原 著

320 列面検出器 CT を用いた前向き心電図同期冠動脈撮影の
心拍数別撮影プロトコルにおける被ばくと画質の検討

佐野始也¹⁾・松谷英幸¹⁾・近藤 武²⁾・藤本進一郎²⁾
関根貴子¹⁾・新井雄大¹⁾・森田ひとみ¹⁾・高瀬真一²⁾

論文受付
2011年 6 月 9 日

論文受理
2011年 9 月 15 日

Code No. 251

1)高瀬クリニック放射線部

2)高瀬クリニック循環器科

緒 言

64 列 multidetector-row computed tomography (MDCT) による冠動脈 CT 検査は、狭窄の評価だけでなく冠動脈プラークの診断などカテーテル検査では得られない情報も提供し得る有用な検査¹⁻⁵⁾として広く普及しつつある。しかし、その被ばく線量は retrospective ECG-gated helical scan では平均 18.1 ± 3.0 mSv⁶⁾とされ、被ばく線量の低減が大きな課題となってい

る^{7,8)}。近年、Step&Shoot 方式などの prospective ECG-gated conventional scan や、それと類似した prospective ECG-gated helical scan with high helical pitch (FlashScan) が開発され、画質を維持しつつ大幅な被ばく低減が可能と報告⁹⁻¹¹⁾されている。また、近年登場した 320 列 area detector computed tomography (ADCT) (Aquilion ONE: 東芝メディカルシステムズ社製) では、体軸方向に 160 mm のカバレージを得た

Estimation of Radiation Dose and Image Quality of Coronary 320-row Area Detector CT Angiography by Optimal Prospective ECG-gated Protocols for Different Heart Rate

Tomonari Sano,¹⁾ Hideyuki Matsutani,¹⁾ Takeshi Kondo,²⁾ Shinichiro Fujimoto,²⁾ Takako Sekine,¹⁾ Takehiro Arai,¹⁾ Hitomi Morita,¹⁾ and Shinichi Takase²⁾

1) Department of Radiological Technology, Takase Clinic

2) Department of Cardiology, Takase Clinic

Received June 9, 2011; Revision accepted September 15, 2011; Code No. 251

Summary

The purpose of this study is to estimate radiation dose and image quality of ECG-gated coronary 320-area detector CT (ADCT) angiography which was acquired using the protocols that were considered as optimal methods for different heart rates (HR) in 1031 consecutive patients (M/F=580/451, 65 ± 12 yr) without arrhythmias. We set up 5 protocols for 320-ADCT based on the relationship among heart rates, temporal resolution, gantry rotation speed, optimal reconstruction phase and slow filling phase on 64-multidetector-row computed tomography (MDCT), ie, 1) mid-diastolic (75% of RR) 1 beat scan (MD 1 beat, N=761 (73.8%)) for $HR \leq 60$, 2) mid-diastolic (75% of RR) 2 beat scan (MD 2 beat, N=135) for $61 \leq HR \leq 65$, 3) end-systolic and mid-diastolic (37–80% of RR) 2 beat scan (ES-MD 2 beat, N=92) for $66 \leq HR \leq 75$, 4) end-systolic (R+280–430 ms) 2 beat scan (ES 2 beat, N=21) for $76 \leq HR \leq 80$, and 5) end-systolic (R+250–400 ms) 3 beat scan (ES 3 beat, N=22) for $81 \leq HR \leq 105$. Image quality was classified into 3 categories (excellent (3 points), acceptable (2 points), and unacceptable (1 point)). Scanning time, DLP.e and image quality score were 1.4 ± 0.1 s, 220 ± 59 mGy·cm, 3.0 ± 0.2 points in MD 1 beat, 2.2 ± 0.2 s, 434 ± 118 mGy·cm, 2.9 ± 0.3 points in MD 2 beat, 2.1 ± 0.2 s, 729 ± 229 mGy·cm, 2.7 ± 0.5 points in ES-MD 2 beat, 1.9 ± 0.1 s, 432 ± 148 mGy·cm, 2.2 ± 0.6 points in ES 2 beat, and 2.4 ± 0.2 s, 669 ± 152 mGy·cm, 2.3 ± 0.6 points in ES 3 beat respectively. In conclusion, the prospective ECG-gated scan protocol for coronary 320-ADCT angiography in any HR group was considered reasonable and proper for image quality and radiation dose.

Key words: 320-row area detector computed tomography (ADCT), prospective ECG-gating, coronary artery, radiation dose, image quality

別刷資料請求先: 〒370-0036 高崎市南大類町 885-2
高瀬クリニック放射線部 佐野始也 宛

ことによって、寝台を移動することなく1回転のコンベンショナルスキャン(volume scan)で心臓全体の撮影が可能となった。さらに目的の心位相のみをX線ばく射し、被ばくを最小限に抑えるprospective CTAモード¹²⁾が開発され、更なる被ばく低減が期待されている。松谷らは、心拍数60/分以下の症例を対象として、320列ADCTの1心拍撮影(prospective 1 beat scan)と64列MDCT(Aquilion 64:東芝メディカルシステムズ社製)のFlashScanの比較を行い、320列ADCTは撮影時間、被ばく、画質において有意に優れていたと報告¹³⁾した。このような撮影技術は低心拍数例では有効であるが、実臨床では心拍数を十分コントロールできない症例もある。最速ガントリ回転速度が0.35 s/rotの64列MDCTの場合、心拍数75/分以上の高心拍数例では最適静止心位相が収縮末期となる可能性が高く¹⁴⁾、高画質の画像を得るためには高い時間分解能(temporal resolution; TR)が必要となる¹⁵⁾。320列ADCTの最速ガントリ回転速度は0.35 s/rotで、高いTRを得るためには収集心拍数を2心拍以上とし、分割式ハーフ再構成を行わなければならない。320列ADCTを用いた冠動脈CTの被ばくはどの心位相に何心拍ばく射するかに依存する。初期の報告によると、1心拍撮影でRRの65~100%を再構成できるようなばく射を行った場合の被ばく線量は 5.7 ± 1.7 mSv、2心拍撮影(30~90%RR)の場合 13.0 ± 3.3 mSv、3心拍撮影(30~90%RR)の場合 19.5 ± 5.3 mSvとされている¹⁶⁾。冠動脈撮影を主な目的とするなら、高心拍数例では収縮末期のみをターゲットとしたprospective ECG-gated volume scanも可能と考えられる。しかし、320列ADCTで高心拍数例にもprospective ECG-gated volume scanを活用し被ばくや画質を検討した報告はない。本研究では、320列ADCTを用いて、高心拍数例を含むすべての症例を対象に、心拍数別に前向き心電図同期冠動脈撮影プロトコルを作成し、その撮影時間、被ばくおよび画質を検討した。

1. 方法

1-1 対象

2009年12月1日から2010年5月31日までの間に320列ADCTを使用し、冠動脈CT検査を施行した連続1211例のうち不整脈180例(1度房室ブロック:81例、心房細動:30例、上室性期外収縮:24例、人工ペースメーカー植え込み患者:19例、心室性期外収縮:13例、脚ブロック:6例、心房粗動:2例、洞性不整脈:2例、洞不全症候群:1例、WPW症候群:1例、高度房室解離:1例)を除外し、以下に示すプロトコルで撮影した1031例(M/F=580/451)を対

象とした。なお、本研究プロトコルは当施設の倫理委員会によって承認され、対象患者全例に口頭で説明し同意を得た。

1-2 使用機器および前処置

CT装置はAquilion ONE V4.51(東芝メディカルシステムズ社製)、造影剤自動注入器はStellant Dual Flow(日本メドラッド社製)、画像解析装置はZIO STATION ver.1.3.1(ザイオソフト社製)、心電図モニタはIVY3000(クロノスメディカルデバイス社製)を用いた。

心拍数61/分以上の場合は、禁忌がない限り検査前日夜にアテノロール25 mgの経口投与を行ったが、効果不十分の場合は検査直前にプロプラノロールを追加静注した。当日検査で、心拍数が61/分以上の場合は、撮影直前にプロプラノロール2~10 mgを静注して心拍数60/分以下を目標にコントロールした¹⁷⁾。

1-3 造影プロトコル

造影プロトコルは、ヨード含有量が370 mgI/mlの造影剤を使用し、造影剤注入速度は体重(kg)×0.06 ml/sとした。注入時間を一定とし造影剤11秒、生理食塩水8秒の2段注入法を用いた。四腔断面レベルでのbolus tracking法にて、造影剤注入開始10秒後から0.5秒間隔の間歇プレップスキャンを行い、視覚的に左室内に造影剤が流入した時点で本スキャンを開始した。これと同時に息止め音声(3秒)が発せられ、4秒後(合計7秒後)に撮影を行った。

1-4 撮影条件

管電圧は120 kVを基本とした。管電流は心電図非同期の胸部volume scan計画において、右冠動脈末梢下縁から頭部方向に40 mmの範囲でautomatic exposure control(AEC)機能を用いてstandard deviation(SD)19で算出される平均管電流値を使用した。体格などによって管電流値が120 kVでの上限値(580 mA)を算出された場合は、管電圧135 kVを使用し、同様の方法で算出した平均管電流値を使用した。

撮影スライス厚0.5 mm、画像スライス厚0.5 mmとし、撮影列数(撮影範囲)はカルシウムスコア測定用単純CT画像を参照し、200列(100 mm)、240列(120 mm)、256列(128 mm)、280列(140 mm)、320列(160 mm)から冠動脈全体が含まれる最小限の範囲で設定した。

全例でprospective CTAモードを使用し、X線ばく射心位相および収集心拍数は、撮影直前に行う呼吸

Table 1 Acquisition protocol for different heart rate

HR	Protocol	Scan phase	Scan beat	Scan mode
≤60	MD 1 beat	75%	1 beat	prospective CTA
61–65	MD 2 beat	75%	2 beats	prospective CTA
66–75	ES-MD 2 beat	37–80%	2 beats	prospective CTA
76–80	ES 2 beat	280–430 ms	2 beats	prospective CTA
81–105	ES 3 beat	250–400 ms	3 beats	prospective CTA
106–140	ES 4 beat	210–360 ms	4 beats	prospective CTA

練習時の心拍数に応じて決定した(Table 1)。

心拍数 60/分以下では RR の 75%位相(mid diastolic; MD)を 1 心拍(MD 1 beat protocol)で、心拍数 61–65/分では RR の 75%位相(MD)を 2 心拍(MD 2 beat protocol)で、心拍数 66–75/分では RR の 37–80%位相(end systolic; ES-MD)を 2 心拍(ES-MD 2 beat protocol)で、心拍数 76–80/分では R+280–430 ms 位相(ES)を 2 心拍(ES 2 beat protocol)で、心拍数 81–105/分では R+250–400 ms 位相(ES)を 3 心拍(ES 3 beat protocol)で、心拍数 106–140/分では R+210–360 ms 位相(ES)を 4 心拍(ES 4 beat protocol)で撮影した。ガントリ回転速度は心拍数によって最高の TR が得られるように 0.35 s/rot, 0.375 s/rot, 0.4 s/rot から最適なガントリ回転速度を選んだ。

1-5 心拍数別撮影プロトコルの根拠について

著者らの整脈例 3974 例における 64 列 MDCT の検討¹⁴⁾では、最適再構成心位相は心拍数 65/分以下ではほとんどの場合拡張中期であり、心拍数 76/分以上では全例で収縮末期であった。心拍数 66–75/分での最適再構成心位相は拡張中期と収縮末期が混在した。このことから、心拍数 65/分以下では拡張中期のみ、心拍数 66–75/分では収縮末期から拡張中期まで、心拍数 76/分以上では収縮末期のみをばく射するプロトコルを作成した。

1-5-1 収集心拍数の決定

著者らの検討¹⁸⁾では緩速流入期(slow filling; SF)の長さは RR 時間(ms)と PQ 時間(ms)に依存し、 $SF = -362 + 0.742(RR - PQ)$: $r = 0.915$, $p < 0.0001$ の関係にある。1 度 AV-block を除外し最長 PQ 時間を 200 ms とし、心拍数 60/分(RR=1000 ms)以下の場合、SF は 231.6 ms 以上と推定され、320 列 ADCT のハーフ再構成の TR 175 ms より十分長いので、MD 1 beat 撮影が可能と考えられた。同様に心拍数 61–65/分では SF は 174.5–219.4 ms と推定され、ハーフ再構成の TR では十分な余裕があるとはいえない。したがって、この場合は MD 2 beat 撮影による分割式ハーフ再構成を用いた方法が妥当と考えられた。

心拍数 66/分以上では収縮末期再構成を考慮した TR が必要となる。著者らの検討¹⁵⁾では、収縮末期再構成に必要な許容 TR は心拍数に依存し $TR(ms) < -46 + 12600/HR$ であった。Fig. 1a–c に 320 列 ADCT の各収集心拍数別の、心拍数と各ガントリ回転速度における TR[TR は装置に収集心拍数(1–4 beat)、心拍数(60–140/分)、ガントリ回転速度(0.35, 0.375, 0.4 s/rot)を入力して表示される値を用いた]の関係および収縮末期再構成に必要な許容 TR を示す。

許容 TR(ms)で撮影するには、心拍数 80/分以下では ES 2 beat 撮影(Fig. 1a)、心拍数 81–105/分では ES 3 beat 撮影(Fig. 1b)、心拍数 106–140/分では ES 4 beat 撮影(Fig. 1c)し、分割式ハーフ再構成が必要となる。

1-5-2 ばく射心位相の決定

著者らは 64 列 MDCT による整脈例 3974 例における撮影時心拍数[RR(ms)]と R+ 絶対値法による最適再構成心位相の関係を検討した。その結果、拡張中期では MD recon. phase(ms) = $-17 + 0.763 RR$, $r = 0.982$, $p < 0.0001$ 、収縮末期では ES recon. phase(ms) = $119 + 0.286 RR$, $r = 0.832$, $p < 0.0001$ 、の有意な相関関係を認めた¹⁴⁾。さらに著者らは、最適再構成心位相が収縮末期であった整脈例 407 例の検討を行い、撮影時心拍数[RR(ms)]と収縮末期の最適再構成心位相の関係において、R+ 絶対値の心位相[optimal absolute phase; OAP(ms) = $119 + 0.286 RR$, $r = 0.832$, $p < 0.0001$, $2SD = \pm 46$ ms]は、相対値法の心位相[optimal relative phase; ORP(%) = $62 - 0.023 RR$, $r = 0.656$, $p < 0.0001$]より有意 ($p < 0.0001$)に相関係数が高く、R+ 絶対値の方が収縮末期の最適再構成心位相をより正確に推定できたと報告した¹⁵⁾。このことから、ばく射心位相を心拍数 65/分以下では RR の 75%位相、心拍数 66–75/分では RR の 37–80%位相とし、心拍数 76/分以上では OAP (ms) = $119 + 0.286 RR$ の 2SD(± 46 ms)を画像再構成できる最小限の X 線ばく射時間となるように R+ 絶対値法で決定した。

Fig. 1 Relationship among HR, temporal resolution, and gantry rotation speed on ADCT. Dotted line shows lower limit of temporal resolution to obtain clear end-systolic images.

- (a) In 2 beat sector half reconstruction
(b) In 3 beat sector half reconstruction
(c) In 4 beat sector half reconstruction

a	b
c	

1-6 画像再構成

画像再構成は画像スライス厚 0.5 mm, 再構成間隔 0.25 mm で行い, 再構成関数は軟部標準関数である FC13 を, 量子フィルタは QDS+ を使用した. 撮影データから最適な静止心位相を R+ 絶対値法で検索し決定した.

1-7 検討項目

各プロトコルで撮影した場合の, 撮影時間, 被ばく線量, および画質を比較した. 被ばく線量は, 単純撮影やプレップスキャンを除いた本スキャンのみを対象とし, 装置の表示値 extended dose length product (DLP.e)¹⁶⁾で比較した. 撮影時間は, 実際に X 線がばく射された時間ではなく, 本スキャンに要した時間 (最初の R 波をトリガするまで, および最初の R 波トリガから X 線ばく射を終了し最後の R 波をトリガするまでの時間) を装置の表示値で比較した¹³⁾. 画質評価は既に報告した当施設の方法¹⁹⁾で, 循環器専門医 1 名と診療放射線技師 2 名の協議によって技術的観

点から冠動脈の静止状態 (モーション・アーチファクトの程度) を A (3 点): Excellent アーチファクトがなく評価可能, B (2 点): Acceptable 軽度のアーチファクトはあるが評価に支障なし, C (1 点): Unacceptable アーチファクトにより 1 カ所以上の評価不能部位を有するの 3 段階に評価した. 石灰化, ステントにより狭窄度が評価困難な場合は画質評価とは別項目 (狭窄度評価) で評価しているため, 狭窄度評価が困難な場合でもモーション・アーチファクトのない画像が得られれば画質評価は A としている. なお, 本研究における観察結果の公表に関しては, 観察者の同意と承諾を得た.

1-8 統計学的検討

連続変数は平均 $\pm$ SD で表した. 対応のある 2 群間の比較には paired Student's t-test を用い, 独立した 2 群間の比較には non-paired Student's t-test を用いた. 4 群間以上の比較には一元配置分散分析法 (One-factor ANOVA) を用い, post hoc test として Scheffe を用い

Table 2 Basic parameters in each protocol

	ALL (N=1031)	Protocol					p value
		MD 1 beat (N=761)	MD 2 beat (N=135)	ES-MD 2 beat (N=92)	ES 2 beat (N=21)	ES 3 beat (N=22)	
(M/F)	580/451	432/329	80/55	45/47	11/10	12/10	NS (χ^2)
Age (yr)	65±12	65±12	66±11	66±11	59±14	68±15	NS
Height (cm)	160±9	160±9	160±9	159±9	161±9	158±11	NS
Weight (kg)	61±12	61±12	62±13	61±14	63±12	57±12	NS
BMI	23.8±3.5	23.8±3.3	23.8±4.2	24.0±3.9	24.3±3.7	22.5±3.3	NS
Tube voltage (120 kV/135 kV)	667/364	487/274	90/45	58/34	13/8	19/3	NS (χ^2)
Tube current (mA)	487±63	488±62	487±60	481±77	488±65	482±56	NS
Scan range (mm)	119±13	119±13	118±13	117±14	114±20	122±16	NS
Pre scanning HR (bpm)	58±8	54±4	63±2	69±3	76±2	88±8	p<0.0001
Scanning HR (bpm)	56±8	53±5	61±4	66±5	73±3	85±8	p<0.0001

ANOVA (Scheffe), χ^2 test

た。カテゴリデータの比較には χ^2 test を用い、統計解析の評価は、いずれも $p<0.05$ で有意差ありとした。

2. 結果

2-1 基礎データの比較

β ブロッカーによる前処置は全対象の 80.1 % (826/1031) で行われた。28.5 % (294/1031) では検査前日にアテノロールの経口投与が行われていたが、そのうちの 38.4 % (113/294) に 6.7 ± 2.9 mg のプロプラノロール追加静注が必要であった。また、全対象の 71.5 % (737/1031) は当日検査で、そのうちの 72.2 % (532/737) で 7.0 ± 3.1 mg のプロプラノロール静注が行われた。

撮影前の心拍数から決定された各撮影プロトコルの対象人数は MD 1 beat protocol : 761 人 (73.8 %), MD 2 beat protocol : 135 人 (13.1 %), ES-MD 2 beat protocol : 92 人 (8.9 %), ES 2 beat protocol : 21 人 (2.0 %), ES 3 beat protocol : 22 人 (2.1 %), ES 4 beat protocol : 0 人 (0 %) であった。MD 1 beat protocol が 73.8 % を占め最も多く、撮影前の心拍数は最大で 100/分だったため ES 4 beat protocol は存在しなかった。

基礎データを Table 2 に示す。対象 1031 例の年齢は 65 ± 12 歳、身長は 160 ± 9 cm、体重は 61 ± 12 kg、BMI は 23.8 ± 3.5 、管電圧は 125/135 kV=667/364、管電流は 487 ± 63 mA、撮影範囲は 119 ± 13 mm、撮影前心拍数は 58 ± 8 /分、撮影時心拍数は 56 ± 8 /分だった。各 protocol 間の性別、年齢、身長、体重、BMI、管電圧、管電流、撮影範囲に有意差を認めなかった。撮影時心拍数は MD 1 beat protocol : 53 ± 5 /分、MD 2 beat protocol : 61 ± 4 /分、ES-MD 2 beat protocol : 66 ± 5 /分、ES 2 beat protocol : 73 ± 3 /分、ES 3 beat protocol :

Fig. 2 Comparison of scanning time in each protocol groups.

85 ± 8 /分で各 protocol 間に有意差を認めた。撮影前心拍数は、MD 1 beat protocol : 54 ± 4 /分、MD 2 beat protocol : 63 ± 2 /分、ES-MD 2 beat protocol : 69 ± 3 /分、ES 2 beat protocol : 76 ± 2 /分、ES 3 beat protocol : 88 ± 8 /分で、すべての protocol で撮影時心拍数は撮影前心拍数より有意 ($p<0.0005$: paired Student's t-test) に低下していた。

2-2 撮影時間の比較

撮影時間の比較を Fig. 2 に示す。各 protocol の撮影時間は MD 1 beat protocol : 1.4 ± 0.1 s, MD 2 beat protocol : 2.2 ± 0.2 s, ES-MD 2 beat protocol : 2.1 ± 0.2 s, ES 2 beat protocol : 1.9 ± 0.1 s, ES 3 beat protocol : 2.4 ± 0.2 s であった。すべての protocol の間に有意差を認め、MD 1 beat protocol はほかのすべての protocol よりも有意に低値だった。

Fig. 3 Comparison of DLP.e in each protocol groups.

Fig. 4 Comparison of image quality score in each protocol groups.

2-3 被ばく線量の比較

被ばく線量の比較を Fig. 3 に示す。各 protocol の DLP.e は MD 1 beat protocol: 220 ± 59 mGy·cm, MD 2 beat protocol: 434 ± 118 mGy·cm, ES-MD 2 beat protocol: 729 ± 229 mGy·cm, ES 2 beat protocol: 432 ± 148 mGy·cm, ES 3 beat protocol: 669 ± 152 mGy·cm であった。MD 2 beat protocol と ES 2 beat protocol, および ES-MD 2 beat protocol と ES 3 beat protocol の間に有意差を認めなかったが, その他の各 protocol の間には有意差を認め, MD 1 beat protocol はほかのすべての protocol よりも有意に低値だった。

2-4 画質スコアの比較

画質スコアの比較を Fig. 4 に示す。各 protocol の画質スコアは MD 1 beat protocol: 3.0 ± 0.2 点, MD 2 beat protocol: 2.9 ± 0.3 点, ES-MD 2 beat protocol: 2.7 ± 0.5 点, ES 2 beat protocol: 2.2 ± 0.6 点, ES 3 beat protocol: 2.3 ± 0.6 点であった。MD 1 beat protocol と MD 2 beat protocol, および ES 2 beat protocol と ES 3 beat protocol の間に有意差を認めなかったが, その他の各 protocol の間には有意差を認めた。

また, ES-MD 2 beat protocol (N=92) には最適静止心位相が拡張中期(MD Recon.)となったものが 73.9% (68/92), 収縮末期(ES Recon.)となったものが 26.1% (24/92) あり, 撮影時心拍数と画質スコアはそれぞれ MD Recon. 65 ± 5 /分, 2.7 ± 0.5 点, ES Recon. 69 ± 4 /分, 2.7 ± 0.5 点であった。撮影時心拍数は MD Recon. で有意 ($p < 0.0001$) に低かったが, 画質スコアには有意差を認めなかった ($p = 0.747$)。

画質は撮影時心拍数に関係すると考えられるため, 撮影時心拍数と画質スコアについても検討した (Fig. 5)。MD 1 beat protocol の対象となりうる心拍数

Fig. 5 Comparison of image quality score in each HR groups during scanning.

60/分以下では画質スコア 3.0 ± 0.2 点で他の心拍数より有意に高画質であった。心拍数 66/分以上の 4 群間では 66~70/分群と 81/分以上群の間に有意差 ($p = 0.0081$) を認めたが, その他の群間では有意差を認めなかった。

2-5 MD 1 beat protocol の代表例

50 歳代, 女性, 165 cm, 57 kg, BMI 20.9。撮影前の心拍数は 52/分の正常洞調律であった。Prospective CTA モードを使用し X 線ばく射位相を RR の 75% 位相で 1 心拍撮影 (MD 1 beat protocol) した。ガントリ回転速度 0.35 s/rot, 管電圧: 120 kV, 管電流: 490 mA, 撮影列数 (撮影範囲) は 200 列 (100 mm) とした。

撮影時心拍数は 53/分で, R+850 ms の心位相においてハーフ再構成を行い画質評価 A (3 点) の静止画像が得られた。DLP.e は 145.4 mGy·cm, 撮影時間は

Fig. 6 Representative Case of mid-diastolic 1 beat (MD 1 beat) protocol.

Coronary ADCT angiography was acquired by mid-diastolic (75% of RR) 1 beat (MD 1 beat) protocol with 0.35 s/rot, 120 kV, 490 mA and 0.5 mm×200 row detectors in 50 y/o female. Her height was 165 cm and her weight was 57 kg. Her HR was 53 bpm during scanning. Half reconstruction was performed at R+850 ms and image quality was excellent. DLP.e was 145.4 mGy·cm and scanning time was 1.5 s.

1.5 sであった(Fig. 6).

2-6 ES 3 beat protocol の代表例

60歳代, 女性, 156 cm, 47 kg, BMI 19.3. 撮影前の心拍数は100/分の頻脈であった. Prospective CTAモードを使用しX線ばく射位相をR+250~400 msとし3心拍撮影(ES 3 beat protocol)した. ガントリ回転速度0.35 s/rot, 管電圧: 120 kV, 管電流: 490 mA, 撮影列数(撮影範囲)は200列(100 mm)とした.

撮影時心拍数は101/分で, R+290 msの心位相において3心拍の分割式ハーフ再構成を行い画質評価A(3点)の静止画像が得られた. DLP.eは460.8 mGy·cm, 撮影時間は2.0 sであった(Fig. 7).

3. 考 察

320列ADCTは0.5 mm×320列の検出器が体軸方向に160 mmのカバレッジをもっているが, 本研究における全対象の撮影範囲の平均は119±13 mmであり, 大半は320列(160 mm)を必要としない. このことから, 被ばくに大きく関与する撮影列数設定の最適化において, カルシウムスコア測定用単純CT画像は有用と考えられた.

冠動脈CT検査における被ばく線量に關与する因子としては, 管電圧, 管電流, 撮影範囲のほか, さらにX線ばく射心位相の幅やオーバーラップするデータ量(ヘリカルスキャンではビームピッチ, 320列ADCTでは何心拍のデータを収集するか)が挙げられる. 管電圧, 管電流は画像SDに大きく影響するため, 単純に低くすることはできない. しかし適切な心位相を撮影できれば, X線ばく射心位相の幅を狭くすることが可能となり, 大きな被ばく低減効果が期待できる.

撮影プロトコルに関しては装置メーカーに推奨プロトコルが存在するものの, 明確な根拠は示されていない. したがって, 本研究では, 320列ADCTと同じ最速ガントリ回転速度(0.35 s/rot)であるAquilion 64を用いた著者らの検討^{14, 15, 18)}をもとに冠動脈のみの撮影を目的とした心拍数別のprospective ECG-gated volume scanプロトコルを決定した. 著者らの検討¹⁸⁾では緩速流入期(slow filling; SF)の長さはRR時間(ms)とPQ時間(ms)に依存し, $SF = -362 + 0.742(RR - PQ)$: $r = 0.915$, $p < 0.0001$ の關係にある. この關係からわかるようにPQ時間を無視した心拍数別のプロトコルは設定すべきではなく, 本来はSFの値から決定

Fig. 7 Representative Case of end-systolic 3 beat (ES 3 beat) protocol. Coronary ADCT angiography was acquired by end-systolic (R+250–400 ms) 3 beat (ES 3 beat) protocol with 0.35 s/rot, 120 kV, 490 mA and 0.5 mm×200 row detectors in 60 y/o female. Her height was 156 cm and her weight was 47 kg. Her HR was 101 bpm during scanning. Three sector half reconstruction was performed at R+290 ms and image quality was excellent. DLP.e was 640.8 mGy·cm and scanning time was 2.0 s.

すべきと考える。しかし一般的には心拍数から決定するほうが汎用性が高いため、本研究では1度 AV-block を除外した心拍数別のプロトコルとした。仮に PQ 時間が 300 ms の 1 度 AV-block でも、心拍数が 50/分 (RR=1200 ms) であれば SF は 306 ms 程度と推測されるので、MD 1 beat protocol の対象と考えられる。しかし、この場合 X 線ばく射心位相を RR の 75% 位相とすると X 線ばく射範囲が P 波による心房収縮を含むことになり、最適な静止心位相が得られない可能性がある。このため、X 線ばく射心位相を RR の 70% 位相に設定するような工夫が必要である。

拡張中期の X 線ばく射心位相は著者らの整脈例 3974 例の検討¹⁴⁾における拡張中期最適再構成心位相 MD recon. phase(ms) = $-17 + 0.763 \text{ RR}$, $r = 0.982$, $p < 0.0001$ から決定した。320 列 ADCT では、撮影直前までの心拍をリアルタイムに取得および解析することで、X 線ばく射心位相を適正化する real time beat control²⁰⁾機能が搭載されている。そのため、撮影時の RR に対して撮影前に設定した心位相での X 線ばく射をほぼ確実にできる。また、320 列 ADCT でハーフ再構成に必要なデータを得るためにはコーンビーム補正のため最小 350 ms の X 線ばく射を必要と

するが、PhaseShift 機能²¹⁾によって、X 線ばく射心位相を 75% のみに設定した場合、75% 位相を中心に $\pm 85 \text{ ms}$ 程度の再構成可能領域をもつ。このような機能を十分に活用し決定した今回のプロトコルは、画質を担保しつつ無駄な被ばくを抑制し、最適化されたと考えられる。

本プロトコルを用いた 320 列 ADCT での撮影時間は最長でも 3 s 以下で、この短い撮影時間により呼吸停止不良の頻度が低下したと考えられる。今回の対象全例で呼吸停止不良と思われる画像の劣化は 1 例も認めなかった。特に MD 1 beat protocol では撮影時間は $1.4 \pm 0.1 \text{ s}$ であるが、実際の X 線ばく射時間は 0.35 s 程度で、呼吸停止不能の患者にも適用できるかもしれない。

本研究では、 β ブロッカーによる積極的な心拍数のコントロールによって、対象の 73.8% (761/1031) に MD 1 beat protocol を適用でき、MD 1 beat protocol は最も低被ばくで高画質の画像が得られるプロトコルであった。

心拍数 76/分以上では収縮末期のみの X 線ばく射としたことにより、ES 2 beat protocol では MD 2 beat protocol と同レベルまで被ばく線量を低減でき、

ES-MD 2 beat protocol よりも有意に低被ばくであった。ES-MD 2 beat protocol の撮影時心拍数、画質の内訳では、MD Recon. と ES Recon. の画質に有意差はなかったが、心拍数に有意差を認めた。しかし、心拍数の重なりは大きく心拍数 66~75/分では拡張中期もしくは収縮末期のみに X 線ばく射心位相を絞ることは難しいと考えられた。

ES 2 beat protocol の画質は 2.2 ± 0.6 点、ES 3 beat protocol の画質は 2.3 ± 0.6 点であり、他の protocol より有意に低値であったが、平均では 2 点(画質評価 B)以上すなわち評価に支障のないレベルであった。これは、プロトコル作成時の収縮末期に必要な許容 TR の検討において画質評価 B 以上を目指したためであり、この結果は妥当と思われる。もちろん、この群でもより高い画質が望まれる。しかし、本装置でそれを実現するには収集心拍数を増し、時間分解能の向上を図ることが必要で、当然、被ばくは増加する。高心拍数であっても低被ばくで高画質の画像を得るには、ガントリ回転速度の高速化が期待される。

320 列 ADCT は最速ガントリ回転速度が 0.35 s/rot であり、画質においては高心拍数例で分割式ハーフ再構成を用いたとしても、低心拍数例の MD 1 beat protocol には及ばず、低被ばく、高画質を両立させるためには心拍数を 60/分以下まで低くコントロール

し、MD 1 beat protocol で撮影することが最も望ましい。しかし、心拍数のコントロールが困難で心拍数が 76/分以上でも収縮末期のみをターゲットとした X 線ばく射を行うことによって、連続 X 線ばく射よりも無駄な被ばくを減少させることができた。

4. 結 語

64 列 MDCT における心拍数と最適再構成心位相の検討、RR と SF の検討、収縮末期再構成に必要な時間分解能の検討から心拍数に応じた 320 列 ADCT 用の最適と思われるプロトコルを構築し、臨床例で被ばくと画質の検討を行った。MD 1 beat protocol は低被ばくと高画質を両立できる最も優れた撮影法で、当院では β ブロッカーによる積極的な心拍数コントロールによって 73.8% の患者に適用できた。心拍数を十分コントロールできなかった高心拍数例でも収縮末期のみに X 線ばく射心位相を絞った ES 2 beat protocol や ES 3 beat protocol を用いれば、連続 X 線ばく射よりも低被ばくで許容される画質が得られた。以上から、このプロトコルの妥当性が実証された。

なお、本論文の要旨は、第 19 回日本心血管インターベンション治療学会学術集会(2010 年 8 月、仙台)において発表した。

参考文献

- 1) Nikolaou K, Knez A, Rist C, et al. Accuracy of 64-MDCT in the diagnosis of ischemic heart disease. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(1): 111-117.
- 2) Fine JJ, Hopkins CB, Ruff N, et al. Comparison of accuracy of 64-slice cardiovascular computed tomography with coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2006; 97(2): 173-174.
- 3) Leber AW, Knez A, von Ziegler F, et al. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46(1): 147-154.
- 4) Motoyama S, Kondo T, Anno H, et al. Atherosclerotic plaque characterization by 0.5-mm-slice multislice computed tomographic imaging. *Circ J* 2007; 71(3): 363-366.
- 5) Motoyama S, Kondo T, Sarai M, et al. Multislice computed tomographic characteristics of coronary lesions in acute coronary syndromes. *J Am Coll Cardiol* 2007; 50(4): 319-326.
- 6) Shuman WP, Branch KR, May JM, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 2008; 248(2): 431-437.
- 7) Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007; 298(3): 317-323.
- 8) Huang B, Li J, Law MW, et al. Radiation dose and cancer risk in retrospectively and prospectively ECG-gated coronary angiography using 64-slice multidetector CT. *Br J Radiol* 2010; 83(986): 152-158.
- 9) 陣崎雅弘. 新たな心臓撮影法 SnapShot™Pulse の有用性と新たなイメージング法 Volume Dual Energy 法の有用性. *映像情報(M)* 2007; 39(7): 62-67.
- 10) DeFrance T, Dubois E, Gebow D, et al. Helical prospective ECG-gating in cardiac computed tomography: radiation dose and image quality. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 26(1): 99-107.
- 11) 佐野始也, 松谷英幸, 近藤 武, 他. 高ヘリカルピッチを用いた前向き心電図同期ヘリカルスキャンによる冠動脈 MDCT の被ばく低減効果. *日放技学誌* 2010; 66(7): 774-780.
- 12) 新野俊之. Area Detector CT - Aquilion ONE™ - を可能にした要素技術. *日放技学誌付録* 2009; 65(3): 19-24.
- 13) 松谷英幸, 佐野始也, 近藤 武, 他. 320 列面検出器 CT を用いた前向き心電図同期 1 心拍冠動脈撮影による被ばく低減効果 - 64 列 MDCT との比較 -. *日放技学誌* 2010; 66(12): 1548-1554.
- 14) 佐野始也. 64 列 MDCT による冠動脈撮影の最適なプロトコルを求めて. *日放技学誌* 2011; 67(5): 601-607.
- 15) 佐野始也, 松谷英幸, 近藤 武, 他. 収縮末期再構成となった高心拍数症例の冠動脈 CT 撮影における RR 間隔, 最適再構成心位相, 時間分解能, 画質の関係 - 高心

- 拍数症例の最適撮影プロトコルを求めて－. 日放技学誌 2011; 67(7): 765-771.
- 16) Hoe J, Toh KH. First experience with 320-row multidetector CT coronary angiography scanning with prospective electrocardiogram gating to reduce radiation dose. J Cardiovasc Comput Tomogr 2009; 3(4): 257-261.
- 17) 関根貴子, 児玉隆秀, 近藤 武, 他. 冠動脈 MDCT 撮影におけるプロプラノロール静注の有用性と安全性. 日放技学誌 2010; 66(12): 1539-1547.
- 18) Sano T, Kondo T, Matsutani H, et al. Significance of PQ interval in acquisition of coronary multidetector row computed tomography. J Cardiol 2009; 54(3): 441-451.
- 19) Matsutani H, Sano T, Kondo T, et al. ECG-edit function in multidetector-row computed tomography coronary arteriography for patients with arrhythmias. Circ J 2008; 72(7): 1071-1078.
- 20) 東芝メディカルシステムズ. エリアディテクター CT 「Aquilion ONE」. INNERVISION 2010; 25(1): 20.
- 21) Bedayat A, Rybicki FJ, Kumamaru K, et al. Reduced exposure using asymmetric cone beam processing for wide area detector cardiac CT. Int J Cardiovasc Imaging 2011 Feb 19.

図表の説明

- Fig. 1 320 列 ADCT の各収集心拍数別の, 心拍数と各ガントリ回転速度における TR の関係および収縮末期再構成に必要な許容 TR($TR < -46 + 12600/HR$) の関係
(a) 2 心拍収集の場合
(b) 3 心拍収集の場合
(c) 4 心拍収集の場合
- Fig. 2 各 protocol 別の撮影時間の比較
- Fig. 3 各 protocol 別の DLP.e の比較
- Fig. 4 各 protocol 別の画質スコアの比較
- Fig. 5 撮影時心拍数と画質スコアの比較
- Fig. 6 MD 1 beat protocol の代表例
- Fig. 7 ES 3 beat protocol の代表例

Table 1 心拍数別の撮影プロトコル(X 線ばく射心位相および収集心拍数)

Table 2 対象 1031 例における protocol 別の各指標の比較