原 著

ペースメーカー植込み患者における被ばく低減を考慮した
冠動脈 MDCT の撮影法松谷英幸・佐野始也・近藤 武¹⁾・関根貴子・新井雄大・森田ひとみ
秋山知宏²⁾・平井晃一²⁾・佐藤大輔²⁾・福本 恵²⁾・高瀬真一¹⁾論文受付
2009年 9 月 9 日論文受理
2009年10月27日

Code No. 251

高瀬クリニック放射線部

1) 高瀬クリニック循環器科

2) 高瀬クリニック臨床工学部

緒 言

近年、冠動脈 multidetector-row computed tomography (MDCT) の進歩は目覚ましく、冠動脈狭窄ばかりでなくプラークの診断も可能となってきた^{1~6)}。しかし、64 列以下の MDCT を用いた心電図同期冠動脈撮影では、撮影中の心拍変動、不整脈、高心拍数の患者では良好な画像が得られず判読できない場合もある。また、冠動脈 MDCT では被ばくが高いとされ、ことに若い女性では注意を要する⁷⁾。この被ばくに対して、

近年、種々の被ばく低減の試みがなされている^{8,9)}。

ペースメーカー植込み患者は比較的高齢者が多く、虚血性心疾患を合併する頻度も高い。しかし、右室ペーシングでは心室の興奮伝播および退縮過程が異なるため心電図上虚血性 ST、T 変化の判定が難しく心電図から虚血性心疾患を診断することは困難である¹⁰⁾。

ペースメーカー植込み患者の冠動脈 MDCT ではペーシングリードアーチファクトは必ず出現し、場合によっては冠動脈評価ができないことも予想される。し

A New Acquisition Method with Pacemaker Resetting of Coronary Multidetector-row Computed Tomography for Reduction of Radiation Dose in Patients with Pacemaker

Hideyuki Matsutani, Tomonari Sano, Takeshi Kondo,¹⁾ Takako Sekine, Takehiro Arai, Hitomi Morita, Tomohiro Akiyama,²⁾ Kouichi Hirai,²⁾ Daisuke Sato,²⁾ Kei Fukumoto,²⁾ and Shinichi Takase¹⁾

Department of Radiology, Takase Clinic

1) Department of Cardiology, Takase Clinic

2) Department of Clinical Engineering, Takase Clinic

Received September 9, 2009; Revision accepted October 27, 2009; Code No. 251

Summary

We proposed a new acquisition method of coronary MDCT achieved by pacing rate resetting and/or propranolol or verapamil injection in patients with a pacemaker. Coronary MDCT was undertaken in 57 patients with a pacemaker (DDD: 51, VVI: 6) and in 2975 patients with sinus rhythm as control using Aquilion 64 (Toshiba). Pacing rate was reset to 60 beats per minute (bpm) in DDD, and spontaneous beats were suppressed by propranolol injection. Pacing rate was reset to 70 bpm in atrial fibrillation with VVI, and spontaneous beats were suppressed by verapamil injection. Coronary MDCT was undertaken using as high a beam pitch (BP) as possible. When spontaneous beats were not suppressed, we selected the optimal gantry speed and BP to get the highest temporal resolution. Image quality makes no significant difference between pacemaker and sinus rhythm. When spontaneous beats were completely suppressed (all pacing), mean radiation dose and acquisition time, respectively, decreased by 33.0% and 35.2% in DDD compared with the method recommended by Heart Navi (by Toshiba), and they decreased by 38.1% and 25.9%, respectively, in VVI compared with the method recommended by Heart Navi. We could not estimate coronary stenosis in the proximal right coronary artery by lead artifacts in 30% of DDD pacemakers. In conclusion, the new method is useful for not only reducing radiation dose and acquisition time, but also for maintaining image quality in patients with a pacemaker.

Key words: coronary multidetector-row computed tomography (MDCT), pacemaker, high helical pitch, radiation dose, acquisition time

別刷資料請求先：〒 370-0036 群馬県高崎市南大類町 885-2
高瀬クリニック 放射線部 松谷英幸 宛

かし、ペースメーカ植込み患者では自己もしくは不整脈が出現しなければ、冠動脈 MDCT 撮影に最も適したペーシング頻度を設定可能で高画質の画像が得られる可能性が高い。

筆者ら¹¹⁾は Aquilion 64(東芝メディカルシステムズ社製)を用いてファントム実験を行い、不整脈の心電図編集(ECG-edit)で、体軸方向にデータ欠損を生じない最大データ収集間隔時間 $T_{\max}(\text{sec}) = ((69.88/\text{HP}) - 0.64) \times \text{ガントリ回転速度}$ の式を導き出した。これにより不整脈例の最適ヘリカルピッチ(HP)の設定が可能となった。佐野ら¹²⁾は上記の式を用いて整脈例における冠動脈 MDCT の被ばく低減を目的とした High HP 撮影を行い、診断に十分な画質を保ちつつ、被ばく低減と撮影時間の短縮が可能であると報告し、さらに緩速流入期(Slow Filling: SF) $= -362 + 0.742(\text{RR} - \text{PQ})$ の式を導き出し、心拍数と房室間伝導時間(PQ 時間)から緩速流入期の長さを算出できると報告している¹³⁾。ペースメーカ植込み患者では、ペースメーカプログラムを使用し心拍数や房室間伝導時間などの設定変更が可能で、上記の式を用いて最適な撮影条件を設定することで被ばく低減と撮影時間の短縮が可能と考えられる。そこで、このような工夫を行って撮影した場合の画質、被ばく、撮影時間およびペーシングリードアーチファクトの影響について検討した。

1. 目的

ペースメーカ植込み患者の冠動脈 MDCT 撮影に際して、ペースメーカプログラムを用いて冠動脈 MDCT 撮影に適したペーシング設定に変更し、被ばくの低減を考慮して撮影条件を決定した。このようにして得られた画像の画質を洞調律患者と比較し、さらに被ばく、撮影時間計測を行い、これらの工夫の妥当性を検討した。また、ペーシングリードアーチファクトの影響についても検討した。

2. 対象

2006 年 2 月 1 日から 2008 年 2 月 29 日までに冠動脈 MDCT を行った連続 3,750 例のうち、呼吸停止不良 157 例(4.2%)、撮影範囲不良 10 例(0.3%)、造影不良 18 例(0.5%)、不整脈 533 例(14.2%)を除く 3,032 例を対象とした。このうち洞調律群は 2,975 例(男性 1,654 例、女性 1,321 例)で、平均年齢は 65 ± 11 歳、身長は 160.9 ± 9.2 cm、体重は 62.1 ± 11.2 kg、body mass index(BMI)は 23.9 ± 3.1 であった。ペーシング群は 57 例(男性 31 例、女性 26 例)で、平均年齢は 76 ± 7 歳、身長は 156.1 ± 8.8 cm、体重は 56.9 ± 10.8 kg、BMI は 23.3 ± 3.7 であった。ペーシング群の基礎疾患は、洞機能不全症候群 26 例、完全房室ブロック

11 例、除脈性心房細動 10 例、II 度房室ブロック 6 例、高度房室ブロック 3 例、発作性上室性頻拍 1 例であった。ペーシングモードは DDD 51 例、VVI 6 例であった。

3. 方法

3-1 使用機器

CT 装置は Aquilion 64 Super Heart(東芝メディカルシステムズ社製)、造影剤自動注入機 Stellant Dual Flow(日本メドラッド社製)、ベッドサイドモニタ BSM-2401(日本光電工業社製)、ペースメーカプログラム 2090(日本メドトロニック社製)を用いた。

3-2 ペースメーカの設定変更

ペースメーカの設定変更は循環器専門医の立ち会いのもと臨床工学技士が行った。

Aquilion 64 装置の最速ガントリ回転速度は 0.35 sec/rot であるため、ハーフ再構成の時間分解能は最高で 175 ms である。この時間分解能でも静止した冠動脈が撮影できる十分な緩速流入期を、 $\text{SF} = -362 + 0.742(\text{RR} - \text{PQ})$ の式を用いて求めた。ペーシング頻度は 10 bpm(beats per minute)刻み、房室間伝導時間は 10 ms 刻みで設定が可能である。心拍変動をさけるため心房および心室がすべてペーシングされる状態を目標とした。

3-2-1 DDD モードの場合

ペーシング頻度 60 bpm で房室間伝導時間を 100 ms に設定変更した場合、上記の式を用いて緩速流入期の長さを算出すると 306 ms となり MDCT のハーフ再構成法の時間分解能に対して十分な長さとなる。よって、DDD モードの設定はペーシング頻度 60 bpm、房室間伝導時間 100 ms とした。自己の P 波が出現する場合は禁忌がない限り propranolol 2 ~ 10 mg を静注し抑制した。propranolol で自己が抑制できない場合および propranolol が禁忌で心拍数 85 bpm 以下の場合は房室間伝導時間 100 ms とした。心拍数が 86 bpm 以上の場合はペーシング頻度を 100 bpm に設定しセグメント再構成法で高時間分解能が得られる設定とした(Fig. 1)。本研究では 51 例の内 46 例(90.2%)で設定変更を行った。

3-2-2 心房細動で VVI モードの場合

原疾患が心房細動の場合は心房収縮(P 波)がなく緩速流入期が次の R 波直前まで続くので、PQ 時間は 0 ms と考えられ、上記の式を用いて緩速流入期の長さを算出するとペーシング頻度 70 bpm であっても緩速流入期は 273 ms となり、MDCT のハーフ再構成法の時間分解能に対して十分な長さとなる。したがって、心房細動で VVI モードの場合はペーシング頻度を 70 bpm に設定した。自己の QRS 波が出現する場合には禁忌がない限り verapamil 5 mg を静注し抑制した(Fig. 2)。本

Fig. 1 Flow chart of pacing rate resetting, spontaneous beat suppression, and CT acquisition parameter setting in patients with a DDD mode pacemaker.

Fig. 2 Flow chart of pacing rate resetting, spontaneous beat suppression, and CT acquisition parameter setting in atrial fibrillation patients with a VVI mode pacemaker.

研究では 6 例の内 4 例(66.7%)で設定変更を行った。

3-3 撮影プロトコールおよび画像再構成方法

撮影条件は、管電圧：120 kV、管電流(200 ～ 600 mA)：体格を考慮し決定、ガントリ回転速度：0.35 sec/rot、撮影スライス厚：0.5 mm×64 列とした。HP は、 $T_{max}(sec) = ((69.88/HP) - 0.64) \times \text{ガントリ回転速度の式を展開し}$ 、 $T_{max} = RR$ から $HP = 24.46/(RR + 0.224)$ を用いてデータ欠損を生じない最大 HP を算出した。心拍数 60 bpm で HP：19.9[ビームピッチ(BP)：0.311]、心拍数 70 bpm で HP：22.6(BP：0.353)と算出された。最大 HP(BP)で撮影した場合、バンディングアーチファクトが出現してしまうため、RR に 5 ～ 10%を加え余裕をもたせた HP(BP)の設定を行った。ECG(Electrocardiogram)-dose modulation は DDD モードの場合、High mA Range を RR(1000 ms)の 65 ～ 85%の範囲とし、低減率は最大に設定した。心房細動で VVI モードの場合は、High mA Range を RR(857 ms)の 85%から次の R 波までの範囲とし、低減率は最大に設定した。画像再構成はスライス厚：0.5 mm、画像再構成間隔：0.3 mm、再構成関数：FC 13 で行った。

造影は当施設の方法¹¹⁾で造影剤注入時間を一定とし、基本的には体重によって注入速度・注入量を決定し、造影剤、混合液(造影剤：生理食塩水 = 50%：50%)、生理食塩水の順に三段注入法で造影した。

3-4 画質評価方法

画質評価は当施設の方法¹⁴⁾で技術的観点から評価し、主に冠動脈の静止状態を評価した。石灰化や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。画質は A(3 点)：Excellent 素晴らしい、B(2 点)：Acceptable 受け入

れられる、C(1 点)：Unacceptable 受け入れられないの三段階に評価した。評価は循環器医師 1 名と放射線技師 2 名の協議で決定した。

3-5 被ばくおよび撮影時間の評価

管電圧、管電流、撮影範囲は同一とし、Aquilion 64 に搭載されている最適撮影条件選択機能(Heart Navi)で自動設定された条件で撮影したと仮定した。DDD モードの場合は、ECG-dose modulation：ON と仮定し、心房細動で VVI モードの場合は、ECG-dose modulation：OFF として撮影したと仮定して、被ばくおよび撮影時間を求めて、著者らのペースメーカ再設定法(resetting method)と比較した。また、すべてペーシング状態となった(all pacing)群と一部自己を認める(partial pacing)群との比較も行った。被ばく線量の指標としては dose length product(DLP)を用いた。

3-6 ペーシングリードアーチファクト評価方法

American Heart Association(AHA)の segment 分類¹⁵⁾に従い、curved multi planer reconstruction(CPR)および冠動脈の横断像で冠動脈内腔評価に全く影響を与えない場合をアーチファクトなし、アーチファクトが冠動脈にわずかにかかるが冠動脈内腔の評価が可能な場合を軽度アーチファクト、冠動脈内腔の評価が不可能な場合を高度アーチファクトとした。評価は循環器医師 1 名と放射線技師 2 名の協議で決定した。

3-7 統計処理

数値データは平均 ± 標準偏差(SD: standard deviation)で記載し、二群間の数値データは対応のある t 検定もしくは対応のない t 検定を行い、カテゴリデータは χ^2 検定を行った。有意水準は $P < 0.05$ とした。試

Fig. 5 A representative case with a VVI mode pacemaker.

She was a 72-year-old woman with atrial fibrillation and a VVI mode pacemaker.

(a) The ECG at coming into the CT laboratory. The pacing rate was 70 bpm and spontaneous ventricular beats were observed.

(b) We intravenously injected verapamil 5 mg to suppress spontaneous ventricular beat, and then complete ventricular pacing beats were observed.

VP: Ventricular pacing, VS: Ventricular sensing

(Fig. 5b). 撮影条件は、RR に 9% の余裕をもたせた HP: 21.0 (BP: 0.328), ガントリ回転速度: 0.35 sec/rot, 管電圧: 120 kV, 管電流: 350 mA, ECG-dose modulation: ON, 撮影範囲は 102 mm で行った. 撮影中は心拍数 70 bpm (RR=857 ms) で心拍変動はなかった. 画像再構成は、絶対値法で R+780 ms の心位相でハーフ再構成法を用いた. Heart Navi が推奨する条件 [HP: 12.0 (BP: 0.188), ガントリ回転速度: 0.375 sec/rot] で心拍数 70 bpm では通常 ECG-dose modulation は使用しないため, その場合と比較すると, 被ばくは DLP で 780 mGy·cm から 320 mGy·cm となり 59.0% 減少し, 撮影時間は 7.9 sec から 4.6 sec となり 41.8% 短縮した. 画質はモーションアーチファクトやバンディングアーチファクトがなく良好であり画像評価は A ランクであった. また, 冠動脈内腔の評価に影響を与えるペーシングリードアーチファクトは認められなかった (Fig. 6).

4-3 画質評価

洞調律群は A ランクが 2,229 例 (74.9%), B ランク 612 例 (20.6%), C ランク 134 例 (4.5%) であった. ペーシング群は A ランクが 45 例 (78.9%), B ランク 11 例 (19.3%), C ランク 1 例 (1.8%) であった. χ^2 検定では有意差を認めなかった (Fig. 7a). Partial pacing 群は A ランクが 15 例 (55.6%), B ランク 10 例 (37.0%), C ランク 2 例 (7.4%) であった. All pacing 群は A ランクが 29 例 (96.7%), B ランク 1 例 (3.3%), C ランク 0 例 (0.0%) であった. χ^2 検定で有意差 ($P=0.001$) を認めた (Fig. 7b).

4-4 被ばくおよび撮影時間

4-4-1 DDD モード

全例 (52 例) を対象とした検討では, Heat Navi 推奨の条件と比較してペースメーカー再設定法 (resetting method) では, DLP は 980 ± 276 mGy·cm から 840 ± 362

Fig. 6 Coronary MDCT acquired by the pacemaker resetting method in a patient with atrial fibrillation and a VVI mode pacemaker.

mGy·cm に 14.3% 有意 ($P<0.0001$) に減少し, 撮影時間は 8.9 ± 0.7 sec から 7.3 ± 1.8 sec に 18.0% 有意 ($P<0.0001$) に短縮した. All pacing 群 (25 例) の検討では, DLP は 830 ± 160 mGy·cm から 556 ± 109 mGy·cm に 33.0% 有意 ($P<0.0001$) に減少し, 撮影時間は 8.8 ± 0.6 sec から 5.7 ± 0.4 sec に 35.2% 有意 ($P<0.0001$) に短縮した (Fig. 8a). Partial pacing 群 (26 例) と all pacing 群 (25 例) の比較では, DLP はそれぞれ 1115 ± 302 mGy·cm と 556 ± 109 mGy·cm (49.9%) と all pacing 群で有意 ($P<0.0001$) に低く, 撮影時間はそれぞれ 8.9 ± 1.1 sec と 5.7 ± 0.4 sec (64%) と all pacing 群で有意 ($P<0.0001$) に短かった (Fig. 8b).

4-4-2 VVI モード

全例 (6 例) を対象とした検討では, Heat Navi 推奨の条件と比較してペースメーカー再設定法 (resetting method) では, DLP は 877 ± 191 mGy·cm から 543 ± 261 mGy·cm に 38.1% 有意 ($P=0.03$) に減少し, 撮影時間は 8.5 ± 0.5 sec から 6.3 ± 1.8 sec に 25.9% 有意 ($P=0.03$) に短縮した. All pacing 群 (4 例) の検討では, DLP は

Fig. 7 (a) Comparison of image quality between partial pacing group and all other pacing groups. (b) Comparison of image quality between sinus rhythm group and pacemaker group.

Fig. 8 (a) Reduction of radiation dose and acquisition time using the pacemaker resetting method achieved by pacing rate resetting and/or propranolol injection in 25 patients with all pacing in DDD mode. Left panel: DLP reduction by the pacemaker resetting method. Right panel: Acquisition time reduction by the pacemaker resetting method. (b) Comparison of radiation dose and acquisition time between partial pacing group and all other pacing groups in 51 patients with a DDD mode pacemaker. Left panel: Comparison of DLP between partial pacing group and all other pacing groups. Right panel: Comparison of acquisition time between partial pacing group and all other pacing groups.

平均 895 mGy·cm から平均 395 mGy·cm に 55.9% 減少し、撮影時間は平均 8.5 sec から平均 5.2 sec に 38.8% 短縮した (Fig. 9a)。Partial pacing 群 (2 例) と all pacing 群 (4 例) の比較では、DLP はそれぞれ平均 840 mGy·cm と平均 395 mGy·cm (47.0%) であった、撮影時間はそれぞれ平均 8.6 sec と平均 5.2 sec (60.5%) であった (Fig. 9b)。

4-5 ペーシングリードアーチファクト評価

DDD モードは計 626 セグメントを評価し、右冠動脈中極側 (RCA#1) に冠動脈評価が困難となるような高度アーチファクトを 15 例 (29.4%) で認め、RCA#4PD に 1 例 (2.4%) で認めた (Fig. 10a)。VVI モードは計 68

セグメントを評価し、冠動脈評価が困難となるような高度アーチファクトは全く認められなかった (Fig. 10b)。

5. 考 察

5-1 DDD モードの設定に関して

症例 1 では、CT 室入室時の設定ではペーシング頻度 70 bpm、房室間伝導時間 150 ms であり、前述の式を用いて算出すると、緩速流入期は 163 ms となる。ガントリ回転速度 0.35 sec/rot でのハーフ再構成の時間分解能は最高で 175 ms であるため、この状態のまま撮影を行えば時間分解能不足のためにモーションアーチファクトが出現したと考えられる。ペースメーカープログラマでペーシング頻度 60 bpm に設定変更する

Fig. 9 (a) Reduction of radiation dose and acquisition time using the pacemaker resetting method achieved by pacing rate resetting and/or verapamil injection in 4 patients with all pacing in the VVI mode. Left panel: DLP reduction by the pacemaker resetting method. Right panel: Acquisition time reduction by the pacemaker resetting method.
(b) Comparison of radiation dose and acquisition time between partial pacing group and all other pacing groups in 6 patients with a VVI mode pacemaker. Left panel: Comparison of DLP between partial pacing group and all other pacing groups. Right panel: Comparison of acquisition time between partial pacing group and all other pacing groups.

Fig. 10 Effect of pacing lead artifacts on evaluation of coronary luminal stenosis.
(a) Effect of segments and frequency of DDD pacing lead artifacts on evaluation of coronary luminal stenosis.
(b) Effect of segments and frequency of VVI pacing lead artifacts on evaluation of coronary luminal stenosis.

と、心拍数が低下したため緩速流入期は長くなるが、自己の心房収縮(P波)が発生し、短いRRは960 msであり緩速流入期は233 msとなる。しかし、撮影中により頻度の高い自己のP波が発生して十分な緩速流入期が得られない可能性があり、モーションアーチファクトが出現したかもしれない。Propranololの静注により自己のP波を抑制し、さらに房室間伝導時

間を100 msに短縮することにより心房および心室を心拍数60 bpmのペースング状態とし、緩速流入期を306 msに延長できたので、ハーフ再構成法の時間分解能でも良好な拡張中期画像が得られたと考えられた。

5-2 心房細動でVVIモードの設定に関して

症例2では、基礎疾患が心房細動で、CT室入室

Table 1 Relationship among max helical pitch (beam pitch), DLP and acquisition time at each heart rate.

HR (bpm)	max HP	(Beam pitch)	DLP (mGy·cm) ECG-dose modulation (65–85%)		Acquisition time (sec)
			OFF	ON	
70	22.6	(0.353)	630	480	5.0
60	19.9	(0.311)	710	520	5.7
50	17.1	(0.267)	820	560	6.6
40	14.1	(0.220)	950	620	7.6

Scan condition: 120 kV, 400 mA, 0.35 s/r, 120 mm

時の心電図では自己の QRS 波が出現し心拍変動が大きく、このままの状態では撮影し良好な画像を得るには心電図編集が必要となる。この場合データ欠損を回避するため HP を小さく設定しなければならず、被ばくが高くなると考えられる。そこで、verapamil を静注し房室伝導を抑制しペースング頻度を 70 bpm に設定してすべて心室ペースングの状態とした。この症例は心房細動なので心房収縮(P 波)がなく、緩速流入期は 273 ms となり、ハーフ再構成の時間分解能でも良好な拡張中期画像が得られたと考えられた。

5-3 ペースング頻度および房室間伝導時間の設定に関して

佐野らは整脈例で収縮末期と拡張中期の画質の比較を行い、拡張中期の画質が有意に高かったと報告¹⁶⁾している。したがって、本研究では拡張中期で再構成することを前提にペースング頻度の設定を行った。同一撮影条件で体軸方向のデータの重なりを一定とした場合、心拍数が高いほど High HP(BP)撮影が可能で、さらなる被ばくの低減と撮影時間も短縮ができる(Table 1)。よって拡張中期再構成が可能な範囲でペースング頻度を高く設定することが最適と考えられた。また、ペースング頻度を高く設定することで、自己の出現を抑制できる可能性があり、propranolol や verapamil などの薬剤を使用しなくても、すべての心拍をペースング状態にできるかもしれない。本研究のペースング頻度は、DDD モードでは 60 bpm、心房細動で VVI モードでは 70 bpm に設定したが、両者とも理論的に十分な緩速流入期の長さが得られるはずで、結果的に良好な拡張期再構成画像が得られた。しかし、DDD モードではペースング頻度に加え房室間伝導時間の設定変更が重要で、通常は自己を優先させるために房室間伝導時間は長く設定されている場合が多く、房室間伝導時間を短縮しなければペースング頻度が 60 bpm であっても十分な長さの緩速流入期ではなく良好な画像が得られない。もし、房室間伝導時間の設定変更なしで良好な画像を得るには高い時間分解能が必要となるが、それにはセグメント再構成を行うため High-HP(BP)設定

が行えず、被ばく低減および撮影時間短縮は不可能となる。したがって、これらの設定は最適であったと考えられた。特に心房細動で VVI モードの場合は心房収縮(P 波)がないことから心拍数 70 bpm でも拡張中期の良好な画像が得られ、しかも High HP(BP)設定および ECG-dose modulation をも使用可能となり、大幅な被ばく低減と撮影時間の短縮が可能であった。

5-4 心拍変動がない効果

ペースメーカ植込み患者では、propranolol や verapamil などで自己を抑制できれば、不整脈が出現しない限り心拍変動はない。洞調律の場合、呼吸停止練習時と本スキャン時の心拍数の違いや、撮影中の心拍変動を考慮し、HP(BP)設定は体軸方向にデータ欠損を生じないように余裕をもたせた設定となる。佐野らは HP(BP)の設定は最大 RR の 20%の余裕が必要であったと報告¹²⁾している。しかし、心拍変動がなければ体軸方向にデータ欠損を生じない限界の HP(BP)設定が可能で、より被ばく低減ができると考えられた。また、心拍変動がなければ ECG-dose modulation の被ばく低減域を広く設定でき、さらなる被ばく低減が可能になると思われる。したがってペースング頻度を変更し、禁忌がない限り propranolol や verapamil などを投与して、すべてがペースングとなる状態にすることが重要と思われた。

5-5 予想外に出現する不整脈の問題

High HP(BP)撮影では、撮影時に予想外の不整脈が出現すると体軸方向にデータ欠損が生じてしまう。したがって、撮影前の心電図をよく観察し、慎重に設定する必要がある。もし呼吸停止練習時などに不整脈が認められれば、撮影後に心電図編集を行わなければならないことを考慮し、心電図編集を行っても体軸方向にデータ欠損を生じない HP(BP)の設定が必要である。

5-6 画質評価 C ランクとなった原因

本研究の対象患者の内、冠動脈評価ができなかった症例が 1 例(1.8%)あった。この症例は完全房室ブ

ロックでペースメーカの植込みを行った患者で、CT 室入室時のペーシング設定は、DDD モードでペーシング頻度 70 bpm で、自己の P 波を認め、心拍数が 95 bpm であった。Propranolol を静注しても心拍数を 60 bpm 以下にするのは困難と判断し、セグメント再構成法で収縮末期を高時間分解能で再構成できる 100 bpm にペーシング頻度を設定し、すべてペーシングの状態で撮影したが、C ランクの画質となった。この原因は、時間分解能不足でモーションアーチファクトが発生したことと、ペースメーカ植込み患者は右室ペーシングのため、右室が興奮してから遅れて左室が興奮する左脚ブロック型の収縮を呈し、収縮末期再構成では右冠動脈と左冠動脈の静止位相が異なることが関係していると思われる。

5-7 ペーシングリードの影響

冠動脈狭窄度の判定を妨げるような高度アーチファクトは RCA#1 に高率に認められた。これは RCA#1 の近傍に存在している心房リードによるものと考えられた。よって心房リードを用いる DDD モードペースメーカ植込み患者では、約 30% で RCA#1 が評価不能となる可能性があることを考慮する必要がある。また、心周期によってペーシングリードアー

チファクトの冠動脈への影響が異なる可能性があり、本研究では収縮期は 215 セグメントの内 55 セグメント(25.6%)、拡張期は 479 セグメントの内 74 セグメント(15.4%)と、収縮期で高率に影響を与える傾向であった。これは拡張期よりも収縮期では心臓の静止している時間が短いため時間分解能の不足によるモーションアーチファクトが影響していると考えられる。今後はサブトラクションなどによりペーシングリードアーチファクトを除去する技術の登場を期待したい。

6. 結 語

ペースメーカ植込み患者では、ときにペーシングリードアーチファクトにより RCA#1 の評価ができない場合があるが、ペースメーカ設定を工夫し、自己が出現する場合は禁忌がない限り propranolol や verapamil など投与して自己を抑制し、High-HP (BP) 撮影と ECG-dose modulation を併用することで、画質を低下させることなく、被ばく低減と撮影時間短縮が可能であった。

なお、本論文の要旨は、2008 年 10 月、第 36 回日本放射線技術学会秋季学術大会(軽井沢)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) Choi BJ, Kang DK, Tahk SJ, et al. Comparison of 64-slice multidetector computed tomography with spectral analysis of intravascular ultrasound backscatter signals for characterizations of noncalcified coronary arterial plaques. *Am J Cardiol* 2008; 102(8): 988-993.
- 5) 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.
- 6) 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.
- 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) 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: 62-65.
- 9) 山田徳和. 心臓 CT の最新情報. 児玉和久 監. 心臓血管画像 MOOK. 産業開発機構, 東京, 2008: 42-43.
- 10) Klimczak A, Wranicz JK, Cygankiewicz I, et al. Electrocardiographic diagnosis of acute coronary syndromes in patients with left bundle branch block or paced rhythm. *Cardiol J* 2007; 14(2): 207-213.
- 11) 松谷英幸, 佐野始也, 近藤 武, 他. ECG-edit の必要な不整脈例の心臓 MDCT 撮影におけるヘリカルピッチ(HP)の最適化. *日放技学誌* 2008; 64(11): 1343-1351.
- 12) 佐野始也, 松谷英幸, 近藤 武, 他. 心臓 MDCT における被ばく低減を目的としたハイヘリカルピッチ撮影の有用性. *日放技学誌* 2009; 65(7): 903-912.
- 13) Sano T, Kondo T, Matsutani H, et al. Significance of PQ interval in acquisition of coronary multidetector row computed tomography. *Journal of Cardiology* 2009; 54: 441-451.
- 14) 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.
- 15) A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 1975; 51(4 suppl): 5-40.
- 16) 佐野始也. より良い撮影技術を求めて(その 95): 心臓 CT 撮影のプロトコルを考える「画像再構成」. *放射線撮影分科会誌* 2009; 52: 28-31.

図表の説明

- Fig. 1 DDD モードペースメーカ植込み患者のペーシング頻度設定, 自己抑制, 撮影条件設定の流れ図
- Fig. 2 VVI モードペースメーカ植込み患者のペーシング頻度設定, 自己抑制, 撮影条件設定の流れ図
- Fig. 3 DDD モードペースメーカの代表症例
79 歳, 男性. 洞機能不全症候群(SSS)でペースメーカの植込みを行った患者
(a) CT 室入室時の心電図. ペーシング頻度 70 bpm, 房室間伝導時間 150 ms の設定で心房はペーシングで心室は融合収縮を呈する状態
(b) ペーシング頻度 60 bpm に設定し, 心房は自己脈で心室は融合収縮を呈する状態
(c) 心房の自己を抑制するため propranolol 2 mg を静注, 心室の自己抑制と緩速流入期を延長させるため房室間伝導時間 100 ms に設定し, 心房および心室がすべてペーシングの状態とした.
AP: 心房ペーシング, VP: 心室ペーシング, AS: 心房センシング
- Fig. 4 ペースメーカ再設定法(resetting method)で撮影した DDD モードペースメーカ植込み患者の冠動脈 MDCT 画像
- Fig. 5 VVI モードペースメーカの代表症例
72 歳, 女性. 除脈性心房細動でペースメーカの植込みを行った患者
(a) CT 室入室時の心電図. ペーシング頻度 70 bpm の設定で心室は自己とペーシングが混在する状態
(b) 心室の自己を抑制するため verapamil 5 mg を静注し, 心室はすべてペーシングの状態とした.
VP: 心室ペーシング, VS: 心室センシング
- Fig. 6 ペースメーカ再設定法(resetting method)で撮影した心房細動で VVI モードペースメーカ植込み患者の冠動脈 MDCT 画像
- Fig. 7 (a) 洞調律群とペーシング群の画質の比較
(b) Partial pacing 群と all pacing 群の画質の比較
- Fig. 8 (a) DDD モードの all pacing 群(25 例)における Heart Navi 推奨条件とペースメーカ再設定法(resetting method)との DLP および撮影時間の比較
左: Resetting method による DLP の減少
右: Resetting method による撮影時間の減少
(b) DDD モードで partial pacing 群(26 例)と all pacing 群(25 例)との DLP および撮影時間の比較
上: DLP の比較
下: 撮影時間の比較
- Fig. 9 (a) VVI モードの all pacing 群(4 例)における Heart Navi 推奨条件とペースメーカ再設定法(resetting method)との DLP および撮影時間の比較
左: Resetting method による DLP の減少
右: Resetting method による撮影時間の減少
(b) VVI モードで partial pacing 群(2 例)と all pacing 群(4 例)との DLP および撮影時間の比較
上: DLP の比較
下: 撮影時間の比較
- Fig. 10 ペーシングリードアーチファクトの影響
(a) DDD のペーシングリードアーチファクト影響部位と発生頻度
(b) VVI のペーシングリードアーチファクト影響部位と発生頻度
- Table 1 各心拍数における体軸方向にデータ欠損を生じない最大ヘリカルピッチ(ビームピッチ), DLP, 撮影時間の関係