

# 冠動脈 CT に必要な時間分解能の検討

大橋一也<sup>1,2</sup>, 市川勝弘<sup>3</sup>, 原 真咲<sup>4</sup>, 河合辰哉<sup>4</sup>

國友博史<sup>1,2</sup>, 東出 了<sup>1,2</sup>, 芝本雄太<sup>4</sup>

<sup>1</sup>名古屋市立大学病院 中央放射線部

<sup>2</sup>金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

<sup>3</sup>金沢大学医薬保健学域保健学類

<sup>4</sup>名古屋市立大学 大学院医学研究科 放射医学分野

[Examination of the optimal temporal resolution required for computed tomography coronary angiography.](#)

Ohashi K, Ichikawa K, Hara M, Kawai T, Kunitomo H, Higashide R, Shibamoto Y.

Radiol Phys Technol. 2013 Jul;6(2):453-60. doi: 10.1007/s12194-013-0218-1. Epub 2013 May 26.

PMID:23709040

## Abstract

1秒以下で回転するマルチディテクターCTは、冠動脈CT (CT coronary angiography: CTCA) の更なる画質改善の可能性がある。しかし、このようなCTは時間分解能が足りないため、速い心臓の動きによって生じるボケやアーチファクトの問題は解決されていない。これまでのCTCAの時間分解能の研究は、レトロプロスペクティブな心電図同期マルチセグメント再構成技術に基づいて行われた。しかし、得られた結果は必ずしも正確ではないかもしれない。なぜなら、マルチセグメント再構成の時間分解能は、心臓の動きの不完全な周期性のために実質的でない可能性があるからである。良好なCTCA画像のために必要とされる最適な時間分解能を、複数の実質的な時間分解能モード (83, 125, および 165 ms) を有するデュアルソースCTシステムを用いて評価した。心拍数 (heart rate: HR) が 36–117 beats per minute (bpm) の 147 人の患者のCTCA画像を、4点スケールで視覚的に評価した。我々

の結果は、165 ms の時間分解能が低い HR (<60 bpm) に十分であるだけでなく、83 ms および 125 ms の時間分解能がこのような HR には不要であることも明らかにした。低～中程度の HR ( $\leq 70$  bpm) で、左前下行枝、左回旋動脈、右冠動脈では 125 ms の時間分解能の画質が許容されました。高い HR ( $>70$  bpm) では、83 ms の時間分解能は、非常に急速な右冠動脈の動きを有するものを除いて、すべての場合において優れた画質をもたらした。したがって、本研究によって広い心拍数 (52–106 bpm) の適切な時間分解能が明らかにされる。

## Keyword

dual-source CT, CT coronary angiography, temporal resolution, image quality

## 1. 緒言

過去 10 年間にわたるマルチ検出器列コンピュータ断層撮影 (multi detector-row computed tomography: MDCT) システムの急速な技術開発により、心臓および冠動脈を非侵襲的に撮像する能力が大幅に向上した。MDCT システムは、4 列検出器システムから 2 管球 CT (dual-source CT: DSCT) および 320 列面検出器 CT (area detector CT: ADCT) システムに進化しました。MDCT システムの空間分解能と時間分解能は、検出器素子のサイズの小型化、ガントリの回転速度の高速化によって冠動脈 CT (CT coronary angiography : CTCA) が信頼できる臨床評価ツールとなりました[1]。CTCA に関する時間分解能の測定方法に関する研究は数が少なく[2,3]、これまでの実用的な方法は確立されていないため、CTCA に関する論文の多くは時間分解能の記述には、一般に示されている CT システムのコンソールまたは CT メーカーが提供する技術マニュアルに記載されている公称値の時間分解能を使用している。したがって、本論文では公称値の時間分解能を使用した。一般に、CTCA スキャンモードの公称値の時間分解能は、画像に寄与する心周期の時間的な割合を示す[4]。

心臓 CT イメージングには、ヘリカルスキャンモードを使用するレトロプロスペクティブ心電図 (electrocardiogram: ECG) マルチセグメント再構成技術と、ECG ゲートハーフスキャンモードとの 2 つの典型的なスキャン方法がある。さらに、非常に高い線量が、マルチセグメント再構成技術のために必要とされ、非常に低いピッチファクター (<0.3) が懸念さ

れる原因にもなっている[5]。したがって、低心拍数（heart rate: HR）の場合や、 $\beta$  遮断薬によって低下した HR の場合には、より低い線量と高画質を提供するハーフスキャンモードが推奨されています[6]。ADCT は、ハーフスキャンモードを使用することにより、1 心周期内の全心臓の低線量のボリュームイメージングを可能にしている[7]。しかし、ハーフスキャンモードでの ADCT の最大の時間分解能は現在 165 ms であり、HRs > 65 beats per minute (bpm) [8]では十分ではありません。したがって、 $\beta$  遮断薬を服用せず、高い HR を有する患者に対して高品質の CTCA 画像を得るためには、ADCT および MDCT システムの時間分解能のさらなる改善が必要である。

以前に発表された CTCA の画質改善に関するレポートは、マルチセグメント再構成を使用したスキャン技術に基づいている。

マルチセグメント再構成技術は、ハーフスキャン取得を 2 つまたは 3 つの心臓位相に分割することによって時間分解能を改善する。しかし、心臓の動きは、HR だけでなく、心臓の拍動のサイクルの血管（心筋壁）位置においても常に一定ではないため、時間分解能は必ずしもハーフスキャンの時間分解能の 1/2 や 1/3 とはならない[9]。したがって、マルチセグメント再構成技術における時間分解能は必ずしも正確ではなく、そのような調査で報告されている時間分解能と CTCA 画質との関係は、必ずしも実質的ではない可能性がある[10]。以上の観点から、時間分解能と CTCA の画像品質の関係は、より高速の CT スキャナと様々な実質的な時間分解能のモードを使用して再調査する必要がある。

DSCT は、互いに  $90^\circ$  の角度で取り付けられた対向する検出器を有する 2 つの X 線管を使用する。このシステムの主な利点は、各 X 線管/検出器システムの回転が 1 管球のシステム [11]で必要とされる角度の半分で良いため、時間分解能が効果的に半分になることである。DSCT は CTCA のためのマルチセグメント再構成技術を使用しないので、その時間分解能は実質的であり、DSCT は時間分解能と CTCA の画質（主にモーションアーチファクト）との関係を分析するのに有用である。さらに、DSCT システムは、生データからの様々な時間分解能を用いて CTCA 画像を再構成することができるので、この機能によって同じ患者における時間分解能の効果を評価することができる。しかし、そのような調査はこれまで行われていない。

本研究では、時間分解能とモーションアーチファクトの関係を解析するための 3 つの時

間分解能モード（83, 125, および 165 ms）を持つ DSCT システムを利用した。1つの心拍の同じ生データから3つの時間分解能モードの画像再構成を行った。3つの時間分解能で得られた CTCA 画像のモーションアーチファクトを各冠状動脈について視覚的に評価し、心拍数による最適な時間分解能および再構成位相を調査した。

## 2. 方法

### 2-1 患者背景

2010年1月1日から2010年12月31日まで、CTCAを受けた147人の連続した患者（男性93人、女性54人、平均年齢 $67 \pm 10$ 歳、範囲33~91歳）を本研究に登録した。患者は冠状動脈疾患を除外するために、CTCA検査が施行された。CTCAの臨床的適応の基準は（例えば、非定型胸部痛、呼吸困難）、洞調律、腎機能[推定糸球体濾過率  $> 60 \text{ ml/分/1.73 m}^2$ ]、甲状腺機能亢進症の欠如、およびヨード造影剤に対するアレルギーの既往のないことなどである。冠動脈バイパス移植および心房細動を有する患者は本研究から除外した。患者は、CTスキャン中に記録されたHRに基づいて低いHR群（ $< 60 \text{ bpm}$ ; 52–60 bpm）、低~中程度のHR群（61–70 bpm）、および高いHR群（ $> 70 \text{ bpm}$ ; 71–106 bpm）の3つのサブグループに分けられた（表1）。すべての患者は洞調律であった。我々は、カイ2乗検定を使用して、患者のデータにおけるカテゴリー所見を比較した。この後ろ向き研究は自施設の倫理委員会によって承認された。

表1 心拍数（HR）にしたがって分割された3つのグループにおける患者の特徴

	Low HR group (n=50)	Medium HR group (n=47)	High HR group (n=50)	<i>p</i>
Male/Female	31/19	29/18	33/17	NS
Age (years)	69.0 $\pm$ 9.8	67.0 $\pm$ 10.6	66.1 $\pm$ 10.8	NS
Heart rate during imaging (beats per minute)	57.0 $\pm$ 2.5	65.0 $\pm$ 2.8	80.0 $\pm$ 8.3	$< 0.001$
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	23.9 $\pm$ 3.5	23.4 $\pm$ 3.4	23.9 $\pm$ 4.0	NS

HR = 心拍数, NS = 有意差なし

## 2-2 撮影条件および造影方法

すべての患者を CT ガントリの中心に正確に整位し DSCT を用いて検査を行った。CTCA のために  $\beta$  遮断薬投与による心拍数調節を行わなかったが、44 人の患者（全患者の 29.9%）は連続的な  $\beta$  遮断薬投与中であつた[12-14]。禁忌がなければ、CTCA の前に硝酸塩を投与して冠動脈血管拡張および画質を改善した[15,16]。息止め不全によるアーチファクトを防ぐために、鼻クリップと胸部周りに巻き付ける固定用のベルトを使用した。

データ収集は、気管分岐部のレベルから横隔膜にかけて頭尾方向で、 $32 \times 0.6 \text{ mm}$  の検出器コリメーションおよび z-フライングフォーカスポットによる  $64 \times 0.6 \text{ mm}$  のスライス取得で行われた。ガントリ回転時間は 330 ms であり、ピッチファクターは 0.2-0.5 であつた。

CareDose 4D 自動露出制御（CareDose 4D, シーメンスヘルスケア）による CTCA の基準管電流 400 mAs を使用することにより、管電流を各患者の体重に自動的に適合させた。両方の管電圧は 120 kV であつた。ベースライン HR が 60 bpm 未満である場合の ECG パルスウィンドウは、R-R 間隔の 65~75% であつた。平均スキャン時間は 9.3 秒（5.4-16.0 秒）であり、平均 CT スキャン線量指数は 51.7 mGy（31.2-78.8 mGy）であつた。あらかじめ撮影開始時間を計算するために、テストボーラス法を使用して上行大動脈における最大ピーク CT 値による造影剤通過時間（ヨード量 370 mg/ml のイオパミドール 20 ml, 生理食塩水 30 ml, 両方とも 5 ml/s）を測定した。冠状動脈の最適コントラスト強調のために、造影注入開始からの遅延時間は、テストボーラスのピーク値に 2 s の追加時間で計算した。その後、CTCA を、60-75 ml の造影剤 5 ml/s で注入後、30 ml の生理食塩水を 5 ml/s で注入した後に行った。注入される造影剤の量は、予測される CT スキャン時間から計算された。したがって、それは患者の間で変化した。

## 2-3 画像再構成

画像再構成は、各血管の モーションアーチファクトを最小限にすることに細心の注意を払って行った（図 1）。収縮期の再構成位相の開始は、前の R 波から後の数ミリ秒のタイミングに基づいて行った。再構成位相の平均開始時間は 291.4 ms（150-410 ms）であつた。拡張期の再構成位相の開始は、次の R 波から戻る時間に基づいており、再構成位相の平均開始時間は -246.3 ms（-70-390 ms）であつた。左前下行枝（left anterior descending artery: LAD），

左回旋動脈 (left circumflex artery: LCX) および右冠動脈 (right coronary artery: RCA) の 3 つの主血管に対する最も少ないモーションアーチファクトを有する最適な再構成位相を、利用可能な全ての心位相データから 5 ms の時間間隔で再構成された画像を基に決定した。CTCA 画像セットは、3 つの時間分解能モードの使用によって再構成される。時間分解能モードごとに最適位相が決定されたので、各時間分解能モードの画像再構成位相の中心は必ずしも同一ではなかった。スライス厚、間隔、および再構成関数は、それぞれ 0.75 mm, 0.4 mm および B26f に設定した。B26f は、心臓アプリケーション用の軟部用関数である。画像解析のために、すべての画像をワークステーション (Multi-Modality Workplace, シームレスヘルスケア) に転送した。

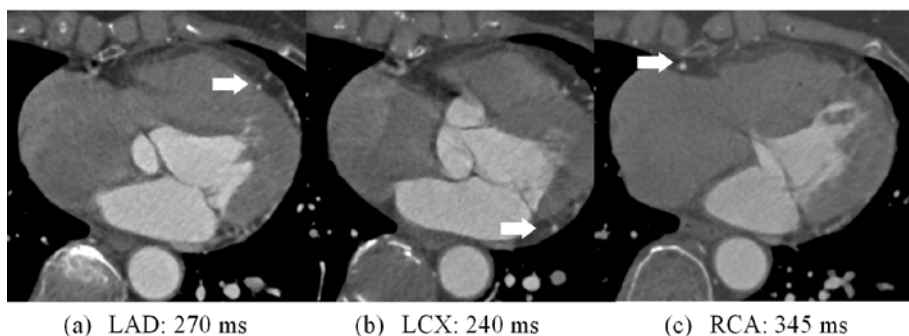


図 1 冠動脈のモーションアーチファクトが最も少ない再構成位相の例。

(a) 左前下行枝, (b) 左回旋枝, (c) 右冠動脈

## 2-4 画質評価

画像品質は、血管のモーションアーチファクトの程度に注目して視覚的に評価された。2 人の観察者 (A: CTCA 診断で 4 年の経験を有する放射線科医, および B: CTCA イメージングおよび血管解析のための画像再構成で 6 年の経験を有する放射線技師) がアキシアル画像を評価した。観察者は 4 点スケールで得点を得た, 1 = 強いモーションアーチファクトで診断に支障があった, 2 = モーションアーチファクトはあるが診断的に十分, 3 = 小さなモーションアーチファクトで診断的に問題なくプラーク分析にはほとんど影響しない, 4 = モーションアーチファクトなしで優れた画質 (図 2)。アメリカ心臓協会の 16 セグメント分類モデル[17]に従って、直径 1 mm のすべての冠動脈セグメントが同定された。Left main trunk (LMT), LAD, LCX, RCA は 8 つのセクションに分けられた。1 つ血管のセクショ

ンスコアは、その血管の最も悪いセグメントスコアによって評価した。Friedman and Tukeyの多重比較検定を用いて、3つのTRモード、3つのHRサブグループ、および各冠動脈の画質を統計的に比較した。画質に関する観察者間の合意は、Kappa検定 (<0.4: 弱い, 0.40-0.75: 良好, >0.75: 優れている) で評価した。

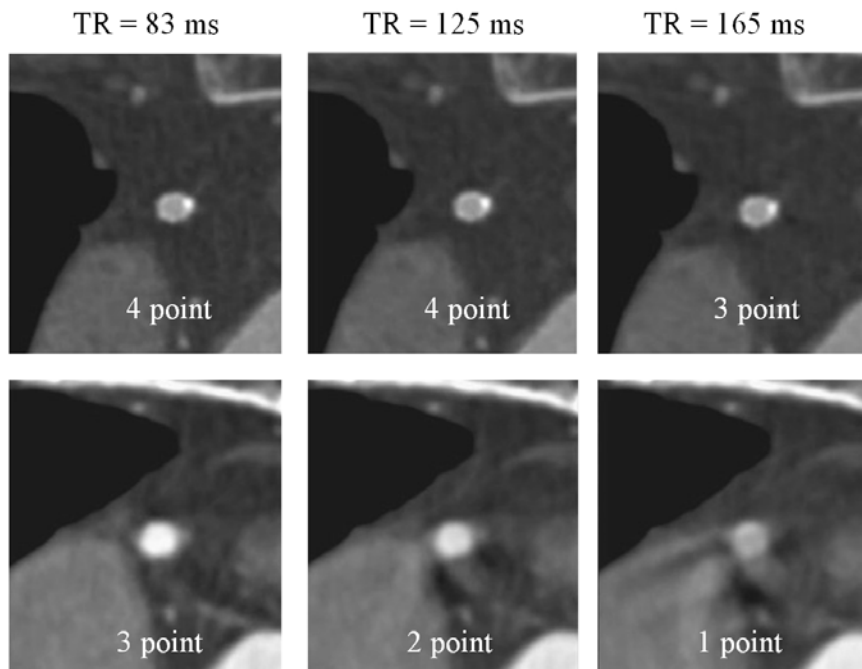


図2 冠動脈（右冠動脈）の視覚評価の例

1=強い運動アーチファクト、診断的に障害がある。2=モーションアーチファクトがあるが、診断的に十分。3=小さなモーションアーチファクト、診断的に良好な画像、プラーク分析にはほとんど影響しない。4=モーションアーチファクトなし、優れた画質。

## 2-5 階段状アーチファクト

階段状アーチファクトは、呼吸や他の身体の動き、またはCTスキャン中の心臓周期にわたるHRの不規則性によって引き起こされる。これらは、狭窄病変の誤った診断につながる可能性がある。DSCTによるCTCA画像では、図3に示すように、階段状アーチファクトは明確な変位として現れる。対照的に、マルチセグメント再構成画像のアーチファクトはそのような明確な変化を必ずしも示すものではなく、一種の心拍動のモーションアーチファクトとして誤って解釈される可能性がある。したがって、我々は、DSCTによるCTCA

画像からの階段状アーチファクトの正確な頻度を評価した。冠動脈および矢状断の再構成によりアーチファクトがより明瞭になるため[18], 画像評価と同じ2人の観察者が, アキシヤル CTCA 画像から再構成された冠状断および矢状断の多断面再構成画像 (1 mm 厚) 上の階段状アーチファクトの発生を計数した。最短の時間分解能モードが明瞭な変位として階段状アーチファクトの評価に有効であったので, この調査には 83 ms の時間分解能モードを使用した。

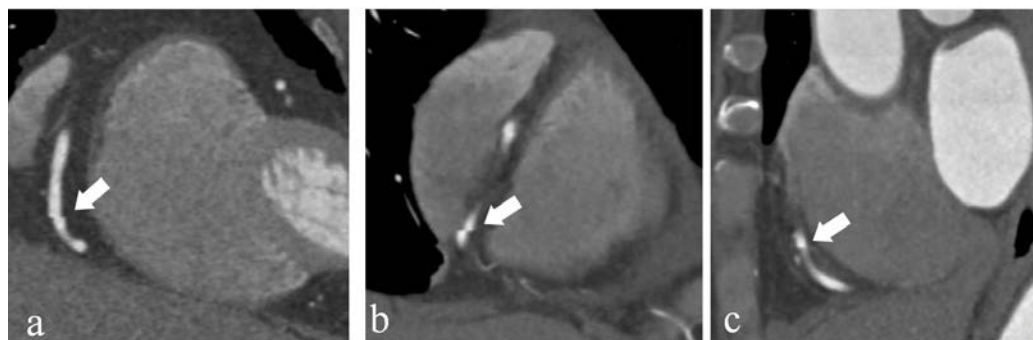


図 3 右冠動脈の多断面再構成画像における階段状アーチファクトの例。

(a) 冠状断, (b) オブリーク像, および (c) 矢状断

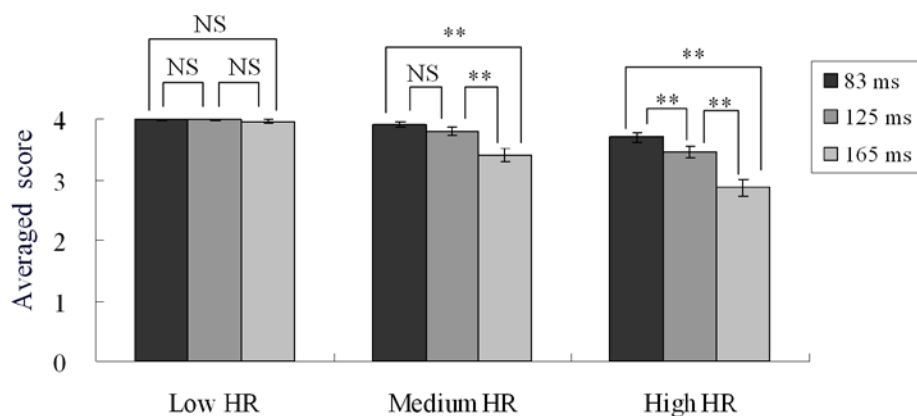
### 3 結果

図 4 は, それぞれの血管の視覚評価の結果を示す。表 2 は, すべてのセグメントの詳細な結果を示す。60 pm 以下の 8 つのセグメントの平均スコアは 83 ms の時間分解能 ( $4.0 \pm 0.0$ ) と 165 ms の時間分解能 ( $4.0 \pm 0.1$ ), また 83 ms の時間分解能 ( $4.0 \pm 0.0$ ) と 125 ms の時間分解能 ( $4.0 \pm 0.1$ ) との間には有意差はなかった (表 2)。最新の MDCT システムで利用可能な 165 ms の時間分解能は, 低い HR ( $\leq 60$  bpm) でのみすべての血管に十分な画質をもたらしました (図 4)。低～中程度の HR (70 bpm 未満) では, 125 ms の時間分解能は, LAD および LMT ( $4.0 \pm 0.0$ ), LCX ( $4.0 \pm 0.0$ ) および RCA ( $3.7 \pm 0.7$ ) (表 2) に対して十分な画質をもたらした。高い HR ( $> 70$  bpm) では, 83 ms の時間分解能は, 非常に速い RCA 動き ( $3.6 \pm 0.5$ ) を有するものを除いて, すべての場合において優れた画質をもたらした (表 2)。RCA のスコアは, HR サブグループのほぼすべてにおいて LAD, LMT および LCX のスコアよりも劣っていた (表 2)。

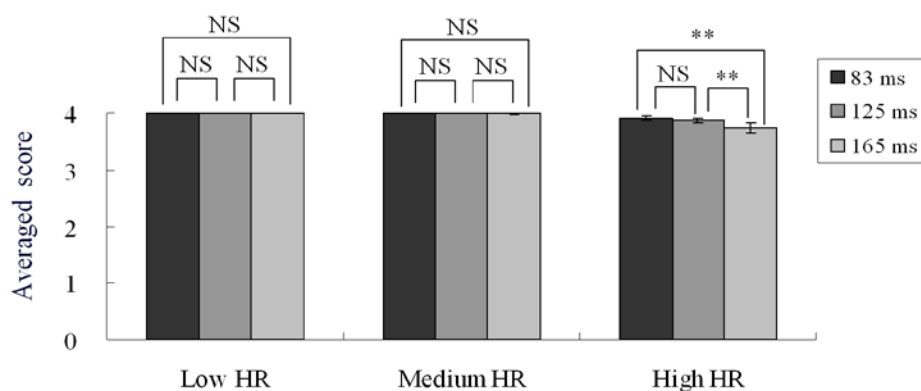


我々は、2人の観察者間の一貫性を評価するために Kappa 検定を使用してオブザーバ信頼性分析を行った。低、中、高 HR サブグループの観察者間 Kappa 値はそれぞれ、0.901 (95% CI = 0.876-0.926), 0.886 (95% CI = 0.851-0.921), および 0.836 (95% CI = 0.760-0.912) であった。表 3 は、最も小さいモーションアーチファクトの再構成位相の収縮期および拡張期の割合を示す。すべての血管について、収縮期の割合は HR の増加に伴って増加し、RCA はすべての血管の中で最も高い収縮期の割合を示した。

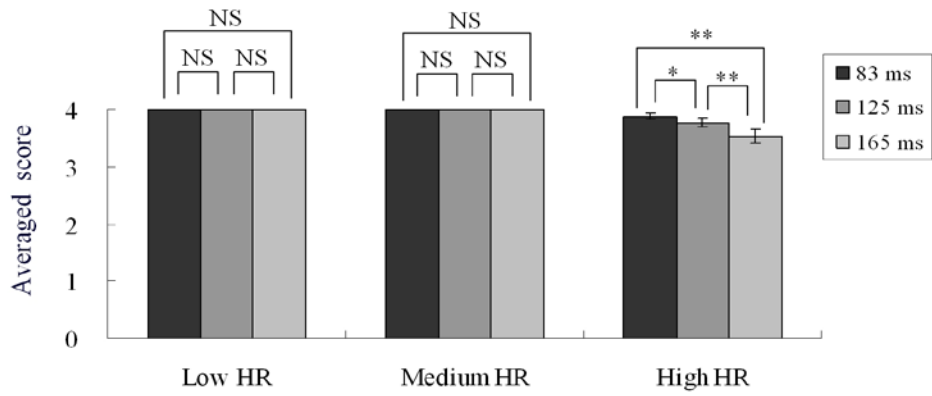
本検討ではしっかりと息止めと体を動かさないことを患者に注意深く指示することで階段状アーチファクトを抑制しようとした。しかし、表 4 に示すように、全体の階段状アーチファクトの発生率は 15.6% であった。



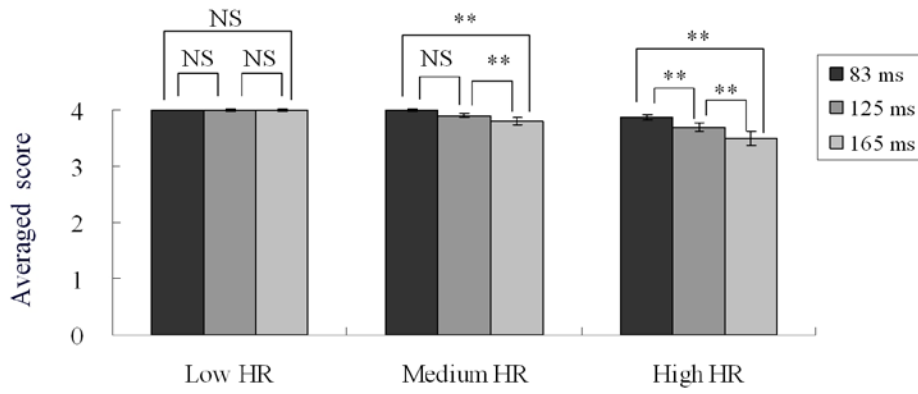
(a) Right coronary artery



(b) Left anterior descending artery and left main trunk



(c) Left circumflex artery



(d) All vessels

図 4 3つの心拍群の各冠動脈およびすべての冠動脈の視覚的評価の結果。

- (a) 右冠動脈, (b) 左前下行枝および左冠動脈主幹部, (c) 左回旋枝,
- (d) すべての冠動脈

表 2 3つの時間分解能モードに対するそれぞれの冠状動脈の平均スコア

	Coronary Artery	Section (Coronary Segment)	83 ms	125 ms	165 ms
Low HR	RCA	1 (#1)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		2 (#2)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3
		3 (#3, 4)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
	LAD,LMT	4 (#5, 6)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		5 (#7, 9)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		6 (#8, 10)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
	LCX	7 (#11, 12)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		8 (#13, 14, 15)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
	Mean	(#1-15)	4.0±0.0	4.0±0.1	4.0±0.1
Medium HR	RCA	1 (#1)	3.9±0.3	3.8±0.5	3.6±0.7
		2 (#2)	3.8±0.4	3.7±0.6	3.2±0.8
		3 (#3, 4)	3.9±0.3	3.7±0.7	3.5±0.9
	LAD,LMT	4 (#5, 6)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		5 (#7, 9)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.2
		6 (#8, 10)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.2
	LCX	7 (#11, 12)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
		8 (#13, 14, 15)	4.0±0.0	4.0±0.0	4.0±0.0
	Mean	(#1-15)	3.9±0.2	3.9±0.3	3.8±0.5
High HR	RCA	1 (#1)	3.9±0.4	3.7±0.5	3.1±0.9
		2 (#2)	3.7±0.5	3.4±0.7	2.8±0.9
		3 (#3, 4)	3.6±0.5	3.1±1.0	2.6±1.0
	LAD,LMT	4 (#5, 6)	4.0±0.1	4.0±0.1	4.0±0.2
		5 (#7, 9)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.4
		6 (#8, 10)	4.0±0.1	4.0±0.2	3.9±0.3
	LCX	7 (#11, 12)	4.0±0.2	3.9±0.5	3.8±0.6
		8 (#13, 14, 15)	4.0±0.2	3.8±0.4	3.5±0.7
	Mean	(#1-15)	3.9±0.3	3.7±0.6	3.5±0.9

HR = 心拍数, LAD = 左前下枝, LMT = 左冠動脈主幹部, LCX = 左回旋枝,

RCA = 右冠動脈 .

表 3 各心拍数グループに対して最もモーションアーチファクト少ない位相における収縮期および拡張期の割合.

Coronary Artery	Reconstruction Phase	Low HR	Medium HR	High HR
RCA	Diastole	100.0%	88.9%	34.2%
	Systole	0.0%	11.4%	65.6%
LAD,LMT	Diastole	100.0%	97.5%	67.7%
	Systole	0.0%	2.5%	32.3%
LCX	Diastole	100.0%	97.5%	68.8%
	Systole	0.0%	2.5%	31.2%
Mean	Diastole	100.0%	94.6%	56.9%
	Systole	0.0%	5.5%	43.0%

HR = 心拍数, LAD = 左前下枝, LMT = 左冠動脈主幹部, LCX = 左回旋枝,

RCA = 右冠動脈 .

表 4 階段状のアーチファクトの発生率.

	Low HR	Medium HR	High HR	Overall
Stair step artifact	7/50 (14.0%)	8/47 (17.0%)	8/50 (16.0%)	23/147 (15.6%)

HR = 心拍数

#### 4 考察

本研究では, CTCA 画質と DSCT による 1 心拍からのセグメントスキャン技術を用いて達成可能な様々な実質的な時間分解能との関係を調べた. 異なる再構成モードを使用して 3 つの時間分解能を有する CTCA 画像を得たので, 心臓 CT の時間分解能に関する以前の報告よりも一貫した分析を行うことができた. これまで, 我々の研究で行ったように注意深く時間分解能を検討した研究はない. 得られた結果から, 幅広い HR (52-106 bpm) の適切な時間分解能を明らかにした. 3 つの時間分解能のモードのうち, 83 ms モードは, 非常に急速な RCA 動作を有するものを除いて, すべての場合において優れた画質を示した. 従って, 高い HR で良好な画質を得るためには, TR のさらなる改善が必要である. DSCT では dual energy モードを利用することによる心筋灌流血流量検査が報告されている[19,20]. しかし,

dual energy モードでは 2 管球それぞれのシステムの画像を使用することによる時間分解能の劣化が懸念される。この研究の結果は、DSCT の dual energy モードが HRs $\leq$ 70 bpm の場合に LAD, LMT および LCX のイメージングに、HRs $\leq$ 60 bpm の場合に RCA のイメージングに使用できることを示している。現在の MDCT システムでは、1 管球で最も高速なガントリ回転速度は、1 回転あたり 0.27 s で、時間分解能は 135 ms (iCT, フィリップスメディカルシステムズ) である。135 ms の時間分解能が 125 ms の時間分解能にほぼ等しいと仮定すると、この最速の MDCT は、70 bpm 以下の HR の場合にすべての血管の画像化のための  $\beta$  遮断薬なしで使用することができる。HR $>$  70 bpm での CTCA 画質の改善には、シングルソース CT システムではより高い回転速度が必要となる場合がある。しかしながら、ノイズの少ない良好な画像品質を得るためには、高速回転速度には非常に大きな管電流負荷が必要であり、画質が低下する可能性があると考えられる。したがって、DSCT は、時間分解能の改善と画質の維持の両方に有効であると考えられる。我々の結果は、165 ms の時間分解能が低い HR ( $\leq$ 60 bpm) に十分であるだけでなく、そのような HR に対して 83 および 125 ms の時間分解能が不要であることを明らかにした。これらの知見は、最速の MDCT システムまたは DSCT システムにおける低速回転速度の選択が、低い HR に対して許容され得ることを示唆し得る。遅い回転速度では、View 数の増加により解像度が改善され、同じ露光時間ウィンドウが使用される時に予定されるゲートスキャンモードで患者の線量が減少することが期待される。

心臓 CT 学会 (Society of Cardiovascular Computed Tomography: SCCT) のガイドラインでは、高い HR ( $>$  65-70 bpm) の患者では収縮期の再構築の方が優れていると述べている。Sun らは高い HR ( $>$  70 bpm) の患者を収縮期位相で DSCT の画質を評価し、RCA の画質が LAD および LCX の画質よりも優れていることを報告した[21]。しかし、彼らは 1 つ心位相で得られた画像からすべての冠動脈の画質を評価した。対照的に、我々は、5 ms の間隔で多くの位相で得られた画像から、各冠動脈のために最小のアーチファクトを有する最適な再構成位相を決定した。我々の結果では、RCA 画質は、中程度および高い HR サブグループの LAD および LCX 画質に劣っていた。

調査した 147 例のうち 23 例 (15.6%) で階段状のアーチファクトが観察された。マルチセグメント再構成の CTCA 画像では、階段状のアーチファクトが心拍動のアーチファクト

として誤って解釈されるため、この階段状のアーチファクトの発生率が及ぼす CTCA の画質への影響は過去の研究では考慮されていないと考えられる。DSCT と MSCT 画質の比較研究は過去に行われてきたが[22,23], 彼らは階段状アーチファクトの発生率を考慮していない。

我々が採用した DSCT システムは最新のシステムではなかったため、最大の時間分解能のモードは 83 ms モードに制限され、最新の DSCT システムの 75 ms の時間分解能モードには劣る。最新の DSCT システムで同様の調査を行った場合、十分な RCA 画質を得ることができる最高の HR が 70bpm 以上の高い HR に引き上げられることが考えられる。

## 5 結語

3つの時間分解能のモードに対する HR と CTCA 画像の関係は、DSCT システム上で提供される 83, 125, 及び 165 ms の実質的な時間分解能を有する3つの再構成モードの使用によって評価され、以前の論文で報告されていない一貫した関連性が得られた。最新の MDCT システムで利用可能な 165 ms の時間分解能のモードは、HR が 60 bpm 未満の場合にのみ十分であった。低～中程度の HR (70 bpm 以下) では、LAD, LCX, RCA では 125 ms の時間分解能のモードの画質が許容されました。高い HR (> 70 bpm) では、83 ms の時間分解能のモードは、非常に急速な RCA 動きを有するものを除いて、すべての場合において優れた画質を示した。

利益相反事項 なし

## 参考文献

1. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, et al.

ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group: American College of

- Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J Am Coll Cardiol.* 2006;48:1475–1497
2. McCollough CH, Schmidt B, Yu L, et al. Measurement of Temporal Resolution in Dual Source CT Using a Visually Intuitive Technique. *Med Phys.* 2008;35(2):764–768.
  3. Ertel D, Kröber E, Kyriakou Y, Langner O, Kalender WA. Modulation transfer function-based assessment of temporal resolution: validation for single- and dual-source CT. *Radiology.* 2008;248(3):1013-7
  4. Kachelriess M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart, *Med Phys.* 2000;27(8):1881-902.
  5. Nickoloff EL, Alderson PO. A comparative study of thoracic radiation doses from 64-slice cardiac CT. *Br J Radiol.* 2007;80:537–544
  6. Husmann L, Valenta I, Gaemperli O, et al. Feasibility of low-dose coronary CT angiography: first experience with prospective ECG-gating. *Eur Heart J.* 2008;29:191–197
  7. Arash Bedayat, Frank J, Rybicki, et al. Reduced exposure using asymmetric cone beam processing for wide area detector cardiac CT. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2012;28:381–388
  8. Gagarina NV, Irwan R, Gordina G, et al. Image quality in reduced-dose coronary CT angiography. *Acad Radiol.* 2011;18:984–990
  9. Kachelriess M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated imaging of the heart with subsecond multislice spiral CT. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000;19:888–901

10. Halliburton SS, Stillman AE, Flohr T, et al. Do segmented reconstruction algorithms for cardiac multi-slice computed tomography improve image quality? *Herz*. 2003;28:20–31
11. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dualsource CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006;16:256–268
12. Brodoefel H, Reimann A, Heuschmid M, et al. Non-invasive coronary angiography with 16-slice spiral computed tomography: image quality in patients with high heart rates. *Eur Radiol*. 2006;16:1434–1441
13. Cademartiri F, Mollet NR, Runza G, et al. Diagnostic accuracy of multislice computed tomography coronary angiography is improved at low heart rates. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006;22:101–105
14. Hoffmann MH, Shi H, Manzke R, et al. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate. *Radiology*. 2005;234:86–97
15. Dewey M, Hoffmann H, Hamm B. Multislice CT coronary angiography: effect of sublingual nitroglycerine on the diameter of coronary arteries. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed*. 2006;178:600–604
16. Decramer I, Vanhoenacker PK, Sarno G, et al. Effects of sublingual nitroglycerin on coronary lumen diameter and number of visualized septal branches on 64-MDCT angiography. *AJR*. 2008;190:219–225
17. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease: report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovasc Surg, American Heart Association. *Circulation*. 1975;51:5–40
18. Raff GL, Abidov A, Achenbach S, et al. SCCT guidelines for the interpretation and reporting of coronary computed tomographic angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3:122–136



19. Ruzsics B, Lee H, Zwerner PL, et al. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia-initial experience. *Eur Radiol.* 2008;18:2414–2424
20. Ruzsics B, Schwarz F, Schoepf UJ, et al. Comparison of dual-energy computed tomography of the heart with single photon emission computed tomography for assessment of coronary artery stenosis and of the myocardial blood supply. *Am J Cardiol.* 2009;104:318–326
21. Ming-li S, Bin L, Run-ze W, et al. Diagnostic accuracy of dual-source CT coronary angiography with prospective ECG-triggering on different heart rate patients. *Eur Radiol* 2011;21:1635–1642
22. Baumuller S, Leschka S, Desbiolles L, et al. Dual-source versus 64-section CT coronary angiography at lower heart rates: comparison of accuracy and radiation dose. *Radiology.* 2009;253:56–64
23. Donnino R, Jacobs JE, Doshi JV, et al. Dual-source versus single-source cardiac CT angiography: comparison of diagnostic image quality. *AJR.* 2009;192:1051–1056