriada, mesmo que por curto período de tempo, especialmente se estes possuírem grau elevado de calcificação parietal coronária.

Além disso, o fato de que dispositivos implantáveis para o controle do ritmo e/ou frequência cardíaca, como os CDIs e os marcapassos definitivos, têm se tornado cada vez mais comuns em indivíduos portadores de DAC avançada também merece especial consideração. Neste subgrupo de pacientes em particular, considerado tradicionalmente como de contra-indicação absoluta para a realização de angiografia por RM⁹⁸, a *32x0,5-MDCTA* tem seu papel reforçado ainda mais, apesar de termos verificado algumas limitações com respeito à avaliação principalmente dos terços proximal e médio da CD em alguns pacientes incluídos neste estudo. Além do mais, um estudo experimental recente sugeriu que determinados dispositivos implantáveis mais modernos possam vir a ser considerados seguros no contexto da RM cardíaca⁹⁹.

6.5. Dose efetiva de radiação

Em termos da exposição à radiação ionizante, após as medições em objetos de calibração realizadas pela Seção de Física do Departamento de Radiologia do *The Johns Hopkins Hospital*, a dose efetiva durante a realização da angiografia coronariana por meio do sistema com 32 colunas de detectores situou-se em faixa semelhante (entre 8 e 18 mSv) aos valores habitualmente obtidos para os demais aparelhos com 4 e 16 colunas de detectores localizados no mesmo hospital, independentemente do fabricante destes (Dr. Mahadevappa Mahesh, Ph.D., dados não publicados, 2004).

A este respeito, vale também a pena ressaltar que, pelo fato da *EBCTA* obter suas imagens de maneira prospectiva, enquanto a *MDCTA* as adquire retrospectivamente, no que concerne à dose efetiva média de radiação para análise da anatomia coronariana, a *MDCTA* encontra-se em franca desvantagem quando comparada não somente à *EBCTA* (dose média entre 1,5 – 2,0 mSv) mas também à ACC (exposição média de 2,1 – 2,5 mSv)¹⁰⁰, muito embora esta última apresente grande variação de dose na dependência da anatomia do paciente e da habilidade do examinador.

De fato, tal variação foi estudada por Lobotessi et al¹⁰¹, com seus valores se superpondo aos da *MDCTA* (**Figura 27**). Também merece destaque o fato de que os números habitualmente mencionados para a ACC compreendem apenas a radiação recebida durante a realização da cinecoronariografia (ou seja, sem ventriculografia concomitante), enquanto a *MDCTA* fornece ao mesmo tempo, como já dito anteriormente, uma gama de informações a respeito de vários componentes anatômicos e funcionais tanto do próprio coração como de outras estruturas importantes, como a aorta torácica, as artérias pulmonares, o mediastino, a árvore respiratória e o parênquima pulmonar.

Mesmo assim, é inegável o fato de que a quantidade de radiação representa a principal desvantagem da *MDCTA* no momento atual, apesar da mesma encontrar-se dentro dos limites anuais de exposição ocupacional permitidos pela *U.S. Nuclear Regulatory Commission (USNRC)*, isto é, de até 50 mSv¹⁰².

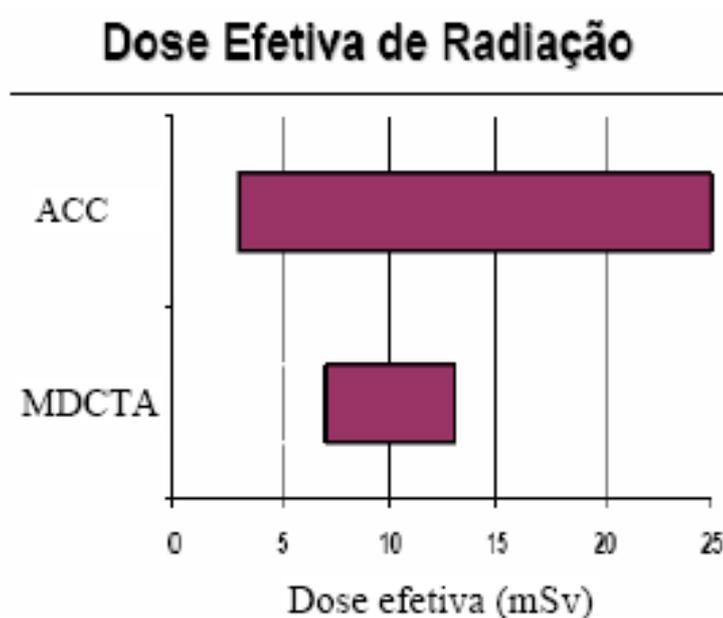


Figura 27. Variação média das doses efetivas de radiação recebidas pelos pacientes submetidos à angiografia coronariana convencional (ACC)¹⁰¹ e à MDCTA. Nota: os valores acima conferidos à MDCTA correspondem à média daqueles disponíveis nos estudos descritos na Tabela 3, bem como nos por nós obtidos neste estudo com a 32x0,5-MDCTA.

6.6. Riscos do contraste radiológico

Tanto a MDCTA quanto a ACC utilizam não apenas o mesmo tipo de contraste radiológico mas também aproximadamente a mesma quantidade, existindo uma tendência de redução das doses para a realização da MDCTA à medida que se aumenta a capacidade de aquisição simultânea de cortes tomográficos (**Figura 28**).

Os contrastes iodados utilizados para a realização destes exames podem desencadear desde discretas reações cutâneas a condições potencialmente fatais como o choque anafilático¹⁰³.

Além disso, por serem nefrotóxicos, podem também causar insuficiência renal aguda (habitualmente reversível), especialmente nos diabéticos, renais crônicos não-dialíticos e idosos^{104,105}. Pelo fato de possuir um perfil de maior segurança no que diz respeito à nefrotoxicidade, optamos pelo uso de um contraste iso-osmolar em nosso estudo (*Visipaque320™*)¹⁰⁶.

Número de Cortes vs. Tempo de Escaneamento e Volume de Contraste

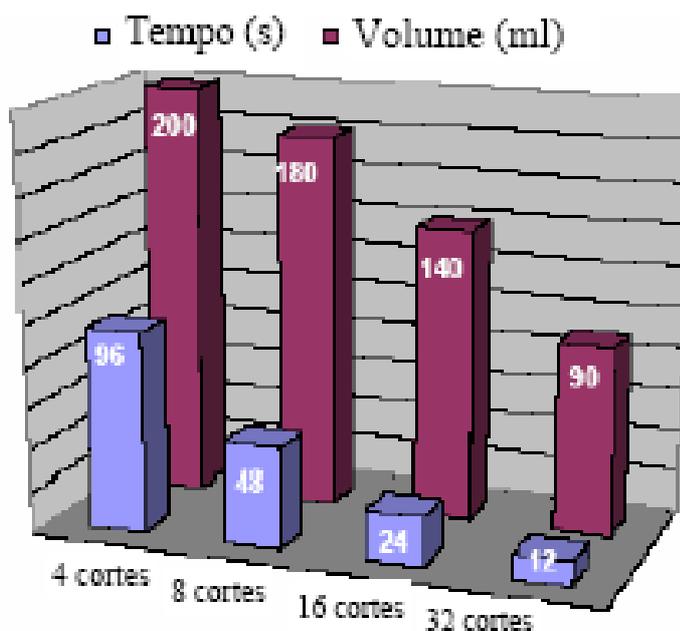


Figura 28. Gráfico demonstrando a redução progressiva do volume de contraste radiológico e do tempo de aquisição à medida em que se aumenta o número de cortes adquiridos a cada rotação do *gantry*. Nota: os números referentes aos sistemas que adquirem 4, 8 e 16 cortes simultaneamente representam a média dos valores utilizados nos estudos descritos na Tabela 3. Já os números concernentes à *32x0,5-MDCTA* correspondem à dose utilizada por nós atualmente no *The Johns Hopkins Hospital*.

6.7. Vantagens da 32x0,5-MDCTA

O papel representado pela redução progressiva na espessura dos cortes tomográficos de 1,25¹⁷ para 0,75 mm^{8,9,11,12}, e ainda para 0,5 mm¹⁰, foi, sem dúvida nenhuma, imprescindível para a obtenção da qualidade das imagens descritas não apenas neste mas também em outros estudos, refletindo a sensível melhora no que diz respeito à resolução espacial proporcionada pelos sistemas de *MDCTA*.

Desde que Nieman et al¹⁷ foram capazes de abordar, pela primeira vez, as lesões ateroscleróticas estenosantes existentes nas artérias coronárias de seres humanos mediante o uso da *MDCTA*, utilizando para tanto um sistema de 4x1,25 no início de 2001, este método diagnóstico tem também experimentado grande evolução tanto em sua resolução temporal, especialmente em virtude do aumento da velocidade de rotação do *gantry*¹² e da implementação de novas modalidades de reconstrução das imagens adquiridas¹⁰, como no tempo de aquisição das mesmas, esta última mediante o aumento progressivo no número de detectores incorporados aos sistemas mais modernos.

Uma das principais vantagens de se adquirir simultaneamente 32 cortes tomográficos axiais consiste na necessidade de paradas inspiratórias substancialmente mais curtas. Exemplificando melhor, caso pretendamos escanear uma distância de 120 mm na direção do eixo z, o que representa a cobertura habitual para a realização de um exame cardíaco, o tempo total previsto para a suspensão dos movimentos respiratórios é de apenas 12 segundos (uma redução de aproximadamente 75% e 50% quando comparado aos sistemas de 4³⁹⁻⁴⁵ e 12/16^{8,9,11,12,49} colunas de detectores, respectivamente). Tal fato representa um ganho

substancial, como já previamente mencionado, em especial para a população mais idosa e para aqueles que apresentem um quadro clínico instável. Neste estudo, por exemplo, fomos capazes de escanear em decúbito dorsal horizontal três pacientes com CDI e frações de ejeção do VE bastante reduzidas, ou seja, medidas por RM cardíaca como sendo correspondentes a 29,9%, 18,9% e 18,5%.

Já o uso do método de reconstrução multisegmentada das imagens, mediante o qual a informação utilizada para compor uma única imagem provém de múltiplos batimentos cardíacos, não apenas melhora a resolução temporal mas também previne a administração de doses adicionais de substâncias com efeito cronotrópico negativo (como os beta-bloqueadores ou antagonistas do cálcio), como já anteriormente demonstrado¹⁰.

Tais avanços acima descritos nos proporcionam, atualmente, a oportunidade de administrarmos menos contraste radiológico (vide **Figura 28**), de observarmos a chamada “contaminação venosa” em intensidade menor, e de adquirirmos imagens com um número progressivamente inferior de artefatos de movimento.

Outro avanço importante consiste na possibilidade de se abordar os enxertos coronarianos em todo o seu percurso, desde a anastomose proximal na aorta ascendente (enxertos de veia safena e arteriais livres) ou sua origem nas artérias subclávias direita e esquerda (artérias mamárias internas), com espessura de corte igual a 0,5 mm (os atuais sistemas de *16x0,5-MDCTA* só são capazes de fazê-lo com espessura de 1,0 mm quando da aquisição de apenas um único bloco de imagem).

A aquisição de *voxels* menores e verdadeiramente isotrópicos também consiste numa grande vantagem deste novo sistema, como também já descrito anteriormente. Muito embora tal resolução espacial já tivesse sido alcançada pelo

sistema de *16x0,5-MDCTA*¹⁰, ela encontra-se mantida no atual modelo com o dobro de detectores. Tais *voxels* de 0,35 mm³ conferem uma maior habilidade de exatidão no que se refere à avaliação de vasos com diâmetros menores e paredes calcificadas.

Finalmente, o uso de um método inédito no que concerne à análise das imagens reformatadas por meio de uma ferramenta de *software* já existente, e por nós denominado método tridimensional automático modificado, permitiu que dispendêssemos, em média, somente 45 minutos analisando cada caso individualmente, confirmando sua aplicabilidade à prática clínica diária.

6.8. Método bidimensional manual versus abordagem tridimensional automática modificada para análise das imagens obtidas por meio da *16x0,5-MDCTA*

Muito embora o grupo de pacientes brasileiros submetidos à *16x0,5-MDCTA* não preenchesse os critérios utilizados para a definição de DAC avançada nos indivíduos norte-americanos estudados pela *32x0,5-MDCTA*, este também foi, indubitavelmente, o primeiro estudo a abordar pacientes com escores de cálcio tão elevados¹⁰⁷ por meio da *16-MDCTA*.

Mesmo num grupo tão desafiador para este tipo de sistema, fomos capazes de demonstrar que a abordagem tridimensional automática modificada é equivalente ao tradicional método bidimensional manual, no que diz respeito à acurácia para a detecção de estenoses $\geq 50\%$ no leito arterial coronariano nativo de seres humanos, também para a análise das imagens obtidas por meio da *16x0,5-MDCTA* (vide **Tabelas 15 e 16**). Além disso, semelhantemente ao que encontramos na comparação

destes dois diferentes métodos de análise das imagens obtidas por *CT* quando estudamos os pacientes submetidos à *32x0,5-MDCTA*, não houve diferença no número de vasos considerados não interpretáveis (vide **Figura 25**), ao passo que o tempo dispendido para a análise completa de um único exame foi significativamente inferior quando da utilização do método tridimensional automático modificado, tendo sido três vezes menor (vide **Figura 26**).

Resultados similares foram recentemente obtidos por Dewey et al¹⁰⁸, tendo estes autores utilizado exatamente o mesmo tipo de aparelho de *CT* disponível no InCor-HCFMUSP e usado na obtenção das imagens por nós analisadas. A melhor acurácia diagnóstica por eles reportada, comparável à obtida por outros sistemas submilimétricos de *16-MDCTA*¹⁰⁻¹², provavelmente decorreu da existência de vasos menos calcificados nas diferentes populações estudadas por estes autores.

Apesar disso, não experimentamos as mesmas dificuldades reportadas por Dewey et al¹⁰⁸ quando da avaliação, por meio da abordagem tridimensional, dos vasos calcificados considerados interpretáveis. A melhor performance por nós obtida neste aspecto em particular provavelmente deveu-se à utilização de uma abordagem tridimensional modificada, que consistiu no isolamento manual dos vasos arteriais coronarianos antes da aplicação do *vessel probe* automático em cada porção das diversas artérias a serem analisadas, já que as ferramentas de *software* utilizadas neste estudo e naquele conduzido por Dewey et al¹⁰⁸ (*Vitre*TM2, *version 3.5* vs. *Vitre*TM2, *version 3.3*, respectivamente), embora ligeiramente diferentes, são consideradas idênticas no que diz respeito às funções por nós utilizadas. A escolha da melhor fase do ciclo cardíaco para se analisar os sistemas coronarianos direito e esquerdo separadamente por meio da cuidadosa verificação dos níveis de *window-*

level mais apropriados para a identificação não apenas de possíveis artefatos mas também do melhor contraste entre o lúmen arterial e as estruturas adjacentes bem como o criterioso isolamento das artérias coronárias das demais estruturas cardíacas provavelmente permitiu a aplicação do *vessel probe* em vasos mais adequados para a reformatação efetuada automaticamente pelo *software*.

O maior tempo médio gasto por Dewey et al¹⁰⁸ para completar a análise de um único caso, tanto quando da utilização do tradicional método bidimensional quanto do chamado tridimensional automático, provavelmente deveu-se ao fato deles também haverem medido o comprimento de cada artéria coronária, sendo que nós nos dedicamos exclusivamente à análise dos lúmens destes vasos.

Já o número elevado de vasos por nós considerados não interpretáveis, isto é, 37% (77/209) com o uso da abordagem bidimensional e 35% (73/209) com a utilização do método tridimensional modificado, apenas vem confirmar as limitações atuais da *16-MDCTA* no que concerne à avaliação de vasos arteriais coronarianos muito calcificados^{10,11}.

A importância da constatação de que a abordagem tridimensional automática modificada pode ser utilizada com segurança na análise das imagens obtidas por aparelhos contendo 16 colunas de detectores, por conseguinte propiciando a possibilidade de redução significativa no tempo de análise de cada caso, reside principalmente no fato de que tais sistemas são atualmente os mais difundidos em todo o mundo (comunicação pessoal, 2004).

6.9. Implicações clínicas

Os resultados obtidos neste estudo nos permitem inferir as seguintes implicações clínicas para a *32x0,5-MDCTA* já no presente momento ou num futuro próximo:

1. Seguimento de pacientes com DAC avançada e escore de cálcio elevado, incluindo aqueles já submetidos a tratamento invasivo por método percutâneo ou cirúrgico, com ênfase na exclusão de estenoses significativas tanto em vasos nativos quanto em enxertos de artéria mamária interna esquerda ou de veia safena, sem menosprezar, contudo, sua habilidade em permitir a identificação com segurança de estenoses $\geq 50\%$ porventura existentes nos territórios do TCE-DA e dos referidos enxertos coronarianos, bem como daquelas $\geq 70\%$, estas últimas independentemente do território arterial coronariano em que se encontrem;
2. Avaliação da fração de ejeção ventricular esquerda;
3. Detecção de placas ateroscleróticas não-obstrutivas;
4. Identificação de outras alterações da anatomia arterial coronária, como os aneurismas e as anomalias de origem.

Além disso, pudemos também verificar a utilidade clínica da nova abordagem tridimensional automática modificada na análise das imagens obtidas

tanto por meio da *32x0,5-MDCTA* quanto da *16x0,5-MDCTA*, sendo os sistemas com 16 detectores, como já dito, aqueles atualmente mais disponíveis em todo o mundo.

No que diz respeito a um futuro um pouco mais distante, já há estudos em andamento para se avaliar a utilização da *32x0,5-MDCTA* na estratificação de risco em indivíduos com dor torácica e probabilidade intermediária de DAC, na avaliação da presença de viabilidade miocárdica, e na identificação de defeitos de perfusão induzidos por estresse farmacológico, com a real possibilidade de que consigamos, por meio da *32x0,5-MDCTA* ou de sistemas de *MDCTA* ainda mais sofisticados, realizar a mais completa avaliação anátomo-funcional em portadores de DAC já tornada disponível pela ciência médica mediante a utilização de um único método diagnóstico.

6.10. Limitações do estudo

Apesar de se tratar de uma ferramenta diagnóstica bastante promissora, não podemos nos esquecer de que a *32x0,5-MDCTA* ainda se encontra em fase de desenvolvimento. Dentre as principais limitações deste estudo, podemos destacar:

1. Análise qualitativa (por estimativa visual) das estenoses $\geq 50\%$ e $\geq 70\%$ porventura existentes no leito arterial coronariano nativo ou nos enxertos arteriais e venosos da população com DAC avançada por nós estudada, sem quantificação ou obtenção de medidas mais objetivas das referidas lesões estenosantes;

2. Interpretação das imagens por apenas um único observador e sem cálculo da variabilidade intra-observador;
3. Não interpretabilidade de 20% (69/352) dos vasos considerados abordáveis por tratamento invasivo, ou seja, com diâmetro $\geq 1,5$ mm à *QCA* e não pertencentes aos grupos dos ramos septais e marginais direitos, apesar da imensa maioria destes pertencer ao grupo dos ramos de primeira ordem (64/69 ou 93%) e de nenhuma artéria principal do sistema coronariano esquerdo haver sido considerada não-interpretável;
4. Avaliação subjetiva da qualidade das imagens consideradas interpretáveis;
5. Qualidade visual das imagens classificada como regular em 30% (85/283) dos vasos considerados interpretáveis;
6. Dificuldade na identificação de estenoses $\geq 50\%$ nos territórios da Cx e da CD, com sensibilidades de 63% e 71% , respectivamente;
7. Dificuldade na identificação de estenoses $\geq 50\%$ quando da análise exclusiva, nos pacientes previamente submetidos a cirurgia de revascularização miocárdica, dos segmentos nativos de vasos sem enxertos e daqueles distais às anastomoses dos enxertos coronarianos, com sensibilidade e valor preditivo positivo, para todos estes vasos tomados em conjunto, de 40% e 33%, respectivamente, muito embora a prevalência de tais estenoses tenha sido de apenas 6% neste subgrupo específico de vasos;

8. Superestimação média da fração de ejeção do VE em 9%, quando comparada à obtida por meio da cineangiografia biplanar contrastada convencional, muito embora o número de pacientes disponíveis para tal comparação tenha sido bastante reduzido;
9. Utilização de doses de radiação efetiva não-desprezíveis, apesar de se encontrarem dentro dos limites preconizados pela *USNRC*, e medição das mesmas apenas em objetos de calibração;
10. Administração de contraste radiológico potencialmente lesivo, muito embora não tenhamos verificado nenhum evento adverso (reação alérgica ou nefrotoxicidade) no grupo de pacientes por nós selecionado para este estudo;
11. Inclusão, muito embora não intencional, apenas de indivíduos de etnia caucasiana.

7 CONCLUSÕES

Em conclusão, este estudo demonstrou que:

- 1- Por meio da *32x0,5-MDCTA*, fomos capazes de excluir estenoses coronarianas $\geq 50\%$ em todo o leito arterial coronariano nativo considerado analisável por este método e passível de intervenção invasiva, bem como nos enxertos de veia safena e artéria mamária interna esquerda, numa população portadora de DAC avançada e escores de cálcio elevados. Semelhantemente, mediante a utilização de tal método diagnóstico, conseguimos identificar estenoses $\geq 50\%$ localizadas nos territórios combinados do TCE-DA e nos enxertos arteriais ou venosos acima descritos, nesta mesma população;
- 2- Por meio da *32x0,5-MDCTA*, fomos capazes de identificar e excluir estenoses coronarianas $\geq 70\%$ em todo o leito arterial coronariano nativo considerado analisável por este método e passível de intervenção invasiva, bem como nos enxertos de veia safena e artéria mamária interna esquerda, de pacientes com DAC avançada e escores de cálcio elevados;
- 3- O grau de calcificação da parede arterial coronariana não influenciou a acurácia diagnóstica, concernente à identificação de estenoses $\geq 50\%$

- e $\geq 70\%$, da *32x0,5-MDCTA* naqueles vasos considerados interpretáveis;
- 4- O novo método de análise das imagens obtidas mediante o uso da *32x0,5-MDCTA*, denominado abordagem tridimensional automática modificada, é comparável ao método convencional ou bidimensional manual no que diz respeito a sua acurácia diagnóstica, com a vantagem de reduzir significativamente o tempo total dispendido para a análise completa de cada caso;
 - 5- A existência de um enxerto de veia safena ou de artéria mamária interna esquerda suprindo determinado leito arterial coronariano nativo constituiu, neste estudo, o principal fator preditor de calcificação para o respectivo território vascular, seguida da presença de diabetes mellitus;
 - 6- Por meio da *32x0,5-MDCTA*, conseguimos medir a fração de ejeção ventricular esquerda com acurácia semelhante à obtida mediante a utilização da cineangiografia biplanar contrastada convencional, muito embora com tendência à superestimação da mesma;
 - 7- A nova abordagem tridimensional automática modificada também pode ser aplicada com segurança na análise das imagens obtidas por meio da *16x0,5-MDCTA*, com a mesma vantagem de reduzir significativamente o tempo total dispendido na análise de cada caso quando comparada ao tradicional método bidimensional manual.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Scanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, Carabello B, Dehmer GJ, Eagle KA, Legako RD, Leon DF, Murray JA, Nissen SE, Pepine CJ, Watson RM, Ritchie JL, Gibbons RJ, Cheitlin MD, Gardner TJ, Garson A, Jr., Russell RO, Jr., Ryan TJ, Smith SC, Jr. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: executive summary and recommendations. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Coronary Angiography) developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions. *Circulation*. 1999;99:2345-57.

2. Keane D, Haase J, Slager CJ, Montauban van Swijndregt E, Lehmann KG, Ozaki Y, di Mario C, Kirkeeide R, Serruys PW. Comparative validation of quantitative coronary angiography systems. Results and implications from a multicenter study using a standardized approach. *Circulation*. 1995;91:2174-83.

3. Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology*. 2002;223:263-9.

4. National Statistics: Healthcare Cost and Utilization Project. In. Rockville, MD: Agency for Healthcare Research and Quality; 2001.
5. Johnson LW, Krone R. Cardiac catheterization 1991: a report of the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions (SCA&I). *Cathet Cardiovasc Diagn.* 1993;28:219-20.
6. Kugelmass AD, Houser F, Simon AW, Tarkington LG, Baltaglia S, Culier SD, Becker ER. Diagnostic results: gender continues to make a difference. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37-2 (Supplement 1):497-A.
7. Arnett EN, Isner JM, Redwood DR, Kent KM, Baker WP, Ackerstein H, Roberts WC. Coronary artery narrowing in coronary heart disease: comparison of cineangiographic and necropsy findings. *Ann Intern Med.* 1979;91:350-6.
8. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation.* 2002;106:2051-4.

9. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation*. 2003;107:664-6.
10. Dewey M, Laule M, Krug L, Schnapauff D, Rogalla P, Rutsch W, Hamm B, Lembcke A. Multisegment and halfscan reconstruction of 16-slice computed tomography for detection of coronary artery stenoses. *Invest Radiol*. 2004;39:223-9.
11. Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jang IK, Diaz LJ, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation*. 2004;110:2638-43.
12. Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, Claussen CD, Kopp AF, Schroeder S. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol*. 2005;45:123-7.

13. Roberts WC. The coronary arteries and left ventricle in clinically isolated angina pectoris: a necropsy analysis. *Circulation*. 1976;54:388-90.
14. Oh J, Wunsch R, Turzer M, Bahner M, Raggi P, Querfeld U, Mehls O, Schaefer F. Advanced coronary and carotid arteriopathy in young adults with childhood-onset chronic renal failure. *Circulation*. 2002;106:100-5.
15. Manning WJ, Li W, Edelman RR. A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Engl J Med*. 1993;328:828-32.
16. Moshage WE, Achenbach S, Seese B, Bachmann K, Kirchgeorg M. Coronary artery stenoses: three-dimensional imaging with electrocardiographically triggered, contrast agent-enhanced, electron-beam CT. *Radiology*. 1995;196:707-14.
17. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, van Ooijen P, Munne A, van Geuns RJ, de Feyter PJ. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet*. 2001;357:599-603.
18. Wielopolski PA, van Geuns RJ, de Feyter PJ, Oudkerk M. Breath-hold coronary MR angiography with volume-targeted imaging. *Radiology*. 1998;209:209-19.

19. van Geuns RJ, de Bruin HG, Rensing BJ, Wielopolski PA, Hulshoff MD, van Ooijen PM, Oudkerk M, de Feyter PJ. Magnetic resonance imaging of the coronary arteries: clinical results from three dimensional evaluation of a respiratory gated technique. *Heart*. 1999;82:515-9.
20. Regenfus M, Ropers D, Achenbach S, Kessler W, Laub G, Daniel WG, Moshage W. Noninvasive detection of coronary artery stenosis using contrast-enhanced three-dimensional breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2000;36:44-50.
21. Kim WY, Danias PG, Stuber M, Flamm SD, Plein S, Nagel E, Langerak SE, Weber OM, Pedersen EM, Schmidt M, Botnar RM, Manning WJ. Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med*. 2001;345:1863-9.
22. Achenbach S, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography--an acceptable alternative? *N Engl J Med*. 2001;345:1909-10.
23. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46:1016-22.
24. Hounsfield GN. Nobel lecture, 8 December 1979. Computed medical imaging. *J Radiol*. 1980;61:459-68.

25. Cormack AM. Nobel Award address. Early two-dimensional reconstruction and recent topics stemming from it. *Med Phys*. 1980;7:277-82.
26. Ledley RS, Di Chiro G, Luessenhop AJ, Twigg HL. Computerized transaxial x-ray tomography of the human body. *Science*. 1974;186:207-12.
27. Boyd DP, et, al. A proposed dynamic cardiac 3D densitometer for early detection and evaluation of heart disease. *IEEE Trans Nucl Sci*. 1979:2724-2727.
28. Lipton MJ, Higgins CB, Farmer D, Boyd DP. Cardiac imaging with a high-speed Cine-CT Scanner: preliminary results. *Radiology*. 1984;152:579-82.
29. Tanenbaum SR, Kondos GT, Veselik KE, Prendergast MR, Brundage BH, Chomka EV. Detection of calcific deposits in coronary arteries by ultrafast computed tomography and correlation with angiography. *Am J Cardiol*. 1989;63:870-2.
30. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Jr., Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 1990;15:827-32.

31. Greenland P, LaBree L, Azen SP, Doherty TM, Detrano RC. Coronary artery calcium score combined with Framingham score for risk prediction in asymptomatic individuals. *Jama*. 2004;291:210-5.
32. Achenbach S, Ropers D, Regenfus M, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. Contrast enhanced electron beam computed tomography to analyse the coronary arteries in patients after acute myocardial infarction. *Heart*. 2000;84:489-93.
33. Schmermund A, Rensing BJ, Sheedy PF, Bell MR, Rumberger JA. Intravenous electron-beam computed tomographic coronary angiography for segmental analysis of coronary artery stenoses. *J Am Coll Cardiol*. 1998;31:1547-54.
34. Rensing BJ, Bongaerts A, van Geuns RJ, van Ooijen P, Oudkerk M, de Feyter PJ. Intravenous coronary angiography by electron beam computed tomography: a clinical evaluation. *Circulation*. 1998;98:2509-12.
35. Reddy GP, Chernoff DM, Adams JR, Higgins CB. Coronary artery stenoses: assessment with contrast-enhanced electron-beam CT and axial reconstructions. *Radiology*. 1998;208:167-72.

36. Lembcke A, Wiese TH, Schnorr J, Wagner S, Mews J, Kroencke TJ, Enzweiler CN, Hamm B, Taupitz M. Image quality of noninvasive coronary angiography using multislice spiral computed tomography and electron-beam computed tomography: intraindividual comparison in an animal model. *Invest Radiol.* 2004;39:357-64.
37. Leber AW, Knez A, Becker C, Becker A, White C, Thilo C, Reiser M, Haberl R, Steinbeck G. Non-invasive intravenous coronary angiography using electron beam tomography and multislice computed tomography. *Heart.* 2003;89:633-9.
38. Seeram E. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.* Second ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 2001.
39. Achenbach S, Giesler T, Ropers D, Ulzheimer S, Derlien H, Schulte C, Wenkel E, Moshage W, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Baum U. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation.* 2001;103:2535-8.

40. Knez A, Becker CR, Leber A, Ohnesorge B, Becker A, White C, Haberl R, Reiser MF, Steinbeck G. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol.* 2001;88:1191-4.
41. Herzog C, Abolmaali N, Balzer JO, Baunach S, Ackermann H, Dogan S, Britten MB, Vogl TJ. Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality. *Eur Radiol.* 2002;12:2670-8.
42. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, Heuschmid M, Ohnesorge B, Karsch KR, Claussen CD. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J.* 2002;23:1714-25.
43. Becker CR, Knez A, Leber A, Treede H, Ohnesorge B, Schoepf UJ, Reiser MF. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr.* 2002;26:750-5.
44. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Munne A, Ligthart JM, Pattynama PM, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol.* 2002;89:913-8.

45. Kuettner A, Kopp AF, Schroeder S, Rieger T, Brunn J, Meisner C, Heuschmid M, Trabold T, Burgstahler C, Martensen J, Schoebel W, Selbmann HK, Claussen CD. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol*. 2004;43:831-9.
46. Matsuo S, Nakamura Y, Matsumoto T, Nakae I, Nagatani Y, Takazakura R, Takahashi M, Murata K, Horie M. Visual assessment of coronary artery stenosis with electrocardiographically-gated multislice computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2004;20:61-6.
47. Maruyama T, Yoshizumi T, Tamura R, Takashima S, Toyoshima H, Konishi I, Yamashita S, Yamasaki K. Comparison of visibility and diagnostic capability of noninvasive coronary angiography by eight-slice multidetector-row computed tomography versus conventional coronary angiography. *Am J Cardiol*. 2004;93:537-42.
48. Taguchi K. Temporal resolution and the evaluation of candidate algorithms for four-dimensional CT. *Med Phys*. 2003;30:640-50.
49. Kuettner A, Trabold T, Schroeder S, Feyer A, Beck T, Brueckner A, Heuschmid M, Burgstahler C, Kopp AF, Claussen CD. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:1230-7.

50. Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Baum U, Giesler T, Derlien H, Moshage W, Bautz WA, Daniel WG, Kalender WA, Achenbach S. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol.* 2001;88:792-5.
51. Martens S, Herzog C, Dietrich M, Doss M, Wimmer-Greinecker G, Moritz A. Ultrafast computed tomography for quality control of automated proximal anastomoses. *Heart Surg Forum.* 2003;6:E170-3.
52. Ko YG, Choi DH, Jang YS, Chung NS, Shim WH, Cho SY, Yoo KJ, Chang BC, Choi BW. Assessment of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Yonsei Med J.* 2003;44:438-44.
53. Yoo KJ, Choi D, Choi BW, Lim SH, Chang BC. The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2003;24:86-91; discussion 91.
54. Burgstahler C, Kuettner A, Kopp AF, Herdeg C, Martensen J, Claussen CD, Schroeder S. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using multi-slice computed tomography: initial clinical experience. *Int J Cardiol.* 2003;90:275-80.

55. Gurevitch J, Gaspar T, Orlov B, Amar R, Dvir D, Peled N, Aravot DJ. Noninvasive evaluation of arterial grafts with newly released multidetector computed tomography. *Ann Thorac Surg.* 2003;76:1523-7.
56. Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ, Van Geuns RJ, De Feyter PJ. Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology.* 2003;229:749-56.
57. Dewey M, Lembcke A, Enzweiler C, Hamm B, Rogalla P. Isotropic half-millimeter angiography of coronary artery bypass grafts with 16-slice computed tomography. *Ann Thorac Surg.* 2004;77:800-4.
58. Demaria RG, Vernhet H, Battistella P, Frapier JM, Rouviere P, Albat B. Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafts Assessment by Multislice Computed Tomography. *Heart Surg Forum.* 2004;7:51-54.
59. Storto ML, Marano R, Maddestra N, Caputo M, Zimarino M, Bonomo L. Images in cardiovascular medicine. Multislice spiral computed tomography for in-stent restenosis. *Circulation.* 2002;105:2005.
60. Nieman K, Cademartiri F, Raaijmakers R, Pattynama P, de Feyter P. Noninvasive angiographic evaluation of coronary stents with multi-slice spiral computed tomography. *Herz.* 2003;28:136-42.

61. Maintz D, Juergens KU, Wichter T, Grude M, Heindel W, Fischbach R. Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. *Eur Radiol.* 2003;13:830-5.
62. Kruger S, Mahnken AH, Sinha AM, Borghans A, Dedden K, Hoffmann R, Hanrath P. Multislice spiral computed tomography for the detection of coronary stent restenosis and patency. *Int J Cardiol.* 2003;89:167-72.
63. Maintz D, Grude M, Fallenberg EM, Heindel W, Fischbach R. Assessment of coronary arterial stents by multislice-CT angiography. *Acta Radiol.* 2003;44:597-603.
64. Maintz D, Seifarth H, Flohr T, Kramer S, Wichter T, Heindel W, Fischbach R. Improved coronary artery stent visualization and in-stent stenosis detection using 16-slice computed-tomography and dedicated image reconstruction technique. *Invest Radiol.* 2003;38:790-5.
65. Dorgelo J, Willems TP, Geluk CA, Van Ooijen PM, Zijlstra F, Oudkerk M. Multidetector computed tomography-guided treatment strategy in patients with non-ST elevation acute coronary syndromes: a pilot study. *Eur Radiol.* 2004.

66. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 2001;37:1430-5.
67. Kopp AF, Schroeder S, Baumbach A, Kuettner A, Georg C, Ohnesorge B, Heuschmid M, Kuzo R, Claussen CD. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology and composition by multislice CT: first results in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol*. 2001;11:1607-11.
68. Leber AW, Knez A, White CW, Becker A, von Ziegler F, Muehling O, Becker C, Reiser M, Steinbeck G, Boekstegers P. Composition of coronary atherosclerotic plaques in patients with acute myocardial infarction and stable angina pectoris determined by contrast-enhanced multislice computed tomography. *Am J Cardiol*. 2003;91:714-8.
69. Nikolaou K, Sagmeister S, Knez A, Klotz E, Wintersperger BJ, Becker CR, Reiser MF. Multidetector-row computed tomography of the coronary arteries: predictive value and quantitative assessment of non-calcified vessel-wall changes. *Eur Radiol*. 2003;13:2505-12.

70. Schroeder S, Kuettner A, Kopp AF, Heuschmidt M, Burgstahler C, Herdeg C, Claussen CD. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol.* 2003;92:151-5.
71. Achenbach S, Moselewski F, Ropers D, Ferencik M, Hoffmann U, MacNeill B, Pohle K, Baum U, Anders K, Jang IK, Daniel WG, Brady TJ. Detection of calcified and noncalcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: a segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation.* 2004;109:14-7.
72. Achenbach S, Ropers D, Hoffmann U, MacNeill B, Baum U, Pohle K, Brady TJ, Pomerantsev E, Ludwig J, Flachskampf FA, Wicky S, Jang IK, Daniel WG. Assessment of coronary remodeling in stenotic and nonstenotic coronary atherosclerotic lesions by multidetector spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2004;43:842-7.
73. Cademartiri F, Mollet N, Nieman K, Szili-Torok T, de Feyter PJ. Images in cardiovascular medicine. Right coronary artery arising from the left circumflex demonstrated with multislice computed tomography. *Circulation.* 2004;109:e185-6.

74. Gerber TC, Kuzo RS. Images in cardiovascular medicine. Persistent left superior vena cava demonstrated with multislice spiral computed tomography. *Circulation*. 2002;105:e79.
75. Dirksen MS, Bax JJ, Blom NA, Schalij MJ, Jukema WJ, Vliegen HW, van der Wall EE, de Roos A, Lamb HJ. Detection of malignant right coronary artery anomaly by multi-slice CT coronary angiography. *Eur Radiol*. 2002;12 Suppl 3:S177-80.
76. Nieman K, Roos-Hesselink JW, de Feyter PJ. Coronary anomaly imaging by multislice computed tomography in corrected tetralogy of Fallot. *Heart*. 2003;89:664.
77. Cademartiri F, Nieman K, Raaymakers RH, de Feyter PJ, Flohr T, Alfieri O, Krestin GP. Non-invasive demonstration of coronary artery anomaly performed using 16-slice multidetector spiral computed tomography. *Ital Heart J*. 2003;4:56-9.
78. Sohn S, Kim HS, Lee SW. Multidetector row computed tomography for follow-up of patients with coronary artery aneurysms due to Kawasaki disease. *Pediatr Cardiol*. 2004;25:35-9.

79. Ghersin E, Litmanovich D, Ofer A, Lessick J, Dragu R, Rispler S, Beyar R, Engel A. Anomalous origin of right coronary artery: diagnosis and dynamic evaluation with multidetector computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 2004;28:293-4.
80. Hong C, Woodard PK, Bae KT. Congenital coronary artery anomaly demonstrated by three dimensional 16 slice spiral CT angiography. *Heart.* 2004;90:478.
81. Van Ooijen PM, Dorgelo J, Zijlstra F, Oudkerk M. Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary anatomy on 16-slice multidetector-row CT. *Eur Radiol.* 2004.
82. Boxt LM, Lipton MJ, Kwong RY, Rybicki F, Clouse ME. Computed tomography for assessment of cardiac chambers, valves, myocardium and pericardium. *Cardiol Clin.* 2003;21:561-85.
83. Sangiorgi G, Rumberger JA, Severson A, Edwards WD, Gregoire J, Fitzpatrick LA, Schwartz RS. Arterial calcification and not lumen stenosis is highly correlated with atherosclerotic plaque burden in humans: a histologic study of 723 coronary artery segments using nondecalcifying methodology. *J Am Coll Cardiol.* 1998;31:126-33.

84. Bashore TM, Bates ER, Berger PB, Clark DA, Cusma JT, Dehmer GJ, Kern MJ, Laskey WK, O'Laughlin MP, Oesterle S, Popma JJ, O'Rourke RA, Abrams J, Brodie BR, Douglas PS, Gregoratos G, Hlatky MA, Hochman JS, Kaul S, Tracy CM, Waters DD, Winters WL, Jr. American College of Cardiology/Society for Cardiac Angiography and Interventions Clinical Expert Consensus Document on cardiac catheterization laboratory standards. A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37:2170-214.
85. Altman DG. *Practical Statistics for Medical Research.* 1st ed. New York: Chapman & Hall/CRC; 1990.
86. Hammermeister KE, DeRouen TA, Dodge HT. Variables predictive of survival in patients with coronary disease. Selection by univariate and multivariate analyses from the clinical, electrocardiographic, exercise, arteriographic, and quantitative angiographic evaluations. *Circulation.* 1979;59:421-30.
87. Gould KL, Lipscomb K, Hamilton GW. Physiologic basis for assessing critical coronary stenosis. Instantaneous flow response and regional distribution during coronary hyperemia as measures of coronary flow reserve. *Am J Cardiol.* 1974;33:87-94.

-
88. Bild DE, Bluemke DA, Burke GL, Detrano R, Diez Roux AV, Folsom AR, Greenland P, Jacob DR, Jr., Kronmal R, Liu K, Nelson JC, O'Leary D, Saad MF, Shea S, Szklo M, Tracy RP. Multi-ethnic study of atherosclerosis: objectives and design. *Am J Epidemiol.* 2002;156:871-81.
89. Nasir K, Budoff MJ, Post WS, Fishman EK, Mahesh M, Lima JA, Blumenthal RS. Electron beam CT versus helical CT scans for assessing coronary calcification: current utility and future directions. *Am Heart J.* 2003;146:969-77.
90. Stanford W, Thompson BH, Burns TL, Heery SD, Burr MC. Coronary artery calcium quantification at multi-detector row helical CT versus electron-beam CT. *Radiology.* 2004;230:397-402.
91. Giachelli CM. Vascular calcification mechanisms. *J Am Soc Nephrol.* 2004;15:2959-64.
92. Schmermund A, Mohlenkamp S, Erbel R. Coronary artery calcium and its relationship to coronary artery disease. *Cardiol Clin.* 2003;21:521-34.
93. Nwasokwa ON. Coronary artery bypass graft disease. *Ann Intern Med.* 1995;123:528-45.

94. Chapman CB, Baker O, Reynolds J, Bonte FJ. Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular volume. *Circulation*. 1958;18:1105-17.
95. Cranney GB, Lotan CS, Dean L, Baxley W, Bouchard A, Pohost GM. Left ventricular volume measurement using cardiac axis nuclear magnetic resonance imaging. Validation by calibrated ventricular angiography. *Circulation*. 1990;82:154-63.
96. Malm S, Frigstad S, Sagberg E, Larsson H, Skjaerpe T. Accurate and reproducible measurement of left ventricular volume and ejection fraction by contrast echocardiography: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:1030-5.
97. Grude M, Juergens KU, Wichter T, Paul M, Fallenberg EM, Muller JG, Heindel W, Breithardt G, Fischbach R. Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol*. 2003;38:653-61.
98. Niehaus M, Tebbenjohanns J. Electromagnetic interference in patients with implanted pacemakers or cardioverter-defibrillators. *Heart*. 2001;86:246-8.

99. Roguin A, Zviman MM, Meininger GR, Rodrigues ER, Dickfeld TM, Bluemke DA, Lardo A, Berger RD, Calkins H, Halperin HR. Modern pacemaker and implantable cardioverter/defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe: in vitro and in vivo assessment of safety and function at 1.5 T. *Circulation*. 2004;110:475-82.
100. Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology*. 2003;226:145-52.
101. Lobotessi H, Karoussou A, Neofotistou V, Louisi A, Tsapaki V. Effective dose to a patient undergoing coronary angiography. *Radiat Prot Dosimetry*. 2001;94:173-6.
102. Occupational dose limits for adults. In: *Code of Federal Regulations*. Rockville, MD: U.S. Nuclear Regulatory Commission; 1991.
103. Laroche D, Aimone-Gastin I, Dubois F, Huet H, Gerard P, Vergnaud MC, Mouton-Faivre C, Gueant JL, Laxenaire MC, Bricard H. Mechanisms of severe, immediate reactions to iodinated contrast material. *Radiology*. 1998;209:183-90.

104. Parfrey PS, Griffiths SM, Barrett BJ, Paul MD, Genge M, Withers J, Farid N, McManamon PJ. Contrast material-induced renal failure in patients with diabetes mellitus, renal insufficiency, or both. A prospective controlled study. *N Engl J Med*. 1989;320:143-9.
105. Rich MW, Crecelius CA. Incidence, risk factors, and clinical course of acute renal insufficiency after cardiac catheterization in patients 70 years of age or older. A prospective study. *Arch Intern Med*. 1990;150:1237-42.
106. Aspelin P, Aubry P, Fransson SG, Strasser R, Willenbrock R, Berg KJ. Nephrotoxic effects in high-risk patients undergoing angiography. *N Engl J Med*. 2003;348:491-9.
107. Rumberger JA, Brundage BH, Rader DJ, Kondos G. Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clin. Proc*. 1999;74(5):243-52.
108. Dewey M, Schnapauff D, Laule M, Lembcke A, Borges AC, Rutsch W, Hamm B, Rogalla P. Multislice CT coronary angiography: evaluation of an automatic vessel detection tool. *Rofo*. 2004;176(4):478-83.

GLOSSÁRIO

Artefatos de movimento: distorções presentes na imagem final, geradas durante o processo de aquisição da mesma, cuja causa é atribuída à ocorrência de movimentação do objeto escaneado.

Contaminação venosa: presença de contraste radiológico também no sistema venoso coronariano, por vezes dificultando a diferenciação entre vasos arteriais e venosos neste território vascular em particular.

DAC avançada: presença de lesões ateroscleróticas visíveis à angiografia convencional nos três territórios coronarianos principais, sendo pelo menos uma das estenoses visualmente classificada como $\geq 50\%$.

Doença multiarterial: presença, à angiografia coronária quantitativa, de estenoses $\geq 50\%$ em pelo menos dois territórios coronarianos principais.

Gantry: corpo principal do aparelho de *CT*, com abertura central através da qual o paciente desliza horizontalmente a fim de ser escaneado, e que contém o tubo de raios-X (juntamente com toda a parafernália que o acompanha) e as colunas de detectores.

Pixel: do inglês *picture element*, representa a menor porção distinguível da imagem projetada numa tela digital.

Pitch: relação entre a distância percorrida pela mesa a cada rotação completa do *gantry* e a espessura de colimação dos detectores.

Reconstrução multissegmentada: reconstrução de uma única imagem a partir de dados segmentados adquiridos na mesma fase de diferentes batimentos cardíacos.

Relação sinal-ruído: utilizada para descrever as contribuições relativas do verdadeiro sinal e de sinais aleatórios superimpostos (ruído) na composição final da imagem.

Resolução espacial: a menor distância entre dois pontos de um determinado objeto que podem ser distingüidos em detalhe na imagem adquirida.

Resolução temporal: tempo total dispendido no processo de aquisição de uma única imagem.

Voxel: do inglês *volume element*, representa o elemento tridimensional correspondente ao *pixel* para uma dada espessura de corte.

Voxel isotrópico: *voxel* que constitui um cubo, isto é, possui exatamente as mesmas medidas de altura, largura e profundidade.