原 著

論文受付
2010年9月24日論文受理
2011年6月28日

Code No. 251

コンピュータ制御による冠動脈 CT 対応
動態評価用ファントムを用いた
EMR と DSCT との比較検討大橋一也^{1, 2)}・市川勝弘²⁾・東出 了^{1, 2)}・國友博史¹⁾

1) 名古屋市立大学病院中央放射線部

2) 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

緒 言

近年マルチスライス CT (multi slice computed tomography; MSCT) の多列化やガントリ回転速度の高速化, 心電同期画像再構成法の向上によって心臓 CT の画質が向上し, その検査の需要が急速に増加している。最近では冠動脈の描出のみならず, percutaneous coronary intervention (PCI) 後の冠動脈ステント内腔の評価や冠動脈狭窄のプラークの評価などのために, さらなる画質の向上が求められている。冠動脈 CT の画質はモーションアーチファクトを低減するために時間分解能が重要な要素であり, その時間分解能の測定について, 2000 年に Taguchi らが発表した時間

感度プロファイル (temporal sensitivity profile; TSP) を用いて, 秋野らが冠動脈 CT にも応用して報告している^{1, 2)}。

最近の CT 装置は分割式心拍同期画像再構成法 (以下, electrocardiogram (ECG)-gated multi-segment reconstruction; EMR) により心位相の時間分解能を向上させる機構が搭載され, メーカーによってはマルチサイクル再構成, マルチセクタ再構成, セグメント再構成などと呼ばれている。EMR はヘリカルスキャンと ECG 信号のデータ収集を同時に行い, ハーフ再構成に必要な投影データを複数のセグメントに分割し, そのセグメントを複数の心拍データから収集することに

A Comparative Study of Electrocardiogram Multi-segment Reconstruction and Dual Source Computed Tomography Using a Computer Controlled Coronary Phantom

Kazuya Ohashi,^{1, 2)} Katsuhiro Ichikawa,²⁾ Ryo Higashide,^{1, 2)} and Hiroshi Kunitomo¹⁾

1) Central Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

2) Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

Received September 24, 2010; Revision accepted June 28, 2011; Code No. 251

Summary

Currently, there are two main methods for improving temporal resolution of coronary computed tomography (CT): electrocardiogram-gated multi-segment reconstruction (EMR) and dual source scanning using dual source CT (DSCT). We developed a motion phantom system for image quality assessment of cardiac CT to evaluate these two methods. This phantom system was designed to move an object at arbitrary speeds during a desired phase range in cyclic motion. By using this system, we obtained coronary CT mode images for motion objects like coronary arteries. We investigated the difference in motion artifacts between EMR and the DSCT using a 3-mm-diameter acrylic rod resembling the coronary artery. EMR was evaluated using 16-row multi-slice CT (16MSCT). To evaluate the image quality, we examined the degree of motion artifacts by analyzing the profiles around the rod and the displacement of a peak pixel in the rod image. In the 16MSCT, remarkable increases of artifacts and displacement were caused by the EMR. In contrast, the DSCT presented excellent images with fewer artifacts. The results showed the validity of DSCT to improve true temporal resolution.

Key words: computed tomography (CT), temporal resolution, temporal sensitivity profile (TSP), coronary CT, dual source CT (DSCT)

別刷資料請求先: 〒467-0001 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄1
名古屋市立大学病院中央放射線部 大橋一也 宛

Fig. 1 Composition and the control method of the computer-controlled motion phantom.

よって時間分解能の向上が可能となっている。この EMR による再構成で示される時間分解能は、複数の心拍から画像再構成に必要なすべてのデータを収集するのに必要な時間ではなく、各心拍で使用されるデータ収集時間であり心位相に対する時間分解能(以下、位相時間分解能)である。位相時間分解能は、セグメントが均等に分割される場合には、セグメントに用いる一つの心拍における収集時間を示す。複数のセグメント間で収集時間が異なる場合(不均等分割の場合)は、均等分割より位相時間分解能は劣る³⁾。この位相時間分解能は、ガントリ回転速度、ピッチファクタと被検者の心拍数(heart rate; HR)によって複雑に変化する²⁾。また、最近登場した2管球 CT(dual source CT; DSCT)では、2組の X 線管と検出器が搭載されている。この X 線管と検出器が 90 度ずらして配置されている場合は、それぞれが 90 度回転するだけでハーフ再構成に必要なデータを収集することができる⁴⁾。そのためガントリ回転速度の 1/4 の時間分解能となる。この場合の時間分解能は、1 心拍のみのデータ収集時間となり実時間分解能と一致する。この論文で述べる実時間分解能とは、ハーフ再構成で用いる 1 心拍のみのデータによる画像の時間分解能を表し、EMR により複数の心拍からデータ収集をすることで実時間の経過したデータを使用する位相時間分解能と区別する目的で使用する。

EMR の評価として冠動脈の動きを模擬した心臓動態ファントムによる研究が行われている⁵⁻⁸⁾。そのファントムの構造は風船様の袋を周期的に膨らます構造であるため、模擬した冠動脈はスライス位置によって移動量が違うことから定量的な評価に使用することは困難である。一般に EMR では心臓の動きの少ない位相をねらい、1 心拍中の短い時間の投影データを複数心拍から収集するが、この位相期間内に冠動脈が正確に停止している確証はなく、特に高心拍

Fig. 2 Drive mechanism of acrylic bar phantom and speed control method in a cardiac phase.

においては、動きの少ない時間のごく短時間となるため、EMR による収集時間(位相)内で心血管が動いている状態での画像再構成を余儀なくされることが少なくない。またハーフ再構成を複数のセグメントに複雑に分割するため、動きや位相の微妙に違うセグメントの合成となり、単に血管の移動速度だけにとどまらない影響が推測される。

よって、EMR を含めた冠動脈 CT においては、心周期に合わせての動きに対しての評価が必要であり、動きの定量性と再現性を重視したファントムによって、基本的な解析が可能となると考えられる。そこで、本研究では、コンピュータ制御によって駆動する動態ファントムを開発し、まず基本的な評価のために、任意の心位相内を一定速度で移動させ、画像取得を行った。そして、位相時間分解能と実時間分解能の評価においてハーフ再構成とセグメント再構成における動きの影響について検討した。

1. 方法

1-1 動態ファントムの作成

EMR と DSCT の二つの心電同期再構成法を比較するために、任意の心位相内を一定速度で移動する動態ファントムを作成した。動態ファントムは、ステッピングモータ(KT42KM06, 3 相, 0.6 deg/step: 日本サーボ社製)と専用ドライバユニット(FTD3S3P14: 日本サーボ社製)を使用し、自作のリンク機構と組み合わせで作成した(Fig. 1)。この動態ファントムはノートパソコンの平行ポートに接続されコンピュータプログラムにより制御されたパルス信号によりコントロールされる。用いたステッピングモータは、1 回転あたり 600 パルスで制御でき、小刻みな動きから滑らかな定速移動まで自由な速度変化を設定可能である。Fig. 2 に示したようにステッピングモータの 1 回転を 1 心拍とし、動きのある対象に対する評

価を行うため R-R 間隔の 40~60% を一定速度で移動するようにモータ制御を行った。心電同期再構成に必要な ECG 信号は R 波のみで十分であるため、Fig. 1 に示したように、クランクの端に取り付けられ細いアルミ板がフォトマイクロセンサを通過することで発生するパルスによって擬似的な R 波を形成した。ファントムを駆動させて撮影する際に同時に発生するこの擬似的な ECG 信号を CT に入力することでファントムの心電同期再構成が可能となる。心血管を模擬するファントムの本体は造影された冠動脈を想定して直径 3 mm のアクリル棒を使用した。アクリル棒の CT 値は造影血管とは異なり、さらに周囲は空気としたため、実際の造影冠動脈とは周囲とのコントラストに大きな違いがある。よって、本研究では、主に形状再現性やアーチファクトの状況を検討することを主眼とした。

1-2 CT 装置

CT 装置は 16DAS(data acquisition system)MSCT のフィリップスメディカルシステム社製 IDT16 (16MSCT)と DSCT 方式の 64DAS MSCT、シーメンス社製 SOMATOM Definition(DSCT)を使用した。16MSCT と DSCT の回転速度はそれぞれ 0.42 s/rot と 0.33 s/rot である。CT 画像解析に ImageJ(NIH; National Institute of Health)と、プログラム言語である Visual Basic 6.0(Microsoft 社製)を使用した。

1-3 HR の設定

HR は、低心拍領域の 60 beats per minute(bpm)と高心拍領域の 86 bpm とした。60 bpm は、16MSCT において均等 2 分割となる 63 bpm より劣る位相時間分解能を持ち、不均等分割の影響も検討可能であると考え採用した。また 86 bpm は、16MSCT で 3 均等分割となり、その理論的位相時間分解能が、DSCT のそれとほぼ一致することから、EMR と DSCT の比較を検討できることから選んだ。各 HR における理論上の位相時間分解能と EMR の分割数を Table 1 に示す⁹⁾。60 bpm の位相時間分解能は、2 分割(105 ms)とハーフ再構成(210 ms)の間となる。EMR においては、HR によって、位相時間分解能が複雑に変化するが、これらを細かく検討することは多くの実験を必要とするために二つの HR に限定した。

1-4 TSP の測定

実際に今回の測定条件が目的とする時間分解能が得られているか確認を行うために、時間分解能の測定を行った。測定方法は市川らにより報告された方法¹⁰⁾を使用し、金属球をガントリ内に高速で通過させ

Table 1 Theoretical phase temporal resolution at each heart rate for 16MSCT and DSCT

	HR (bpm)	Phase temporal resolution: TR_p (ms)	Segment number
16MSCT	60	$105 < TR_p < 210$	2
	86	70	3
DSCT	60	83	1
	86	83	1
	86	42	2

て、その再構成画像から TSP を得て解析した。この方法にて心電同期再構成法の時間分解能を測定する場合は、金属球の発射が 1 回であることから、ハーフ再構成法には適用可能である。しかし、EMR においても、均等分割であれば、分割された一つのセグメントの TSP が得られるため、精度がやや劣るものの適用は不可能ではない。また、位相時間分解能の測定においては、スライス間隔を時間間隔に変換するのではなく、同じスライス位置で R-R 間隔における位相を変化させて再構成を行い、次式の位相 P (%) から位相時間 T_p に変換して、この位相時間に対しての TSP を得た。

$$T_p = \frac{HR}{60} \times \frac{P}{100} \dots\dots\dots (1)$$

今回検討する低心拍領域の HR は 60 bpm であるが、均等分割ではないため、その位相時間分解能の実測はできない。よって、その HR に近い 2 均等分割となる 63 bpm を測定し、それより劣る位相時間分解能であること想定し、後のファントム実験などの評価に反映させた。撮影条件は 2 台の CT 装置ともに 120 kV, 100 mAs/slice, pitch factor(PF)=0.2, スライス厚=1 mm, FOV(field of view)=50 mm として、ディテクタ構成、再構成フィルタ関数、については、16MSCT では 16x0.75 mm, CB に、DSCT では 32x0.6 mm, B26 にそれぞれ設定した。再構成フィルタ関数は、2 機種ともメーカ推奨の心臓 CT 用である。また、それぞれの体幹部用の直径 32 cm のファントムにおける線量値(volume CT dose index; CTDI_{vol})、16MSCT が 33.50 mGy, DSCT が 28.49 mGy であった。

1-5 ファントム撮影

開発した動態ファントムを用いて、HR の 60 bpm と 86 bpm について、心位相の 40~60% の間のアクリル棒の移動速度を 3, 5, 10, 15, 20 mm/s に設定しスキャンした。撮影条件は TSP の撮影条件と同じとした。また、予備実験にて 16MSCT の 86 bpm につ

Fig. 3 Method of artifact analysis for images of the acrylic bar phantom. Profiles across the center of phantom at angles of 0–179 degrees were obtained, and their full widths at half maximum were calculated.

いては、スライス位置によってモーションアーチファクトの多い画像が出現し、3 均等分割用のデータの不足により、不均等な 2 分割に切り替わる状況が生じていることが懸念されたため、PF=0.16 の測定を追加した。DSCT では、86 bpm において 2 分割再構成の適用も可能であったため、その測定も行った。

ファントムの配置は心臓の中心付近での測定を模擬しガントリ回転中心より 50 mm 左側にアクリル棒が x 軸方向に移動するようにセットした。アクリル棒が長さ約 40 mm であるため、先端部分を除いた 35 mm の範囲で画像再構成を行った。

1-6 ファントム画像の解析

画像からのアーチファクト解析の方法を以下に述べる。アクリル棒は、動きによって単なるボケを呈するのではなく、動きによるアーチファクトを生じる。よってアクリル棒のボケを周波数解析する方法は適切ではないと考えた。そこでわれわれは、管状のファントムの正確な横断像は円径の画像を呈し、その中心を通るプロファイルはすべての角度において一定の形状を呈するべきであるという性質を利用し、アクリル棒の横断像のプロファイルを全方向にとり、その変動を評価する以下のような方法を用いた。

自作動態ファントムを使用して得られたそれぞれのファントム画像に対して、アクリル部分の CT 値が最大になるピクセルを中心にプロファイルデータを取得し、これの full width at half maximum (FWHM) を測定した (Fig. 3)。本来ならばアクリル棒は均一な CT 値になることが理想的な状態であるが、空気中での直径 3 mm アクリル棒は Fig. 3 に示したような山なりのプロファイルとなり、静止状態において正確に最大の CT 値が中心に現れるためにピーク CT 値をアクリル棒の中心として評価を行った。次に、プロファイルの方向を 1 度ずつ回転させて 180 本のプロファイル

の FWHM を平均した (平均 FWHM)。得られた FWHM がどの程度変動しているかを評価するために 180 本のプロファイルの FWHM の標準偏差 (FWHM 変動) を求めて比較した。モーションアーチファクトはスライス位置によって変化するために、1 mm 間隔の 35 スライスの画像を使い、さらにこれを 5 回のスキャン分のすべてについて平均化した。DSCT においては、60 bpm と 86 bpm のハーフ再構成は実時間分解能が同じであるため結果が等しくなるので、60 bpm のみについて測定した。

実際の冠動脈 CT では、axial 像から再構成した multi-planar reconstruction (MPR) 画像から狭窄率を測定することがあるが、アーチファクトがどのように影響を及ぼすかを評価する目的で、各条件における FWHM の最大偏差を求めて比較した。

ファントム移動速度が速い場合に 16MSCT において axial 像のピーク CT 値を示すピクセル (ピークピクセル) の x 座標が変動したため、ファントム移動速度 20 mm/s における 16MSCT の 60 bpm、86 bpm、DSCT の 86 bpm についてピークピクセルの x 座標の位置変動を測定した。

以上のような、定量的解析に加え、アクリル棒の軸に沿った MPR 画像を再構成し視覚的に比較した。

2. 結果

2-1 時間分解能

Fig. 4 に TSP の測定結果、Table 2 に TSP から求めた FWHM による時間分解能を示す。DSCT の時間分解能は理論値に等しい 83 ms であった。16MSCT の 63 bpm は、110 ms となり理論値に近い値が得られた。また 16MSCT の 86 bpm では、一部のスライス位置では 75 ms より大きい 120 ms となり、16MSCT の 63 bpm より長い時間分解能となり不均等 2 分割が混在することが判明した。

Fig. 4 Measured TSPs.

Table 2 Measured FWHMs of TSP and corresponding segment numbers

	HR (bpm)	FWHM of TSP (ms)	Segment number
16MSCT	63	110	2
	86	75	3
	86	120	2
DSCT	63, 86	83	1

Fig. 5 Relationship between phantom speed and FWHM fluctuation of phantom profiles for 16MSCT (EMR) and DSCT.

Table 3 Maximum deviation of the FWHM of phantom profiles for 20 mm/s

	HR (bpm)	Maximum deviation (mm)
16MSCT	60	0.356
	86	0.078
	86 (PF=0.16)	0.068
DSCT	60	0.058
	86 (2 segments)	0.034

2-2 ファントム画像の解析

Fig. 5 に 35 スライスのファントム画像を 5 回スキャンしたものを平均した FWHM 変動の結果を示す。ファントム移動速度 3 mm/s ではどの撮影パラメータでも変動は少なく、差がみられなかった。10 mm/s では 16MSCT の 60 bpm で変動が大きくなり、20 mm/s では 16MSCT の 60 bpm、16MSCT の 86 bpm、16MSCT の 86 bpm (PF=0.16)、DSCT の 60 bpm、DSCT の 2 分

割再構成 86 bpm の順で変動が大きくなった。86 bpm の 16MSCT と DSCT との比較では、16MSCT がやや時間分解能が高いにもかかわらず、ファントムの移動速度が 20 mm/s と速くなると FWHM 変動が大きくなり、アーチファクトが多くなることが示された。

Table 3 は、ファントムの移動速度が 20 mm/s の各 HR における FWHM の最大偏差である。16MSCT の 60 bpm が最も FWHM の最大偏差が大きく 16MSCT

Fig. 6 Comparison of peak pixel displacements for phantom movement speeds of 20 mm/s.

Table 4 Standard deviations of displacements of peak pixels for 20 mm/s

	Heart rate (bpm)	S.D. of x-position (mm)
16MSCT	60	0.40
	86	0.16
DSCT (1 segment)	86	0.05

Fig. 7 Comparison of MPR images of 86 bpm for respective phantom speeds.

の 60 bpm, 16MSCT の 86 bpm, 16MSCT の 86 bpm (PF=0.16), DSCT の 60 bpm, DSCT の 2 分割再構成 86 bpm の順で FWHM の最大偏差が大きくなった。

Fig. 6 にファントム移動速度 20 mm/s におけるピークピクセルの x 方向位置の変化と MPR 像を示す。ファントムは x 方向に移動する設計であることから y 方向の変動はなかったが、16MSCT においてはスライス位置が体軸方向位置によって x 方向に蛇行するように変動する結果となった。35 スライスのピークピクセルの x 方向位置の標準偏差を Table 4 に示す。

DSCT の 86 bpm は 0.05 mm, 16MSCT の 60 bpm と 86 bpm では 0.4 mm, 0.16 mm となり, 16MSCT は位置の変動が顕著に大きくなった。

2-3 MPR 画像の比較

Fig. 7 に 86 bpm におけるファントム移動速度の変化による MPR 像の変化を示す。16MSCT では移動速度が速くなるにつれて蛇行した MPR 像となったが, DSCT では蛇行はみられなかった。Fig. 8 に 16MSCT におけるファントム移動速度 20 mm/s の HR

Fig. 8 Axial and MPR images for the phantom speed of 20 mm/s for 16MSCT.
(a) 86 bpm, PF= 0.16, (b) 86 bpm, PF= 0.2, (c) 84 bpm, PF= 0.16

および PF を変化させた axial 像と MPR 像を示す。86 bpm (PF=0.16) は、86 bpm (PF=0.2) よりもアーチファクトが減少したが、84 bpm (PF=0.16) ではアーチファクトが多い画像となった。Fig. 9 に DSCT の 86 bpm と 2 分割再構成の 86 bpm の axial 像と MPR 像を示す。2 分割再構成の 86 bpm はアーチファクトが少ない画像となった。

3. 考 察

ハーフ再構成の時間分解能の表現については、実際に使用したデータ量をそのまま使用するもの (180 度 + ファン角度分) と、ハーフ再構成における重み関数を考慮してガントリ回転速度の半分 (180 度分) を使用するものの、装置によって 2 種類が混在している¹¹⁾。今回、時間分解能の理論値と回転中心部分の TSP より求められた FWHM による時間分解能は近い値が得られたことから、測定した DSCT によるハーフ再構成はガントリ回転速度の 1/4 (90 度) のデータを使用して再構成を行っていることが明らかとなった。また、EMR による TSP 測定においても金属球の発射が 1 回であることから、分割された一つのセグメントに関して時間分解能の測定が可能であった。

Axial 像の FWHM 変動に関してはファントム移動速度 15 mm/s までは位相時間分解能が同等であれば、セグメント再構成とハーフ再構成はほぼ等しい結果となり、アーチファクトの程度もほぼ等しくなることが示された。しかし 20 mm/s になると 16MSCT はアーチファクトが多くなりファントムの形状を正確に表すことができなかった。また、ピークピクセルの位置からみたファントムの変位も同様に 16MSCT において大きな変動が観察された。EMR を用いることに

Fig. 9 Axial and MPR images for 20 mm/s, 86 bpm for DSCT.
(a) 86 bpm, 1 segment, (b) 86 bpm, 2 segments

よって位相時間分解能が高くなれば、それに応じてモーションアーチファクトが少なくなるものと思われたが、実際には移動速度が速くなるとアーチファクトが増加するだけではなく、位置の変位も顕著となった。本装置は、正確な周期でファントムが移動するため、位相時間分解能が実時間分解能と実質的に同じであるならば、EMR を用いることで動きのアーチファクトを抑制可能である。しかし、実際は、EMR を用いた再構成では、顕著なアーチファクトが現れ、ハーフ再構成との大きな違いが示された。この原因として、位置による EMR の分割数の変化と、分割した各セグメントにおける細かな位相変動が推測された。DSCT の 86 bpm (実時間分解能: 83 ms) は、EMR によらないため、ファントムは指定した位相に対して常に同じ位置でスキャンされ、結果的にアーチファクトの少ない画像となっていることから、その推測を裏付けられる。

モーションアーチファクトが多くなると、Table 3 に示すようにプロファイルの FWHM の最大偏差も顕著に増加することが示された。これらは、冠動脈 CT 血管径計測における精度への指標とも捉えられる。また、Fig. 7 の 16MSCT の PF=0.2 の MPR 画像においてところどころにみられるスパイク様の画像変化は、1-5 で述べた 3 均等分割のデータ不足により生じた分割数の変化 (局所的な 2 分割への変更) による影響である。このように、アーチファクトの程度の違うスライスが混在することは、狭窄病変としての誤診にもつながりかねないリスクが懸念された。この分割数の変化を抑えるためにファントム移動速度 20 mm/s にお

いて $PF=0.16$ とした場合にはアーチファクトが抑制された。しかし、心拍は常に一定とは限らないため、Fig. 8 に示すように HR が 84 bpm になった場合にはセグメント再構成が不均等分割となりアーチファクトが増加して axial 像も MPR 像も正確な形状を再現できなくなる。これらのことから位相時間分解能と実時間分解能では同じ時間分解能であっても得られる画像には大きな違いがある。よって、EMR に頼らない実時間の時間分解能を高めることが不可欠であることが示され、DSCT により実時間分解能を高めた上でのハーフ再構成の有効性が示された。

今回用いた 16MSCT に対して、現在の心臓 CT の主流は 64DAS の MSCT となりつつある。しかし、EMR を用いる点では、本研究の結果で問題となったスライス位置による EMR の分割数の変化と、不均等分割による位相時間分解能の低下によるアーチファク

トの影響は同じである。ただし、64DAS によるスキャン速度の向上を利用して、PF を低下させた場合には、若干改善されることが考えられる。

4. 結 語

EMR と DSCT の二つの心電同期再構成法の比較を、コンピュータ制御によって周期的に任意の速度で可動させることを可能とする自作の動態ファントムを使用して画像の評価を行った。その結果、EMR は位相時間分解能を高くすることでモーションアーチファクトの抑制には有効な手段であるが、位相時間分解能と実時間分解能の比較では同等の時間分解能であっても EMR は PF や HR によって複雑に変化するアーチファクトが確認され、実時間分解能を向上できる DSCT の有効性が示された。

参考文献

- 1) Taguchi K. High temporal resolution for multislice helical computed tomography. *Med Phys* 2000; 27(5): 861-872.
- 2) 秋野成臣, 辻岡勝美, 安野泰史, 他. マルチスライス CT を用いた分割式心拍同期画像再構成法における時間分解能評価. *日放技学誌* 2005; 61(3): 409-418.
- 3) 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): 1881-1902.
- 4) 伊藤俊英, 大谷カタリーナ. Dual-Source Computed Tomography の開発. *医用画像情報誌* 2007; 24(2): 30-43.
- 5) 沈 雲, 佐々木公祐, 岡野善幸, 他. 高心拍領域における MDCT の心臓イメージングの画質に関する評価. *日放技学誌* 2005; 61(4): 506-513.
- 6) 沈 雲, 堀内哲也, 木村文子, 他. 心拍動によるモーションアーチファクト軽減のための高時間分解能再構成アルゴリズム. *日放技学誌* 1998; 54(11): 1287-1294.
- 7) 山本修司, 濱田星紀, 高堀一成, 他. ハーフセコンドマルチスライス CT による retrospective ECG-gating 法の性能評価. *日放技学誌* 2002; 58(1): 94-100.
- 8) Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16(2): 256-268.
- 9) 山下康行. 心臓 CT をはじめよう! 心臓 CT の基礎と臨床の実際. *Rad Fan* 2004; 2(1)
- 10) 市川勝弘, 高田忠徳, 原 孝則, 他. CT における時間分解能の新しい測定法. *日放技学誌* 2008; 64(9): 1172-1176.
- 11) 木原康樹, 栗林幸夫. CT 冠動脈造影実践学. 中外医学社, 東京, 2010: 13.

図表の説明

- Fig. 1 自作動態ファントムの構成と制御方法
 Fig. 2 アクリル棒ファントム駆動機構と心位相におけるスピードコントロール
 Fig. 3 アクリル棒ファントムのモーションアーチファクト解析方法
 ファントム画像に対して、CT 値が最大になるピクセルを中心にしてプロファイルデータを 0° から 179° 取得し FWHM を計測する。
 Fig. 4 測定された TSP
 Fig. 5 ファントム移動速度と、16MSCT(EMR)と DSCT との FWHM 変動の関係
 Fig. 6 ファントム移動速度 20 mm/s におけるピークピクセルの変位の比較
 Fig. 7 86 bpm におけるファントム移動速度の変化による MPR 像の比較
 Fig. 8 ファントム移動速度 20 mm/s における 16MSCT の MPR 像と axial 像
 (a) 86 bpm, $PF=0.16$, (b) 86 bpm, $PF=0.2$, (c) 84 bpm, $PF=0.16$
 Fig. 9 ファントム移動速度 20 mm/s における DSCT の MPR 像と axial 像
 (a) 86 bpm, 1 segment, (b) 86 bpm, 2 segments

Table 1 16MSCT と DSCT の各心拍数における理論的位相時間分解能

Table 2 測定された TSP の FWHM とセグメント分割数

Table 3 ファントム移動速度 20 mm/s における FWHM の最大偏差

Table 4 ファントム移動速度 20 mm/s におけるピークピクセルの変位の標準偏差