ノート

論文受付
2011年6月21日

論文受理
2011年10月19日

Code No. 251

心房細動症例における 64 列冠動脈 MDCT の再構成： ECG-edit を用いてどの程度短い RR 間隔の心拍を削除すべきか？

松谷英幸¹ 佐野始也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

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

冠動脈 multidetector-row computed tomography (MDCT)は装置の進歩や検者の技術レベル向上によって低被ばくで良好な画質が得られるようになり^{1,2)}、多くの施設でカテーテルによる冠動脈造影(coronary

angiography; CAG)にとって代わる診断ツールとなりつつある。しかし、冠動脈 MDCT は CAG と比較して時間分解能、空間分解能が低いため、高度石灰化、ステント留置例、高心拍数などでは未だ評価し得る画像が得られない場合がある。一方、MDCT には既に心電図

Reconstruction of Coronary 64-multidetector-row Computed Tomography Angiography in Patients with Atrial Fibrillation: Delete Short RR Intervals Using ECG-edit

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

¹Department of Radiology, Takase Clinic

²Department of Cardiology, Takase Clinic

Received June 21, 2011; Revision accepted October 19, 2011

Code No. 251

Summary

Background: The image qualities of coronary 64-multidetector-row computed tomography angiography (CCTA) in patients with atrial fibrillation (Afib) are often not enough. This study clarifies how to use electrocardiogram (ECG) -editing in Afib. **Methods:** We performed CCTA (Aquilion 64 with beam pitch: 0.125, 0.35 s/r) in 33 patients (M/F=24/9, age: 71±9 yr, mean heart rate: 71±12 bpm) with Afib. We injected 5 mg of verapamil into the vein when the mean HR was ≥80 bpm. First, we reconstructed images after deleting short RR (<800, 750, 700, 650, or 600). Second, we reconstructed images in 4 different methods: (1) end-systolic images with Phase Navi (automatically selecting an optimal phase) (ES-Navi), (2) Mid-diastolic images with Phase Navi (MD-Navi), (3) Mid-diastolic images reconstructed by the “R+absolute time method” [Edit-MD (R+)], and (4) Mid-diastolic images reconstructed by the “R-absolute time method” [Edit-MD (R-)]. We reconstructed 1 and 2 without ECG-editing, and 3 and 4 were reconstructed after ECG-editing without a data deficit. The quality of the images was classified into 3 ranks: no artifact (3), mild artifact (2), and severe artifact (1). **Results:** The image quality point of CCTA, reconstructed after deleting RR<750, was similar to RR<800, and RR<750 was even higher than that after deleting HR<600, 650, or 700. The mean image quality point of CCTA that was reconstructed by Edit-MD (R-) or Edit-MD (R+) was significantly higher than ES-Navi or MD-Navi. **Conclusion:** The high image quality of CCTA could be reconstructed after deleting RR<750 in 76% or after deleting RR<800 in 70% of Afib. The reconstruction using Edit-MD (R-) or Edit-MD (R+) without a data deficit could provide a better quality CCTA than using PhaseNavi in Afib.

Key words: coronary multidetector-row computed tomography (MDCT), electrocardiogram (ECG-edit), atrial fibrillation, arrhythmia, reconstruction phase

*Proceeding author

編集機能(electrocardiogram; ECG-edit)が搭載され、大半の不整脈に対応できるようになった³⁾。特に期外収縮に関しては、R波の出現に規則性がある場合が多く、それほど難しい心電図編集を必要としないので良好な画像が高確率に得られ、しかも撮影方法の最適化も可能である⁴⁾。しかし、心房細動(atrial fibrillation; Afib)に関しては、R波の出現に規則性がなく、心電図編集には知識と経験が必要で検者間で画質の差が大きく、評価可能な画質が得られない場合もある。松本ら⁵⁾はPhase Navi(最適心位相自動検索機能)のAfib症例に対する臨床的有用性を検討し、Phase Naviによって再構成された画像は、視覚的選択法と同等の評価可能な画質が得られたと報告しているが、ECG-editを用いて再構成した画像との比較検討はされていない。Matsumotoら⁶⁾はECG-editを用いた拡張中期再構成で画質が良好としているがECG-editで削除すべきRR間隔についての検討はされていない。このようにAfib症例のECG-editを用いた再構成方法についての報告はあるが、ECG-editで削除すべきRR間隔について詳細な検討はされていない。

そこで本研究は、Afib症例における64列冠動脈MDCT再構成時にECG-editで削除すべきRR間隔についての検討を目的とし、再構成法の検討を行った。

1. 方法

1-1 使用機器および前処置

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)を用いた。

前処置として呼吸停止練習時の平均心拍数が80 beats per minute(bpm)以上では、禁忌がない限り房室伝導を抑制するベラパミル5 mgの静注を行った。

1-2 対象

2007年2月13日から2008年8月20日の間に冠動脈CTを施行した患者で、呼吸停止不良がなく、撮影中にAfibであった33例(男性/女性=24/9)を対象とした。平均年齢は71±9歳、身長は162±8 cm、体重は65±13 kg、body mass index(BMI)は24.2±2.7、撮影時平均心拍数は71±12 bpm、管電流は462±50 mA、撮影範囲は111±5 mm、dose length product(DLP)は1518±145 mGy-cmであった。

1-3 造影プロトコル

造影は当施設の方法⁴⁾により造影剤注入時間を一定と

し、肘静脈より造影剤12秒、混合液(造影剤:生理食塩水=50%:50%)6秒、生理食塩水2秒の順に三段注入法で行った。造影剤注入速度(2.5~4.5 ml/s)、注入量(38~62 ml)は体重によって決定した。造影剤注入を開始し、その8秒後からbolus tracking法で、四腔断面レベルにおいて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、呼吸停止による心拍数の変動が小さくなる5秒後(合計8秒後)から尾頭方向に撮影を行った。

1-4 撮影プロトコル

撮影スライス厚は0.5 mm×64列で、画像スライス厚は0.5 mm、再構成間隔は0.3 mmとした。撮影管電圧は120 kV、ガントリ回転速度は0.35 s/rot、ヘリカルピッチ(HP):8.0[ビームピッチ(BP):0.125]を使用した。管電流は当施設の方法⁷⁾で以下に示すように体重およびBMI値によって決定した。体重60 kg、BMI値22で440 mAを基本とし体重5 kgにつき20 mA増減し、BMI値2につき10 mA増減した。撮影範囲はカルシウムスコア測定用単純CT画像を参照して設定した。

なお、当施設ではCT撮影前の問診時に研究を目的としてデータを使用する可能性があることについて対象患者全例で口頭による説明を行い同意を得ている。本研究はCTルーチン検査の既存試料を用いたレトロスペクティブの観察研究であり、当施設の倫理委員会においては連結不可能匿名化したデータを使用することにより承認された。

1-5 検討項目

1-5-1 ECG-editで削除すべきRRの検討

ECG-editを用いてRR間隔800 ms未満のRRをすべて削除して拡張中期再構成した画像(800未満削除群)、RR間隔750 ms未満のRRをすべて削除して拡張中期再構成した画像(750未満削除群)、さらにRR間隔700 ms、650 ms、600 ms未満のRRをすべて削除して拡張中期再構成した画像(700未満削除群、650未満削除群、600未満削除群)で以下に述べる画質評価を行った。

1-5-2 各再構成方法における画質の検討

ECG-editを使用しない方法では、Phase Navi⁵⁾を使用した。これは心臓の最適心位相を自動的に検索するソフトウェアで、撮影された生データを用いて同一断面上の位相のずれた2枚の画像から差分画像を作成し、心臓の動きの成分を抽出する。この作業を心臓の全断面について行い、最も動きの小さい位相を自動的に判断し、再構成心位相を決定する。このPhase Naviによって

Fig. 1 Representative images ranking A, B, and C.
A: no artifact. B: mild artifact. C: severe artifact.

自動決定された1)収縮末期[Phase Navi end-systole (ES-Navi)]および2)拡張中期[Phase Navi mid-diastole (MD-Navi)]位相をセグメント再構成で画像を作成した。

ECG-editを使用する方法では、著者ら⁴⁾が報告した不整脈の心電図編集法を用いた。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[Tmax (s)={(69.88/HP)-0.64}×ガントリ回転速度]の式にHP:8.0, ガントリ回転速度:0.35 s/rotを代入して算出された2833 msの数値を用い、データ欠損が発生しない範囲(データ収集間隔時間2833 ms以下)で短いRRを削除し、拡張中期位相の画像を3)R+絶対値[Edit MD (R+)]法および4)R-絶対値[Edit MD (R-)]法を用い目視で冠動脈静止位相を決定し、セグメント再構成で画像を作成した。以上の1)~4)群の再構成画像で以下に述べる画質評価を行った。

1-5-3 画質評価方法

画質評価はFig. 1に示すように、循環器専門医1名と診療放射線技師2名の協議によって冠動脈の状態(アーチファクトの程度)をA(3点):アーチファクトなし, B(2点):軽度のアーチファクトを認める, C(1点):高度のアーチファクトを認める, の3段階に評価した。石灰化, ステントによって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。データ欠

損については評価不可能のため、画質評価はCランクとした。また、今回の視覚評価結果を公にするにあたり各観察者の同意を得た。

1-5-4 統計学的検討

数値データは平均±標準偏差(standard deviation; SD)で記載し、カテゴリデータについては χ^2 検定, 4群間の差の検定は一元配置分散分析(one factor ANOVA)を行い、多重比較検定(post hoc test)としてDunnett法を用いて検定した。いずれも有意水準は $P<0.05$ とした。

2. 結果

2-1 ECG-editで削除すべきRR

ECG-editで800 ms未満から-50 msずつ短いRRを削除して拡張中期再構成を行い、画質評価を行った結果をFig. 2に示す。800 ms未満削除群の画質は、Aランク23例(70%), Cランク10例(30%)であった。750 ms未満削除群の画質は、Aランク25例(76%), Bランク3例(9%), Cランク5例(15%)であった。700 ms未満削除群の画質は、Aランク10例(30%), Bランク20例(61%), Cランク3例(9%)であった。650 ms未満削除群の画質は、Aランク3例(9%), Bランク29例(88%), Cランク1例(3%)であった。600 ms未満削除群の画質は、Aランク1例(3%), Bランク32例(97%)であった。 χ^2 検定で有意差($P<0.0001$)を認めた。

画質スコアについてはFig. 3に示すように、画質スコ

Fig. 2 Relationship between deleted RR intervals by ECG-editing and the frequency of each ranking.

Fig. 3 Relationship between deleted RR intervals by ECG-editing and the image quality point.

アが最も高値であったのは750未満削除群で、これをコントロール群として検討した。750未満削除群の画質スコア 2.6 ± 0.7 と比較すると、600未満削除群の画質スコアは 2.0 ± 0.2 で有意 ($P=0.001$) に低く、650未満削除群の画質スコアは 2.1 ± 0.3 で有意 ($P=0.002$) に低く、700未満削除群の画質スコアは 2.2 ± 0.6 で有意 ($P=0.038$) に低かった。800未満削除群の画質スコアは 2.4 ± 0.9 で有意差はなかった。

2-2 各再構成方法による画質

2-2-1 冠動脈主要3枝全体の画質

各再構成方法による冠動脈全体の画質スコアを Fig. 4 に示す。上段に示すように Edit-MD (R-) 群の画質スコア 2.8 ± 0.4 をコントロール群として比較すると、ES-Navi 群の画質スコアは 1.8 ± 0.7 で有意 ($P<0.0001$) に低く、MD-Navi 群の画質スコアは 2.2 ± 0.7 で有意 ($P<0.0001$) に低かった。また、下段に示すように Edit-

Fig. 4 Relationship between the reconstruction method and the total image quality point of 3 main coronary branches.

Fig. 5 Relationship between the reconstruction method and the image quality point of the left anterior descending artery.

MD (R+) 群の画質スコア 2.6 ± 0.7 をコントロール群として比較すると、ES-Navi 群の画質スコアは 1.8 ± 0.7 で有意 ($P<0.0001$) に低く、MD-Navi 群の画質スコアは 2.2 ± 0.7 で有意 ($P=0.033$) に低かった。Edit-MD (R+) 群と Edit-MD (R-) との間に有意差はなかった。

2-2-2 左前下行枝 (left anterior descending; LAD) の画質

各再構成方法による LAD の画質スコアを Fig. 5 に示す。上段に示すように Edit-MD (R-) 群の画質スコア 3.0 ± 0.2 をコントロール群として比較すると、ES-Navi 群の画質スコアは 2.3 ± 0.6 で有意 ($P<0.0001$) に低く、MD-Navi 群の画質スコアは 2.5 ± 0.7 で有意 ($P=0.004$) に低かった。また、下段に示すように Edit-MD (R+) 群の画質スコア 2.8 ± 0.5 をコントロール群として比較すると、ES-Navi 群の画質スコアは 2.3 ± 0.6 と有意 ($P<0.0001$) に低かった。Edit-MD (R+) 群と Edit-MD (R-) との間に有意差はなかった。

Fig. 6 Relationship between the reconstruction method and the image quality point of the left circumflex artery.

2-2-3 左回旋枝(left circumflex; LCX)の画質

各再構成方法によるLCXの画質スコアをFig. 6に示す。上段に示すようにEdit-MD(R-)群の画質スコア 3.0 ± 0.2 をコントロール群として比較すると、ES-Navi群の画質スコアは 2.5 ± 0.6 で有意($P<0.0001$)に低く、MD-Navi群の画質スコアは 2.5 ± 0.6 で有意($P=0.001$)に低かった。また、下段に示すようにEdit-MD(R+)群の画質スコア 2.8 ± 0.4 をコントロール群として比較すると、ES-Navi群の画質スコアは 2.5 ± 0.6 と有意($P=0.007$)に低く、MD-Navi群の画質スコアは 2.5 ± 0.6 で有意($P=0.032$)に低かった。Edit-MD(R+)群とEdit-MD(R-)との間に有意差はなかった。

2-2-4 右冠動脈(right coronary artery; RCA)の画質

各再構成方法によるRCAの画質スコアをFig. 7に示す。上段に示すようにEdit-MD(R-)群の画質スコア 2.8 ± 0.4 をコントロール群として比較すると、ES-Navi群の画質スコアは 1.9 ± 0.7 で有意($P<0.0001$)に低く、MD-Navi群の画質スコアは 2.2 ± 0.7 で有意($P=0.001$)に低かった。また、下段に示すようにEdit-MD(R+)群の画質スコア 2.6 ± 0.7 をコントロール群として比較すると、ES-Navi群の画質スコアは 1.9 ± 0.7 と有意($P<0.0001$)に低かった。Edit-MD(R+)群とEdit-MD(R-)との間に有意差はなかった。

2-3 ECG-editによって画質が向上した代表例

60歳代、男性。166 cm, 61 kg, BMI 22.1.

撮影前の平均心拍数が120 bpmであったため、ベラパミル5 mgの静注を行い、管電圧: 120 kV, 管電流: 440 mA, ガントリ回転速度: 0.35 s/rot, HP: 8.0(BP: 0.125), 撮影範囲: 110 mmで撮影した。撮影中の平均心拍数は83 bpm(最短RR=377 ms, 最大RR=1302 ms,

Fig. 7 Relationship between the reconstruction method and the image quality point of the right coronary artery.

平均RR=727 ms), DLPは1438 mGy·cmであった。

ES-NaviではR+230 msの心位相をセグメント再構成で行った。LCXはアーチファクトのない良好な画質で、LADは軽度のアーチファクト、RCAは高度のアーチファクトを認め、画質評価はCランクであった(Fig. 8a)。

ECG-editによりRR間隔750 ms未満のRRを削除し、R-100 msの心位相をセグメント再構成で行った[Edit-MD(R-)]。最大データ収集間隔時間は2327 msであり、データ欠損が発生しない範囲(2833 ms以下)であったためデータ欠損は認められなかった。しかもES-Naviでは高度のアーチファクトを認めたRCAのアーチファクトは消失し、画質評価はAランクであった(Fig. 8b)。

3. 考 察

3-1 削除すべきRR

本研究ではECG-editで削除すべきRRの検討を行い、RR間隔800 ms未満から-50 msずつ短いRRをすべて削除して拡張中期再構成を行い、画質の違いを検討した(Fig. 2)。まず800未満削除群の画質は、Aランクが23例、Cランクが10例であった。Cランク10例の原因はRR間隔800 ms未満のRRをすべて削除してしまうと、本研究の撮影条件であるガントリ回転速度0.35 s/rot, HP: 8.0(BP: 0.125)でのデータ欠損が発生しない範囲(2833 ms以下)を超えてしまうため、体軸方向にデータ欠損が生じて評価できなかったためである。本研究におけるCランクはすべてデータ欠損が原因であった。この原因を解消するためにはRR間隔800 msより短いRRを使用しなければならない。そのため次に-50 ms短い750 ms未満のRRを削除(750未満削除群)すると、800未満削除群でCランクであった10例のう

Fig. 8 A representative case with Afib.

The male patient was 60 years old. Coronary CT angiography was performed with 120 kV, 440 mA, 0.35 s/rot, HP: 8.0 (BP: 0.125), and range: 110 mm. The mean HR during scanning was 83 bpm.

- (a) A multi-sector half reconstruction image in the end-systolic phase (R+230) by Phase Navi without ECG-editing (ES-Navi).
- (b) A multi-sector half reconstruction image in the mid-diastolic phase (R-100) after deleting RR<750 [Edit-MD (R-)]

a
b

ち5例でデータ欠損が回避されCランクが5例となり、残りはAランクが25例、Bランクが3例となった。Bランク3例についてアーチファクトの原因を特定することはできないが、短いRR間隔のデータを使用したため、冠動脈静止時間に対してCT装置の時間分解能が足らなかったことが考えられる。また不規則なRR間隔による冠動脈の位置ズレをセグメント再構成で重ね合わせてしまったことが原因かも知れない。Tsiflikasら⁸⁾はdual-source CTを用いたAfibの検討において27%でstep-ladder artifactを認め、診断を妨げると報告している。これは各心拍での冠動脈の位置ズレを示していると思われる。さらに-50 ms短い700未満削除群では、750未満削除群でCランクであった5例のうち2例でデータ欠損が回避されCランクが3例となり、残りはAランクが10例、Bランクが20例であった。さらに-50 ms短い650未満削除群で行った結果、700未満削除群でCランクであった3例のうち2例でデータ欠損が回避されCランクが1例となり、残りはAランクが3例、Bランクが29例となった。さらに-50 ms短い600未満削除群で行った結果、650未満削除群でCランクであった1例のデータ欠損は回避されCランクが0例となり、残りはAランクが1例、Bランクが32例であった。以上のことから削除するRR間隔を長くすればアーチファクトのない良好な画質(Aランク)が得られるが、データ収集間隔時間が長くなり、データが欠損する確率が増加する。逆に削除するRR間隔を短くすればデータが欠損する確率は減少するが、アーチファクトが増加し、Bランクが多くなる。Fig. 3の結果から、ECG-editを用いて削除すべきRRは、RR間隔750 ms未満または800 ms未満でアーチファクトが少ないと考えられる。本研究では、800未満削除群で70%、750未満削除群で76%の確率でアーチファクトのない良好な画質(Aランク)が得られた。本研究は時間分解能を特定できない条件下での結果であり、アーチファクトの原因を決定することはできないが、モーションアーチファクトが原因である可能性もある。Sanoら⁹⁾が報告した緩速流入期[slow filling; SF (ms)=-362+0.742(RR-PQ)]の式に削除すべきRRを750 ms, PQを0 ms[Afibでは心房収縮(atrial kick)がないため次のR波まで緩速流入期が続くのでPQは0 msと考えられる]を入れて算出すると、SF(冠動脈静止時間)は195 msとなる。また、削除すべきRRを800 ms, PQを0 msとするとSF=232 msと算出される。つまりガントリ回転速度が0.35 s/rotであるため時間分解能は最悪でも175 msであり、SF=195 msおよびSF=232 msよりも短くなる。著者ら³⁾もAfib症例ではRR間隔750 msでも最適静止心位相は拡張中

期となる場合が多いと報告している。一方、700未満削除群で、データ欠損は回避できるが、アーチファクトが発生する確率が増加してしまうのは、上記の式よりSF=157 msとなり、最悪の時間分解能175 msよりSFが短くなってしまったためであるとも考えられる。RR間隔750 ms未満または800 ms未満のRRを削除して再構成し、良好な画像が得られたことは事実で、心臓生理から考えても妥当な数値と思われる。確証はないが、アーチファクトの原因がモーションアーチファクトである可能性を示唆する所見と思われる。

3-2 各再構成法

次にAfib症例の同一患者で各4通りの再構成を行い、それら再構成方法による画質の違いを検討した。冠動脈全体では、ECG-editを用いてデータが欠損しない範囲で短いRRを削除した拡張中期再構成画像[Edit-MD(R+)もしくはEdit-MD(R-)]は、Phase Naviによって決定された収縮末期再構成画像(ES-Navi)もしくは拡張中期再構成画像(MD-Navi)から良好な画質が得られた。LADとRCAに関しては、Edit-MD(R+)およびEdit-MD(R-)は、ES-Naviと比較して良好な画質が得られた。また、Edit-MD(R-)はMD-Naviと比較して良好な画質が得られた。LCXに関しては、Edit-MD(R+)およびEdit-MD(R-)は、ES-NaviおよびMD-Naviと比較して良好な画質が得られた。つまり冠動脈全体、LAD, LCX, RCAすべてにおいて、Edit-MD(R-)で再構成した画像はPhase Naviで再構成した画像より良好であったが、Edit-MD(R+)との間に有意差はなかった。ES-Naviで画質が不良となった理由として、AfibはRR間隔が不規則であり、先行RRの長さによって収縮末期位相が各RRで違うことが挙げられる。例えば一つ目のRRでは収縮末期、二つ目のRRでは急速流入期になり、すべてのRRにおいて一定の収縮期位相で再構成を行うES-Naviでは、それらをセグメント再構成で重ね合わせてしまうことで画質が劣化すると考えられる。MD-Naviで画質が悪い理由としては、緩速流入期が短いRRも使用してしまうことが挙げられる。それに加えてES-Naviと同様に、例えば一つ目のRRでは急速流入期、二つ目のRRでは緩速流入期になり、異なった心位相をセグメント再構成で重ね合わせてしまうため画質が劣化したと考えられる。一方、Edit-MD(R+)およびEdit-MD(R-)で画質が良い理由としては、ECG-editで短いRRを削除して拡張中期で再構成するので、冠動脈の動きが大きい急速流入期などの心位相は使用せず、すべてのRRで冠動脈の動きの少ない緩速流入期のみで再構成が可能になるためと考えられる。松本ら⁵⁾

は Phase Navi の Afib 症例に対する臨床的有用性を検討し、Phase Navi によって再構成された画像は、視覚選択法と同等の評価可能な画質が得られたと報告している。この論文ではビームピッチが 0.14~0.20 と高く ECG-edit を使用して再構成するには厳しい条件での検討である。本研究の条件とは異なるため単純に比較できないが、本研究の結果からビームピッチを 0.125 と小さく設定し、ECG-edit を用いてデータが欠損しない範囲で短い RR を削除して R+ 絶対値または R- 絶対値で拡張中期再構成[Edit-MD(R+)または Edit-MD(R-)]を行うことで、Phase Navi より良好な冠動脈 MDCT 画像が得られた。

本研究では、収縮末期画像が最も良好であった症例はなかったが、頻脈性 Afib やベラパミルの静注が禁忌などの場合も想定される。その場合には最適な冠動脈静止心位相が収縮末期になる可能性もある。また、この場合は先行 RR の長さを考慮して RR を削除しなければならないと思われるが、ECG-edit で RR を削除することで、かえって時間分解能が低下することも考慮する必要がある。

Afib 症例に対して ECG-edit で短い RR を削除して再構成する場合、既に述べたが、体軸方向のデータ欠損が問題となる。それを回避するためには HP を小さく設定して撮影することが必須であり、被ばく線量の増加が問題となる。しかし、被ばく線量の増加を恐れて HP を高くすれば最適な心電図編集が行えず、良好な画質の画像が得られない可能性もある。冠動脈 CT は造影剤を注入して被ばくを与える検査なので、撮影を施行したが評価不可能となることだけは避けたい。撮影時の心拍変動が予想できない Afib では、現在の 64 列 MDCT 装置では低被ばくで高画質の画像を得ることは難しいと考えられる。最新の 320 列面検出器 CT では 1 回転のコンベンショナルスキャンで心臓全体の撮影が可能¹⁰⁾であり、高木ら¹¹⁾は 320 列 ADCT を用いた Afib 症例で 900 ms 以上の RR 間隔が含まれる確率をシミュレーションし、3 心拍収集を行うことで 64 列 MDCT より低被ばくで良好な描出能を有する結果を得たと報告している。この報告に加え本研究の結果から 750 ms 以上の RR 間隔が 1 心拍でも出現し、その心拍で撮影できた

場合に途中で撮影を終了するといった機能が開発されれば、より大幅な被ばく低減が期待される。

3-3 本研究の限界

本研究ではアーチファクトの原因がモーションアーチファクトなのかバンディングアーチファクトなのか特定できなかったため単にアーチファクトとした。また、750 ms や 800 ms 未満の RR を削除すればアーチファクトの出現は低率であったが、当然、体軸方向にデータ欠損が現れる場合にはこの値(750 ms や 800 ms)を適用できない。更に撮影中に 750 ms もしくは 800 ms 以上の RR 間隔が出現しないほどの頻脈性 Afib の場合にも適用できない。当院では、平均心拍数が 80 bpm 以上では、禁忌がない限り房室伝導を抑制するベラパミルを撮影直前に静注し、できるだけ平均心拍数を下げて撮影している。このため平均心拍数は 71 ± 12 bpm と比較的低値であった。Afib であっても徐脈であれば緩速流入期が長くなり頻脈の場合よりも良好な画像が得られやすいのは当然で、可能であればベラパミルを投与すべきと思われるが、どの施設でも可能とも思えない。なお当院ではベラパミルによる重大な有害事象は経験していない。

4. 結 語

Afib 患者の冠動脈 MDCT は、撮影時平均心拍数 71 ± 12 bpm では ECG-edit で RR 間隔 800 ms 未満を削除して拡張中期再構成すれば 70%、RR 間隔 750 ms 未満を削除し拡張中期再構成すれば 76% の確率でアーチファクトおよびデータ欠損のない良好な画質が得られた。また、体軸方向にデータが欠損しない範囲で短い RR 間隔を削除して R+ 絶対値および R- 絶対値で再構成した拡張中期画像は、Phase Navi より画質が良好であった。本研究で明確になったデータに基づいて Afib 症例の最適再構成心位相自動検索機能が開発されれば、画像処理時間の短縮、検者間の再現性が確保でき、良好な画質が安定して得られると期待される。

なお、本論文の要旨は、2010 年 4 月、日本放射線技術学会第 66 回総会学術大会(横浜)において発表した。

参考文献

- 1) 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.
- 2) 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.
- 3) 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.
- 4) 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 HP(HP) の最適化. *日放技学誌* 2008; 64(11): 1343-1351.
- 5) 松本良太, 成田 浩, 安野泰史, 他. Coronary CT Angiography における最適心位相検出の自動化ー心房細動患者に対する臨床的有用性ー. *日放技学誌* 2008; 64(4): 442-449.
- 6) Matsumoto H, Kondo T, Watanabe S, et al. ECG-edited middiastolic phase reconstruction improves image quality at 64-MDCT coronary angiography of patients with atrial fibrillation. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191(6): 1659-1666.
- 7) 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.
- 8) Tsiflikas I, Drosch T, Brodoefel H, et al. Diagnostic accuracy and image quality of cardiac dual-source computed tomography in patients with arrhythmia. *Int J Cardiol* 2010; 143(1): 79-85.
- 9) Tsiflikas I, Drosch T, Brodoefel H, et al. Diagnostic accuracy and image quality of cardiac dual-source computed tomography in patients with arrhythmia. *Int J Cardiol* 2010; 143(1): 441-451.
- 10) 新野俊之. Area Detector CT - Aquilion ONE™ - を可能にした要素技術. *日放技学誌* 2008; 64(6): 734-743.
- 11) 高木雅悠, 兼子武士, 加藤亮平, 他. 心房細動症例における 320 列 Area Detector Computed Tomography(ADCT)を用いた冠動脈描出能の検討. *日放技学誌* 2011; 67(4): 321-327.

図表の説明

- Fig. 1 画質評価(ランク A, B, C)の代表例
- Fig. 2 ECG-edit で削除する RR 間隔と各画質の出現頻度の関係
- Fig. 3 ECG-edit で削除する RR 間隔による画質スコア
- Fig. 4 各再構成方法による冠動脈主要 3 枝全体の画質
- Fig. 5 各再構成方法による LAD の画質
- Fig. 6 各再構成方法による LCX の画質
- Fig. 7 各再構成方法による RCA の画質
- Fig. 8 ECG-edit によって画質が向上した代表例
- (a) ES-Navi の臨床画像
- (b) Edit-MD(R-) の臨床画像

問合先

〒 370-0036 高崎市南大類町 885-2
高瀬クリニック放射線部 松谷英幸