

References

1. Greenland P, Bonow RO, Brundage BH, et al. ACCF/AHA 2007 Clinical expert consensus document on coronary artery calcium scoring by computed tomography in global cardiovascular risk assessment and in evaluation of patients with chest pain. *Journal of the American College of Cardiology* 2007;49:378-402.
2. Takahashi N, Bae KT. Quantification of coronary artery calcium with multi-detector row CT: assessing interscan variability with different tube currents-pilot Study. *Radiology* 2003;228:101-106.
3. Shemesh J, Evron R, Koren-Morag N, et al. Coronary artery calcium measurement with multi-detector row CT and low radiation dose: comparison between 55 and 165 mAs. *Radiology* 2005;236:810-814.
4. McCollough CH, Ulzheimer S, Halliburton SS, et al. Coronary artery calcium: a multiinstitutional, multimanufacturer international standard for quantification at cardiac CT. *Radiology* 2007;243:527-538.
5. Mahnken AH, Wildberger JE, Simon J et al. Detection of coronary calcifications: feasibility of dose reduction with a body weight-adapted examination protocol. *AJR* 2003;181:533-538.
6. Jung B, Mahnken AH, Stargardt A et al. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur Radiol* 2003;13:2560-2566.
7. Horiguchi J, Yamamoto H, Hirai N, et al. Variability of repeated coronary artery calcium measurements on low-dose ECG-gated 16-MDCT. *AJR* 2006;187:W1-W6.
8. Sevrukov A, Pratap A, Doss C, Jelnin V, Hoff JA, Kondos GT. Electron beam tomography imaging of coronary calcium: the effect of body mass index on radiologic noise. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2002;26:592-597.
9. Authors Blinded. Coronary Artery Calcium Scoring on Low-Dose Prospective Electrocardiograph-triggered 64-slice CT. *Academic Radiology* in press.
10. Mühlenbruch G, Höhl C, Das M, et al. Evaluation of automated attenuation-based tube current adaptation for coronary calcium scoring in MDCT in a cohort of 262 patients. *Eur Radiol* 2007;17:1850-1857.
11. Horiguchi J, Shen Y, Hirai N, et al. Timing on 16-slice scanner and implications for 64-slice cardiac CT: Do you start scanning immediately after breath-hold? *Academic Radiology* 2006;13:173-176.
12. Matsuura N, Horiguchi J, Yamamoto H, et al. Optimal cardiac phase for

coronary artery calcium scoring on single-source 0.35 sec-rotation-speed 64-MDCT scanner - least interscan variability and least motion artifacts. *AJR* 2008;190:1561-1568.

13. Mahnken AH, Wildberger JE, Simon J, et al. Detection of coronary calcifications: feasibility of dose reduction with a body weight-adapted examination protocol. *AJR* 2003;181:533-538.

14. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R. Quantification of coronary calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990;15:827-832.

15. Yoon HC, Graesser III LE, Mather R, Sinha S, McNitt-Gray MF, Goldin JG. Coronary artery calcium: alternate methods for accurate and reproducible quantitation. *Acad Radiol* 1997;4:666-673.

16. Halliburton SS, Stillman AE, Lieber M, Kasper JM, Kuzniak SA, White RD. Potential clinical impact of variability in the measurement of coronary artery calcification with sequential MDCT. *AJR* 2005;184:643-648.

17. Menzel H, Schibilla H, Teunen D. European guidelines for quality criteria for computed tomography. European Commission; 2000.

18. Achenbach S, Ropers D, Mohlenkamp S, et al. Variability of repeated coronary artery calcium measurements by electron beam tomography. *Am J Cardiology* 2001;87:210-213.

19. Bielak LF, Kaufmann RB, Moll PP, MacCollough CH, Schwartz RS, Sheedy PF II. Small lesions in the heart identified at electron beam CT: calcification or noise? *Radiology* 1994; 192:631-636.

20. Callister TQ, Cooil B, Raya SP, et al. Coronary artery disease: improved reproducibility of calcium scoring with an electron-beam CT volumetric method. *Radiology* 1998;208:807-814.

21. Wang SJ, Detrano BC, Secci A, et al. Detection of coronary calcification with electron-beam computed tomography: evaluation of interexamination reproducibility and comparison of three image-acquisition protocols. *Am Heart J* 1996;132: 550-558.

22. Ohnesorge B, Flohr T, Fischbach R, et al. Reproducibility of coronary calcium quantification in repeat examinations with retrospectively ECG-gated multisection spiral CT. *Eur Radiol* 2002;12:1532-1540.

23. Horiguchi J, Yamamoto H, Akiyama Y, et al. Variability of repeated coronary artery calcium measurements by 16-MDCT with retrospective reconstruction. *AJR* 2005;184:1917-1923.

24. Horiguchi J, Matsuura N, Yamamoto H, et al. Variability of repeated coronary artery calcium measurements by 1.25-mm- and 2.5-mm-thickness images on

prospective electrocardiograph-triggered 64-slice CT. *Eur Radiol* 2008;18: 209-216.

25. Morin RL, Gerber TC, McCollough CH. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation* 2003;107:917-922.

26. Thomas CK, Mühlenbruch G, Wildberger JE, et al. Coronary artery calcium scoring with multislice computed tomography. in vitro assessment of a low tube voltage protocol. *Investigative Radiology* 2006;41:668-673.

27. Jakobs TF, Wintersperger BJ, Herzog P, et al. Ultra-low-dose coronary artery calcium screening using multislice CT with retrospective ECG gating. *Eur Radiol* 2003;13:1923-1930.

28. Vliegenthart R, Song B, Hofman A, JCM Witteman, M Oudkerk. Coronary calcification at electron-beam CT: effect of section thickness on calcium scoring in vitro and in vivo *Radiology* 2003;229:520-525.

Table 1 Patient Demographics

	All Patients	Group A	Group B	Group C	Significance
No. of patients	428	145	145	138	
Female/male (n)	167/261	52/93	60/85	55/83	p=0.48**
Age (y)	65±12 (28-89)	64±12 (34-87)	65±13 (28-89)	66±11 (31-85)	p=0.43*
Prevalence of CAC	300/428 (70%)	100/145 (67%)	100/145 (67%)	100/138 (72%)	p=0.52**
BMI (kg/m ²)	24±13 (16-45)	24±3 (18-34)	24±4 (16-40)	24±3 (16-32)	p=0.27*
Symptom	334/428 (78%)	115/145 (79%)	109/145 (75%)	110/138 (80%)	p=0.95**
Risk factor	268/428 (63%)	80/145 (55%)	97/145 (67%)	91/138 (66%)	p=0.06**
HR (beats/min) ^a	61±11 (38-111)	62±10 (40-87)	62±11 (39-107)	60±12 (38-111)	p=0.47*
HRV (beats/min) ^a	5±12 (0-102)	4±10 (0-76)	6±12 (0-75)	4±14 (0-102)	p=0.44*

Quantitative variables are expressed as mean standard deviation (range); categorical variables are expressed as frequencies (percentages).

CAC: coronary artery calcium

BMI: Body mass index

HR: heart rate, HRV: heart rate variation; ^aData in the Scan1

*one-factor ANOVA (analysis of variance), ** χ^2 test

Table 2 Image Noise in Ascending Aorta and Right Ventricle

	All Patients	Group A	Group B	Group C
No. of patients	428	145	145	138
SD (HU)				
Ascending aorta	17±7 (11-30)	16±3 (11-27)	17±3 (11-30)	17±2 (12-24)
Right ventricle	19±4 (10-32)	19±4 (10-32)	18±4 (10-31)	20±2 (16-26)
Mean + 2 x SD (HU)				
Ascending aorta	75±9 (53-109)	75±10 (53-99)	75±10 (53-109)	76±7 (57-100)
Right ventricle	82±14 (50-133)	82±16 (54-124)	82±15 (53-133)	80±10 (50-107)

Variables are expressed as mean standard deviation (range).

SD: standard deviation, HU: Hounsfield unit

Table 3 Coronary Artery Calcium Scores and Interscan and Interobserver Variability

	All Patients	Group A	Group B	Group C
No. of patients	300	100	100	100
Agatston score				
Scan1: Observer1	175 (48,648)	206 (46,664)	167 (42,464)	152 (48,775)
Observer2	185 (48,648)	206 (48,668)	174 (42,488)	157 (48,789)
Scan2: Observer1	179 (43,610)	201 (46,638)	171 (42,444)	148 (39,797)
Observer2	176 (45,611)	204 (46,638)	176 (42,462)	148 (39,803)
Volume score				
Scan1: Observer1	150 (43,515)	165 (38,548)	138 (39,367)	125 (44,639)
Observer2	149 (43,528)	166 (40,552)	146 (37,392)	129 (44,622)
Scan2: Observer1	144 (41,502)	176 (39,502)	144 (35,356)	122 (41,665)
Observer2	146 (41,502)	176 (40,502)	146 (36,366)	121 (41,668)
Calcium Mass				
Scan1: Observer1	33 (8,127)	37 (8,130)	30 (7,93)	28 (8,139)
Observer2	33 (8,130)	37 (8,132)	30 (7,93)	28 (8,139)
Scan2: Observer1	32 (8,123)	37 (8,131)	30 (7,89)	25 (7,153)
Observer2	32 (8,123)	37 (8,131)	30 (6,91)	26 (7,149)
Interscan variability (%)				
Agatston: Observer1	13, 8 (3,17)	13, 7 (2,15)	12, 6 (2,15)	14, 10 (4,18)
Observer2	13, 8 (3,17)	13, 7 (3,16)	13, 6 (2,16)	14, 10 (3,20)
Volume: Observer1	12, 7 (3,16)	12, 6 (3,16)	11, 6 (2,15)	11, 8 (3,15)
Observer2	11, 6 (3,16)	11, 6 (2,15)	10, 6 (2,15)	12, 8 (3,17)
Mass: Observer1	11, 6 (2,14)	10, 4 (2,14)	10, 5 (2,11)	12, 8 (2,14)
Observer2	11, 6 (2,14)	10, 4 (2,14)	12, 5 (2,11)	11, 8 (2,14)
Interobserver variability (%)				
Agatston: Scan1	4, 1 (0,3)	3, 1 (0,4)	5, 0 (0,3)	3, 0 (0,2)
Scan2	3, 0 (0,3)	5, 0 (0,3)	4, 0 (0,2)	2, 1 (0,1)
Volume: Scan1	2, 0 (0,2)	3, 0 (0,3)	3, 0 (0,1)	1, 0 (0,0)
Scan2	2, 0 (0,2)	3, 0 (0,2)	4, 0 (0,2)	1, 0 (0,3)
Mass: Scan1	3, 1 (0,1)	3, 0 (0,2)	4, 0 (0,2)	1, 0 (0,1)
Scan2	3, 0 (0,1)	3, 0 (0,2)	4, 0 (0,1)	2, 0 (0,1)

CAC: coronary artery calcium

CAC is expressed as median (25th, 75th percentiles).

Variability is expressed as mean, median (25th, 75th percentiles).

Table 4 Tube Current, Tube Current Time Product and Radiation Dose

	All Patients	Group A	Group B	Group C	Significance
Tube current (mA)	227±65 (range, 75-610)	245±36 (180-350)	227±43 (150-370)	209±94 (75-610)	p<0.01*
Tube current time product (mAs)	53±15 (18-142)	57±8 (42-56)	53±10 (35-86)	49±25 (18-142)	p<0.01*
Dose length product (mGy*cm)	49±15 (16-131)	53±8 (37-87)	49±10 (30-84)	44±21 (16-131)	p<0.01*
Estimate effective dose (mSv)	0.8±0.3 (0.3-2.2)	0.9±0.2 (0.6-1.5)	0.8±0.2 (0.5-1.4)	0.8±0.4 (0.3-2.2)	p<0.01*

Variables are expressed as mean standard deviation (range).

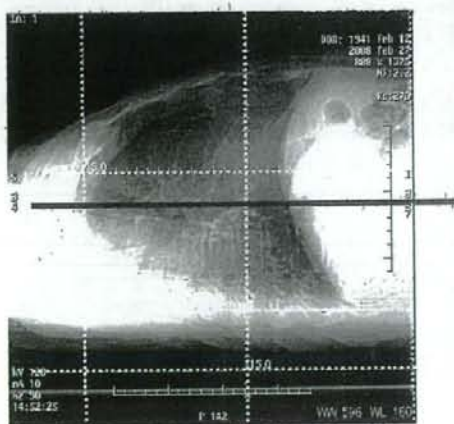
* one-factor ANOVA (analysis of variance)

Figure legends

Fig. 1 Attenuation-Based Tube Current Adaptation at the Maximal Heart Diameter

First, the lateral scout view is taken (a). The grids (dotted lines) show that the isocenter of X-ray beam is 2cm higher than the center of body (black line) in the ventral-dorsal direction at the left ventricular level. The table is elevated by 2 cm so that the isocenter of X-ray beam and the center of body correspond. Next, the frontal scout is taken. The z-axis level of the maximal heart diameter on the frontal scout view is chosen (b) and we input a targeted noise level of 20 HU into the software 'Smart mA'. Then a recommended value of the tube current is displayed. As this value is offered on the simulation of a full scan and a gantry rotation speed of 0.4 sec, we determine the tube current on the CAC scanning according to the following equation: Tube current = recommended tube current x $\frac{3}{2} \times (0.4/0.3)$ mA.

a



b

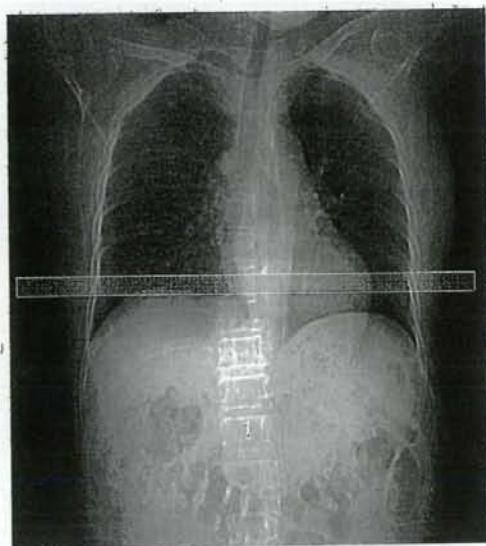


Fig. 2 Image Noise Measurement

Image noise expressed as standard deviation (SD) of CT values is measured in regions of interest set in the aorta at the level of the left coronary artery (a) and in the right ventricle at the maximal heart diameter level determined on axial CT images (b).

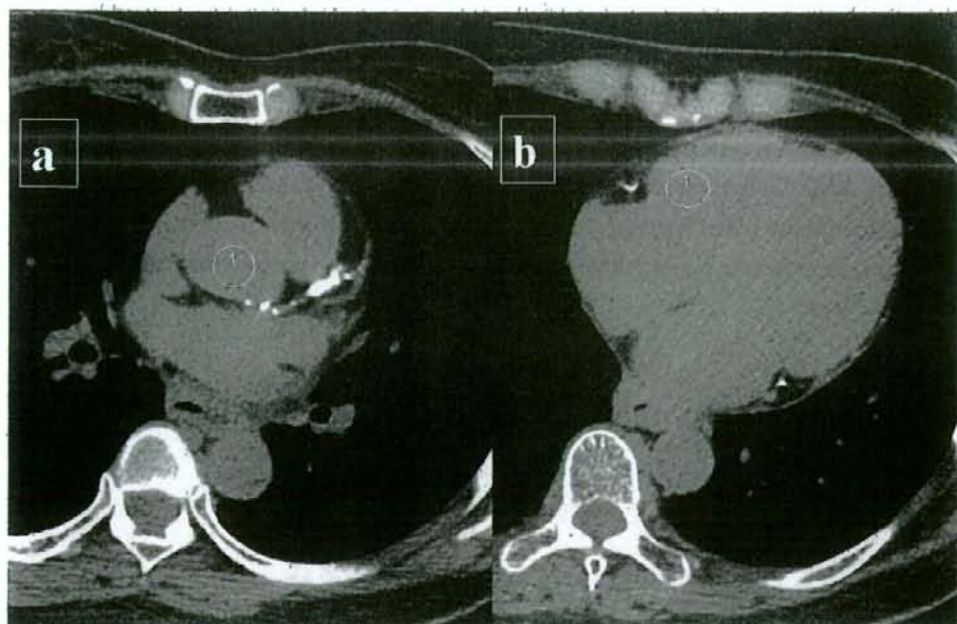


Fig. 3 The Highest SD Image in the Three Groups

Images with the highest noise in three groups are shown. (a) An image of 57 years old woman (BMI: 34.1 kg/m² and body height: 155 cm) was below the diaphragm level (SD = 32 HU). (b) An image of 57 years old man (BMI: 27.1 kg/m² and body height: 165 cm) was sacrificed to streaking artifact from spinal spur (SD = 31 HU). (c) An image of 80 years old man (BMI: 26.8 kg/m² and body height: 164 cm) below the diaphragm shows pleural and pericardial effusion (SD = 26 HU).

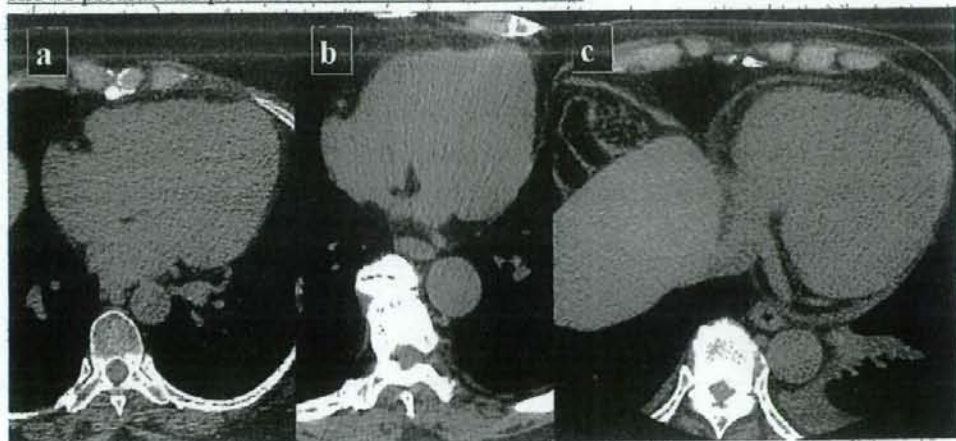


Fig. 4 The Relationship Between SD and BMI

Scatterplots show ratio between body mass index (kg/m^2) and SD (HU).

(a) Group A, in the aorta; $\text{SD} = 0.51 \times \text{BMI} + 4$ ($p < 0.01$).

(b) Group A, in the right ventricle; $\text{SD} = 0.81 \times \text{BMI} - 1$ ($p < 0.01$).

(c) Group B, in the aorta; $\text{SD} = 0.43 \times \text{BMI} + 6$ ($p < 0.01$).

(d) Group B, in the right ventricle; $\text{SD} = 0.62 \times \text{BMI} + 4$ ($p < 0.01$).

(e) Group C, in the aorta; $\text{SD} = 0.041 \times \text{BMI} + 16$ ($p = 0.46$).

(f) Group C, in the right ventricle; $\text{SD} = 0.091 \times \text{BMI} + 18$ ($p = 0.09$).

The positive slope of image noise/ BMI, $0.51 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ and $0.81 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ in Group A & $0.43 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ and $0.62 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ in Group B, suggests insufficient control of the tube current. In contrast, the nearly flat slope; $0.041 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ and $0.091 \text{ HU}/(\text{kg}/\text{m}^2)$ in Group C, indicates optimal control of tube current across patients.

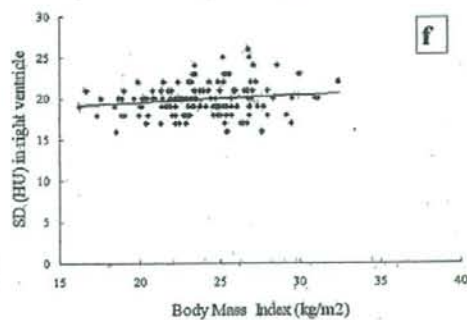
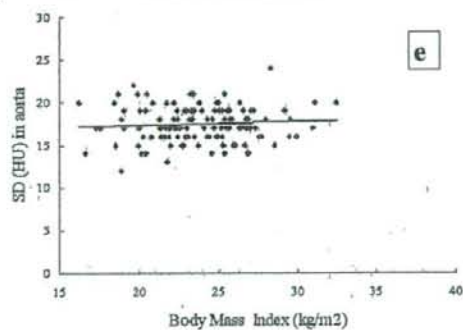
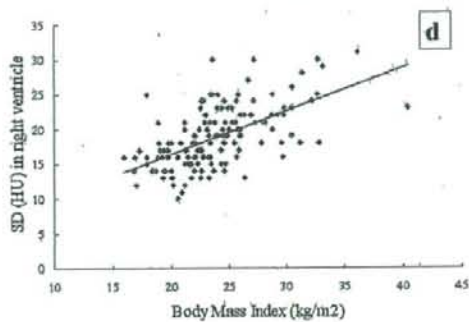
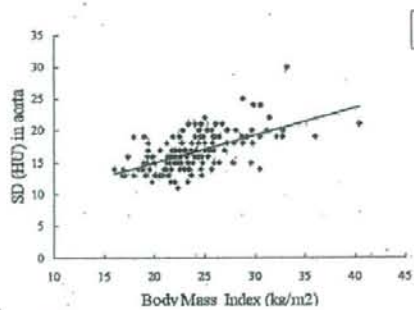
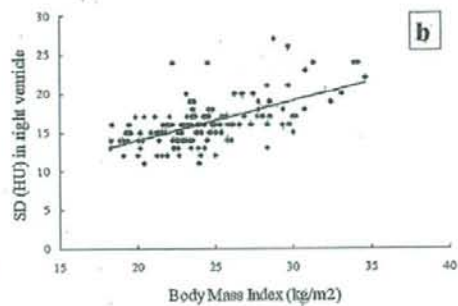
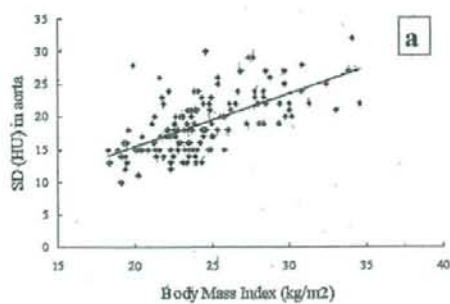


Fig. 5 The Relationship Between Effective Dose and BMI

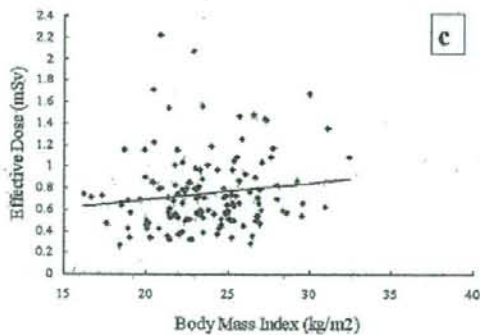
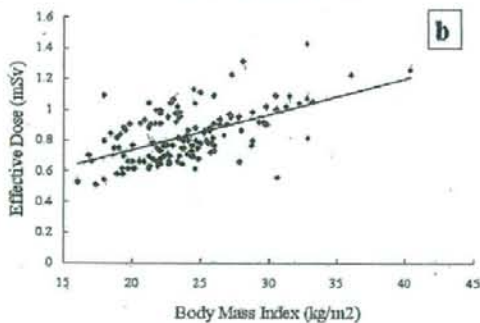
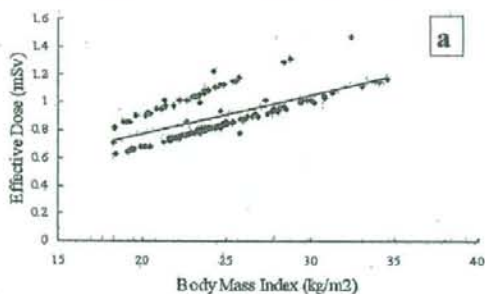
The effective dose plots against the BMI are shown.

(a) Group A; Effective dose = $0.028 \times \text{BMI} + 0.22$ ($p < 0.01$).

(b) Group B; Effective dose = $0.023 \times \text{BMI} + 0.27$ ($p < 0.01$).

(c) Group C; Effective dose = $0.016 \times \text{BMI} + 0.38$ ($p = 0.11$).

In Groups A and B, effective dose was a function of BMI, however was not in Group C. The effective doses in Group C widely distributed, irrespective of BMI values.



I マルチスライス CT のストラテジー&アウトカム

マルチスライス CT の技術進歩と臨床にもたらす影響

広島大学病院放射線科 堀口 純、松浦 範明、伊藤 勝陽

診療支援部 藤岡 知加子、木口 雅夫

循環器内科 大橋 紀彦、北川 知郎、山本 秀也、木原 康樹

マルチスライス CT の技術進歩に伴い、冠動脈を主とした心臓領域への応用が普及しており、多くの放射線科医も、躊躇していたこの領域への関与が避けられなくなっている。当院は電子ビーム CT 導入より臨床、研究において放射線科、循環器内科との連携が深く、64 列 CT (GE 社 VCT) を導入後は更に活性化した。本稿では前半に心臓 CT 検査における当院オリジナルの試みを紹介し、後半に低被曝心臓 CT への取り組みを概説する。

心臓 CT 検査前には患者の臨床情報を収集し適応が検討される。本稿の主目的ではないので割愛するが、患者情報収集標準化の提言がなされているので興味のある方は一読されたい¹⁾。

スカウト撮影に続き単純 CT を撮影するが、これには重要な役割がある。スカウトのみでは撮影すべき心臓の正確な範囲が決定できないこともあるので、造影 CT の助けとなる。息止めが不安定だと予定した撮影範囲をカバーし得ないことも経験するが、事前の息止めリハーサルや単純 CT から、息止めの適応性を予見することも大切である。単純 CT の最大の目的は冠動脈石灰化定量により、患者の冠動脈硬化リスク、将来の心イベントの発症を率予測することである²⁾。冠動脈石灰化定量に基づく予測は集団としてのリスク評価に過ぎない、冠動脈石灰化部位が必ずしも有意狭窄部位ではない、という欠点が指摘されており、冠動脈の狭窄やプラークを直視する CTA との併用が疑問視されることがある。しかし、冠動脈石灰化は冠動脈 CTA の診断能を低下させる重要な要素であるので^{3,4)}、過剰な石灰沈着症例では冠動脈 CTA を断念する、少なくとも限定的な診断価値となることを認識することが肝要である。冠動脈 CTA で評価不能なセグメントに対して、冠動脈石灰化スコアと冠動脈 CTA を併用して診断することで、検出能を下げることなく、特異度を向上させたという報告もある⁵⁾。

当院での単純 CT での工夫を 2 点挙げる。心臓 CT 検査は心拍数が低く、かつ変動が少ない程、質が高い。我々は撮影時間の長い 16 列 CT の心電図を解析し

た結果、息止め直後よりも4-5秒後の方が安定した心拍が得られることに着目し⁶⁾、臨床に採り入れている。冠動脈石灰化定量ではノイズ（関心領域中のCT値の標準偏差）を一定にすべき（体格小～中の患者で20HU、体格大で23HU）との報告がある⁷⁾。これに対して、これまで体重、body mass index (BMI)により電流を決めてきたが、奏効しなかった。最近ハスカウト画像のattenuationにより電流を設定しており、患者の体格に因らずノイズの均一化に成功している⁸⁾。同様な試みは冠動脈CTAでもされており⁹⁾、CTに搭載されているソフトウェアに応じて、検討されたい。

メタボリックシンドロームという言葉は市民権を得ている。動脈硬化は全身性疾患であり、メタボリックシンドロームとも関連している。内臓脂肪と冠動脈硬化が密接な間接にあることも判り¹⁰⁾、冠動脈硬化性病変に関する心臓CTでは内臓脂肪面積測定を併用している。

冠動脈CTAは高い陰性予見率を有し、異常がなければ極めて高率（95-99%）で冠動脈病変が存在しないといえる¹¹⁾。適応は、無症状の人や定型的な心症状を有する人ではなく、低い心血管リスクがあり非定型的な胸痛を呈する人である¹¹⁾。またバイパス術後の評価や冠動脈奇形に対する有用性も高い¹¹⁾。

心臓CTはレトロスペクティブ（前向き心電同期）法とプロスペクティブ（後向き心電同期）法があり、後者は最近普及しつつある低被曝の撮像であることは周知かと思われる。当院では冠動脈のみならず、壁運動、弁運動も併せて評価されるため、多くの症例でレトロスペクティブ法が選ばれる。壁運動は左室長軸、短軸再構成像によって、大動脈弁はplanimetric表示及び心腔表示（図1）によって、僧帽弁は心腔表示によって解析する。冠動脈の動きは患者、心拍数、冠動脈枝によって異なることが知られている。高心拍での右冠動脈は、拡張中～末期より寧ろ収縮末期の方が動きが抑制されることが多く、広範囲の心位相をカバーしたレトロスペクティブ法は複数位相の再構成の柔軟性に富む点でも有用である。

冠動脈の診断では、狭窄のみならずプラーク性状に注目しており（図2）、プラーク内の最低CT値、微細石灰化、ポジティブリモデリングが脆弱で破綻しやすいプラーク（vulnerable plaque）と関連することを¹²⁾、また急性冠症候群患者において非石灰化プラークの存在頻度が高いこと、ポジティブリモデリングがculprit lesionと関連深いことを確認している¹³⁾。

ステント内再狭窄は高濃度のステントからのアーティファクトのため診断が容易でないことも多い。ステント材質、径などの物理的要因に左右されるのであるが、我々は視覚的評価のみならず、客観的な定量値（reference血管とステント内のCT値の差）を求めることで、再狭窄診断の向上に寄与することを確認し¹⁴⁾、臨床に用いている。

放射線診断は ALARA (as low as reasonably achievable) の原則に基づき低被曝を目指している。64 列冠動脈 CTA は極めて有用な診断ツールであるが、10-21 mSv¹⁵⁻¹⁷⁾と比較的高い被曝となっている欠点がある。造影剤を用いず、被曝も無く、石灰化の影響も受けない非造影冠動脈 MRA が理想ではあるが、診断能は 64 列冠動脈 CTA に遠く及ばない。この被曝の問題に対して、画像再構成に寄与しないデータを使用しない、あるいは最小限化することで低被曝を目指すべく登場したのがプロスペクティブ法である。原理の詳細は Hsieh の論文¹⁸⁾を参照されたい。低心拍数においてはプロスペクティブ法、レトロスペクティブ法は同等な診断能を有することを動態心臓ファントムによるシミュレーション¹⁹⁾、臨床患者²⁰⁾において確認した。被曝は 3mSv 程度と 80%程度の低減が可能であった。血管造影との比較においても、安定した低心拍の患者において 50%以上の狭窄をほぼ 100%に近い陰性予見率で判定し得ることが示されている^{21,22)}。

技術的適応に関して、プロスペクティブ法は予め設定した特定の心位相のデータのみ収集するので心拍に対する制限は厳しいものとなる。Husmann²³⁾は ROC 解析を用いて 63bpm を臨界点とし、それ以下では診断不適なセグメントは 1%であったが、63bpm を超えると 14.8%であったとしている。83 msec の時間分解能を有する dual-source CT でも、Scheffel²⁴⁾は 70bpm 以下の安定心拍、Gutstein²⁵⁾は 65bpm 未満 (Agatston score: 400 未満)あるいは 70bpm 未満 (Agatston score: 400 以上)という厳しい条件を推奨している。臨床的には冠動脈病変を有する可能性が低く、放射線被曝が大きな問題となる若年者 (特に女性) が良い適応であろう²⁵⁾。

プロスペクティブ法は劇的に被曝を軽減させるが、更なる手段として低電圧がある。低電圧は光電効果の上昇とコンプトン散乱の減少により CTA において有効であることが知られ、冠動脈へも応用される²⁶⁾。欠点としてノイズが増加するので、体重、BMI など患者の体格を考慮する必要がある (図 3)。電流を下げることも被曝の低減に繋がるが、低電圧と低電流をどう組み合わせるかについては難しい問題である。Husmann²³⁾のプロトコールは、BMI 25 kg/m²未満で 100 kV、25 kg/m²以上で 120 kV とし、電流を可変 (450 mA: BMI, 22.5 kg/m², 500 mA: BMI 22.5-25 kg/m², 550 mA: BMI 25-27.5 kg/m², 600 mA: BMI 27.5-30 kg/m², 650 mA: BMI .30 kg/m²) としており、参考とされたい。被曝の生物学的効果は個人差があり、特に小児や若年者に対しては慎重を要する。小児に対しては 80kV を用い、1mSv 以下の検査も可能である²⁷⁾。

大動脈の撮影にも有効と考えている。通常用いられる心電非同期 high-pitch ヘルリカル撮影より撮影時間が長くなる欠点があるが、心電同期プロスペクティブ法によりモーションアーティファクトの少ない大動脈弁や上行大動脈の良好な画像が得られるに加え、冠動脈など心臓の付加情報が得られるメリットを有す

る²⁸⁾ (図4)。

当院での心臓CTにおける特色と低被曝心臓CTを中心に述べた。プロスペクティブ法は被曝低減に大きなインパクトを有している。時間および空間分解能の向上、撮影範囲の拡大、dual kVなどのスペック進化が更に心臓CTの有用性を向上させると考える。

図1 大動脈弁運動の評価

Planimetric view 及び三腔表示により大動脈弁の良好な開閉が確認される。



図2 vulnerable plaque

労作性狭心症の60歳男性。血管造影では前下行枝に75%のびまん性狭窄を認める。CTはpositive remodeling、プラーク内微細石灰化など血管造影では得られない情報を有する。

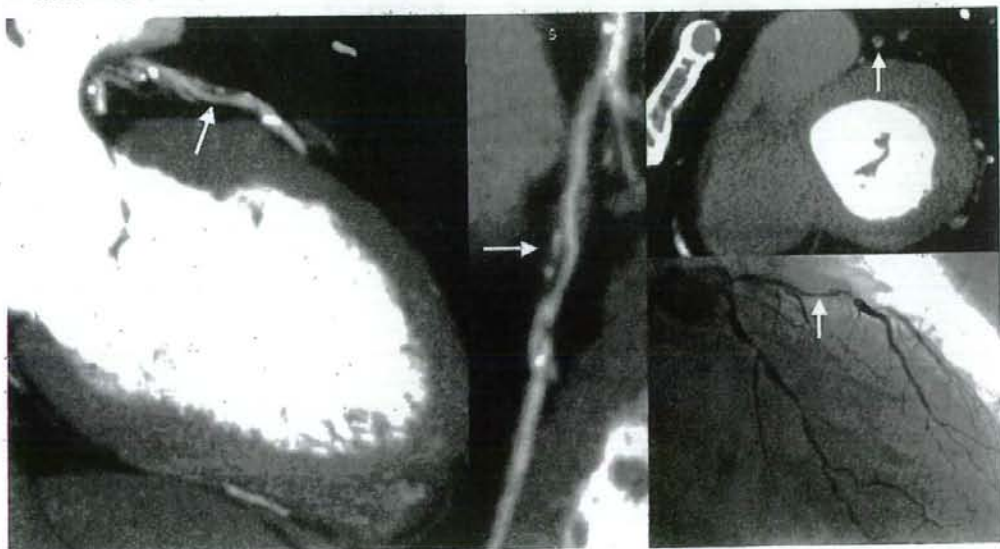


図3 100kV プロスペクティブ法と 120kV レトロスペクティブ法
労作性狭心症が疑われた71歳女性(146cm、46kg)の100kV プロスペクティブ
法(上)、120kV レトロスペクティブ法(下)の curved MPR 画像は同等なクオ
リティである。被曝量は1.4mSv と 11.9mSv。

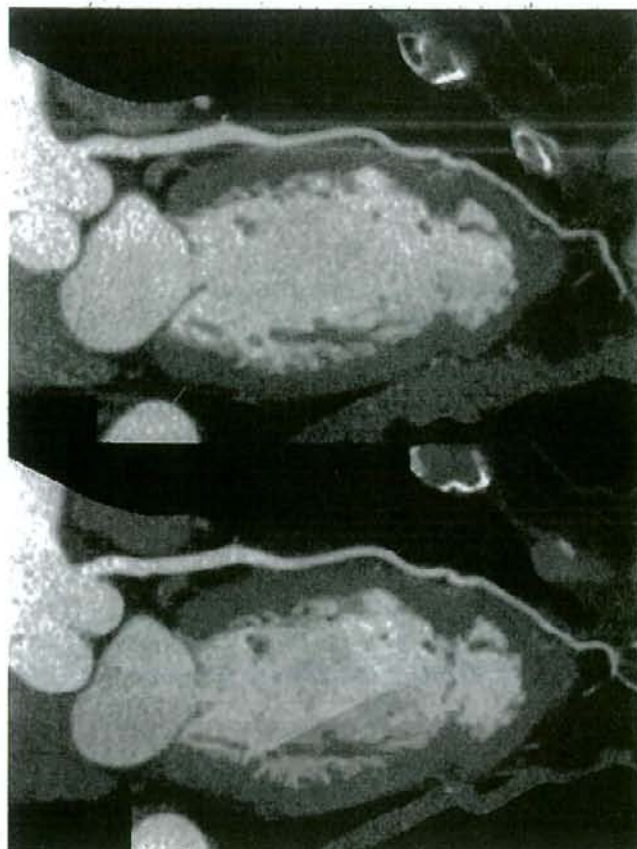


図4 プロスペクティブ法による大動脈CTA

上行大動脈、頸部動脈の軽度拡大を認める症例（81歳女性）であるが、右冠動脈、肺動静脈、腹部動脈も良好に描出されている。

