



Title	心電図同期CTに適する心臓動態ファントムの開発とその応用
Author(s)	沈, 雲; 佐藤, 宗邦; 木村, 文子 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2005, 65(3), p. 224-232
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18300
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

心電図同期CTに適する心臓動態ファントムの開発とその応用

沈 雲¹⁾ 佐藤 宗邦²⁾ 木村 文子³⁾ 陣崎 雅弘⁴⁾
堀口 純⁵⁾ 伊藤 勝陽⁵⁾ 栗林 幸夫⁴⁾

1) GE横河メディカルシステム株式会社 2) フヨー株式会社
3) 東京女子医科大学第二病院放射線科 4) 慶應義塾大学医学部放射線診断科
5) 広島大学大学院病態情報医科学講座放射線医学

Design and Development of a New Pulsating Cardiac Coronary Phantom for ECG-gated CT and Its Experimental Characteristics

Yun Shen¹⁾, Munekuni Sato²⁾, Fumiko Kimura³⁾,
Masahiro Jinzaki⁴⁾, Jun Horiguchi⁵⁾,
Katsuhide Ito⁶⁾, and Sachio Kuribayashi⁴⁾

The optimal pulsating cardiac phantom is an important tool for the evaluation of cardiac images and cardiac applications on ECG-gated MDCT. The purpose of this study was to demonstrate the design and fabrication of the pulsating cardiac coronary phantom. The newly developed pulsating cardiac coronary phantom has the following five key advantages: 1) a driver component that uses only one servomotor to move the phantom in three dimensions (X, Y, and Z directions) with 16 presets of different heart types (heartbeat: 0-120 bpm; ejection fraction: 0-90%); 2) versatile pumping and filling phases to simulate a real heart in a cardiac cycle can be incorporated into the driver sequence including shift of patient heartbeat or irregular pulse (maximum: 200 different heart waves in one scan); 3) a cardiac coronary component constituted of an acrylic/silicon/rubber tube (2-6 mm inner diameter) with stent/in-stent restenosis/stenosis/soft plaque/calcification parts and maximum 16 coronary arteries that can be attached to the phantom in the same scan; 4) the complete phantom can be submerged in a tank to simulate the heart and its surrounding tissues; 5) ECG gating can be from interior trigger and exterior trigger. It has been confirmed that the developed pulsating cardiac phantom is very useful to quantitatively assess imaging of the heart and coronary arteries during phantom experiments.

Research Code No.: 200

Key words: MDCT, ECG gating, Pulsating cardiac phantom, Coronary

Received Aug. 27, 2004; revision accepted Feb. 23, 2005

1) GE Yokogawa Medical Systems, Limited

2) FUYO Corporation

3) Department of Radiology, Tokyo Women's Medical University Daini Hospital

4) Department of Radiology, Keio University

5) Department of Radiology, Hiroshima University

別刷請求先

〒191-8503 東京都日野市旭が丘4-7-127

GE横河メディカルシステム株式会社

沈 雲

緒 言

従来、CTにより心臓・冠動脈を撮影、評価することは、時間分解能の問題により限られた装置(電子ビームCT)のみで可能であった。体軸方向の優れた分解能、良好な信号対ノイズ比(S/N比)、良好な時間分解能を有するMDCT(multidetector-row CT)の登場¹⁾⁻⁵⁾により、MDCTによる心臓・冠動脈への応用は現在注目を集めている⁶⁾⁻²⁰⁾。

心臓・冠動脈MDCTの評価には、患者の様々な心拍状態、心電図同期法の種類、画像再構成法が大きく影響するが、これらの影響を定量的に評価するためには、心臓動態ファントムが不可欠と考えられる。しかし、現在市販されている心臓動態ファントムは核医学診断のために開発されたものであり、その拍動パターンは左心室の動きと異なり基本的に正弦波であり、また、患者の心拍変動並びに不整脈の模擬も困難である。更に、模擬冠動脈の設置も基本的に考慮していないため、冠動脈評価への応用も困難である。

本論文の目的は心電図同期CTに適する心臓動態ファントムの設計と開発に関するものである。ファントムの設計思想、構造と性能について述べ、最後にファントムの性能検証とその応用を示す。

心臓動態ファントムの開発

1. 心臓動態ファントムの設計思想

心電図同期CTに適するファントムの設計思想として、(1)正弦波形ではない左心室の動き(Three Phases: fast and slow filling, fast pumping)を容易に再生できること；(2)スキャン中の心拍変動(心拍数の変化)および不整脈の状態(心拍数の変化と左心室の動きの変化)を容易に再生できること；(3)患者の心拍状態を容易に再生できること(例えば、ECGモニターによる心拍数の変動又は超音波による左心室の動きの変化のデータを用いること)；(4)心拍数の設定を再現性よく容易に行えること；(5)冠動脈(含むStent/In-stent restenosis/Stenosis/Soft plaque/Calcium plaque)の模擬を精度よく容易に行えること、の5点がある。

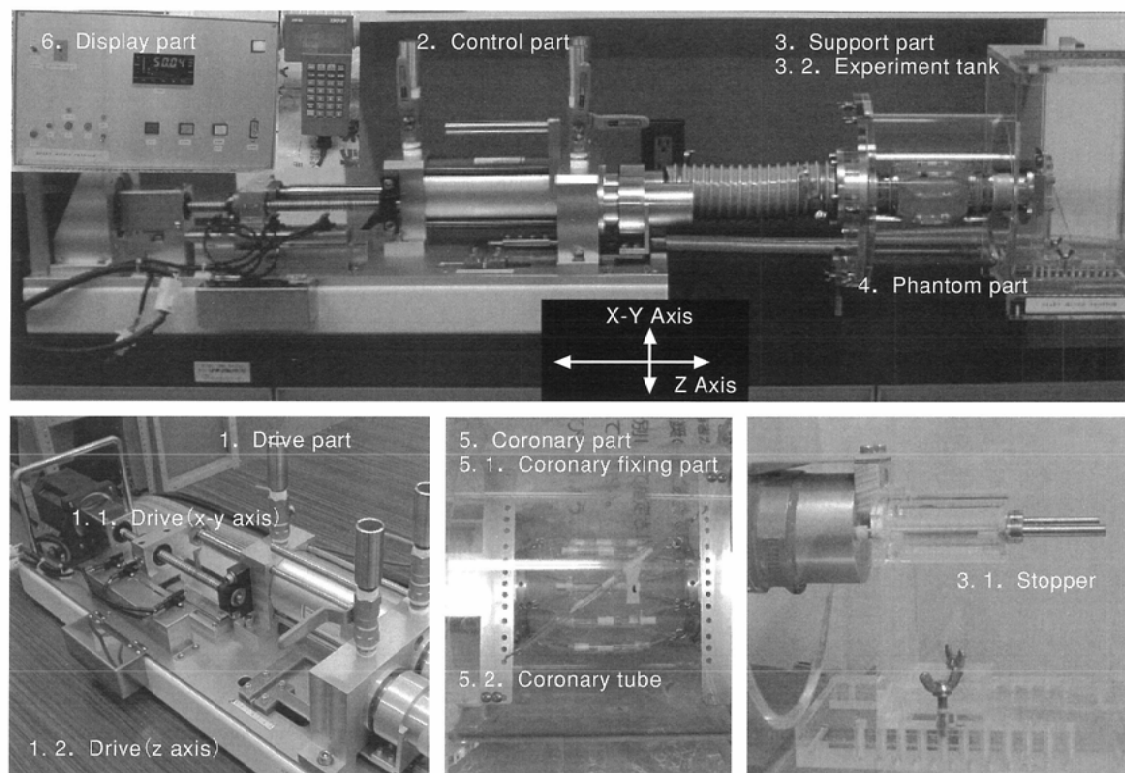


Fig. 1 Pulsating cardiac phantom.

The pulsating cardiac coronary phantom is constructed of the following six key components: 1) driver component: to move the phantom in three dimensions (X, Y and Z directions) by using only one servomotor; 2) control component: to preset 16 different heartbeat types, and to incorporate real heart waves with the fast pumping, fast filling, and slow filling phases, and to design variations in patient heartbeats or irregular pulses by using a driver sequence; 3) support component: to fix the phantom wave including z-direction motion with stopper and to simulate the clinical state with a tank; 4) phantom component: to constitute a chamber using rubber material to simulate the LV; 5) coronary artery component: constituted by rubber/acrylic/silicon tubes (2-6 mm inner diameter) with stent/in-stent restenosis/stenosis/soft plaque/calcification parts, and a maximum of 16 coronaries that can be attached to the phantom in one scan; 6) display component: ECG gating signal with internal trigger and exterior trigger, bpm monitor, select part of 16 different bpm types, and stop/start button.

A			
B	C	D	

2. 心臓動態ファントムの構造

心臓動態ファントム²¹⁾は、主に以下の6つの部分によって構成されている (Fig. 1)。(1)サーボモータを主とし、X-Y方向およびZ方向に駆動する駆動部；(2)駆出率、心拍動の形状、1 Loop中の心拍の変動、不整脈などの心拍データをプログラム化するための制御部；(3)実験タンク部分およびファントムの形状を支えるサポート部；(4)心室を模擬する心室ファントム部(チャンバー)；(5)模擬冠動脈並びに心室ファントム(チャンバー)周囲に模擬冠動脈を固定するための冠動脈部；(6)心電図同期信号出力、心拍数モニター、およびセットした計16種類の心拍動パターンを選択できる表示操作部。

1) 駆動部 (Fig. 1A, B)

駆動部は、心臓動態ファントムの最も重要な部分の1つであるが、このファントムの特徴は1つのサーボモータのみにて、左心室である1チャンバー或いは(主、副)2チャンバーのX-Y方向とZ方向の2方向の駆動を同時に行えることである。

・X-Y方向の駆動

サーボモータの回転運動をボールネジとナットにより直線運動に変換する。シリンダー内のピストンを前進させると、チャンバーは拡張期、すなわち充填過程 (Filling Process) になり、ピストンを後退させると、チャンバーは収縮期、すなわちポンプ過程 (Pumping Process) になる。

また、2チャンバー方式(主、副の2個のチャンバーを設置)では、主チャンバーのピストンを前進、副チャンバーのピストンを後退することにより、同時に拡張期と収縮期の両者を評価可能である。

・Z方向の駆動

Fig. 1 (Z axis drive)で示されているように、シリンダーの中のピストンの前進、後退と同時に、この動きをリンクすることによりノズル部分にも伝えることができる。ノズル部分へのリンクの支点はネジ構造により移動可能であり、Z方向のストロークを0~±15mmの範囲で調整することができる。

このように、開発されたファントムはX-Y方向の正確な駆動のみではなく、Z方向も正確に駆動することができるので、3次元的な左心室の動きをより正確に再現することが可

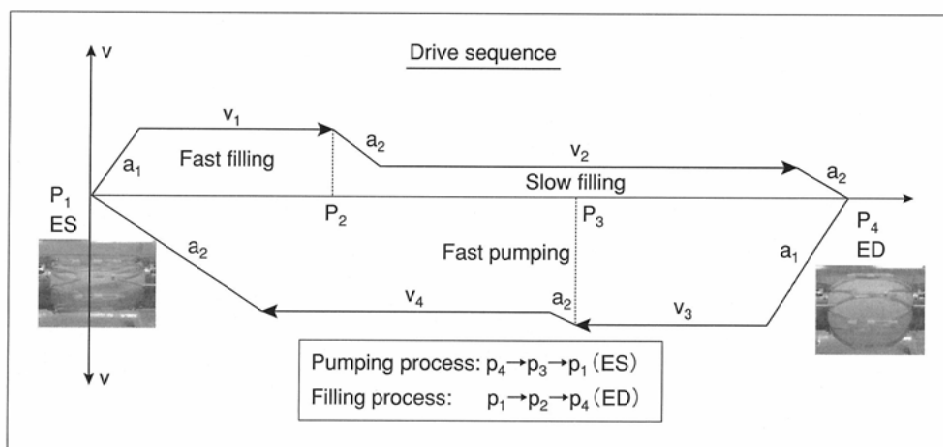


Fig. 2 Driver sequence.

An actual heart wave with the fast pumping, fast filling, and slow filling phases can be incorporated by using two accelerations, four velocities, and four positions of driver sequence, and the variation of patient heartbeat or irregular pulse can be designed by using different driver sequence cycles.

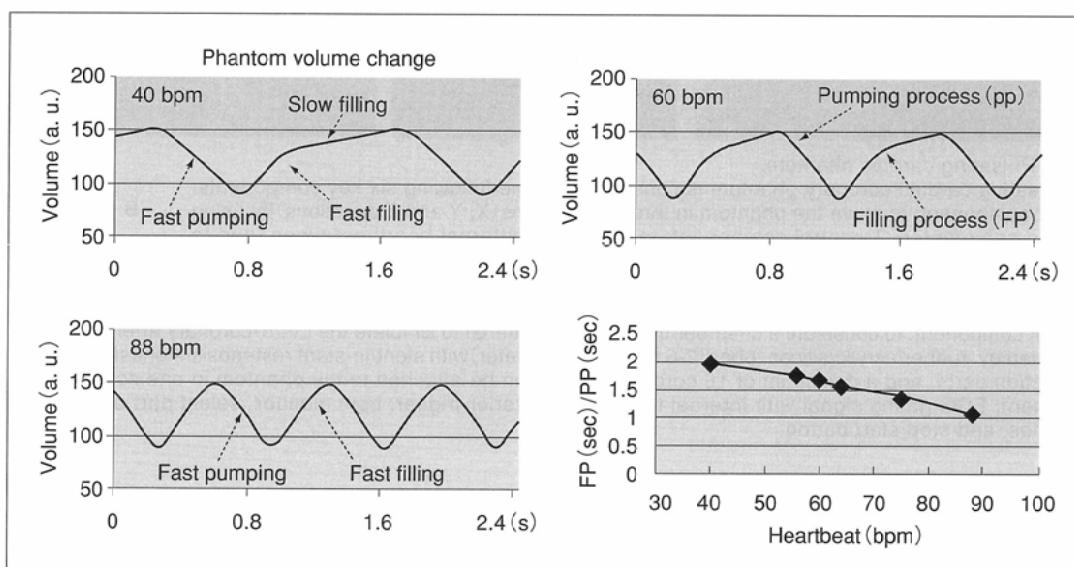


Fig. 3 Heart wave with different bpm.

A: Slow heart beat, 40 bpm.

B: Middle heartbeat, 60 bpm.

C: Fast heartbeat, 88 bpm.

D: Rates of filling process (FP) and pumping process (PP).

Three phases of heart wave (fast and slow filling, fast pumping) decrease to two phases (fast filling and fast pumping) with an increase of bpm.

A	B
C	D

能になる。

2) 制御部 (Fig. 2)

心室の駆出率、心拍動の形状を設定し、1 Loop (スキャン) 中の心拍の変動、不整脈などの心拍データをプログラム化する。このように、制御部にて駆動シーケンスを設定することにより、患者の心拍動の形状等を模擬することが可能である。

Fig. 2には、今回の研究で使用している駆動シーケンスを示すが、2つの加速度 a 、4つの速度 V と4カ所の位置 P を設定することにより、左心室の動き (Three Phases: fast and slow filling, fast pumping) を再現すること (Fig. 3A) と、駆

出率を変化させることが可能になる (必要に応じて、最大16の速度 V と最大400の位置ポイント P の設定も可能)。 p_1 は原点: ES, p_4 はEDであり、 $p_1 \rightarrow p_2 \rightarrow p_4$ は充填過程 (Filling Process), $p_4 \rightarrow p_3 \rightarrow p_1$ はポンプ過程 (Pumping Process) を示す。通常原点 p_1 は変化しないため、 p_4 を変更することによって、駆出率を変化 (0~90%) させることができる。

1種類の駆動シーケンスを繰り返す場合は一定の心拍数になるが、異なる種類の駆動シーケンスを組み合わせることによって、スキャン中の患者の心拍状態を再現するとともに、スキャン中の心拍数の変動、不整脈を作成することが可能になる (Fig. 6)。例えば、 p_1 (ES) と p_4 (ED) を固定し、

p_2 , p_3 および4種類の速度 V を変更することにより、スキャン中の心拍数の変動／不整脈を再現することができる (Table 1, Fig. 6). このファントムにおいて、1 Loop (スキャン)で最大200の異なる心拍波形(最大200個の異なる駆動シーケンス)の設定が可能である. 駆動シーケンス(プログラム)の設定は通常Fig. 1で示されているコントローラにより行うが、PCにより効率良く設定することも可能である. 即ち、コントローラでの設定の代りに、PC上でさまざまな心拍数と心拍パターンを予め設定し、PCから実験の際に必要な心拍パターンをファントム側に転送する.

3) サポート部 (Fig. 1)

実験タンク部分とファントム(チャンバー)の形状を支えるサポート部に分けられる. タンクには、臨床状態(心臓液の貯留や心臓周囲脂肪など)を模擬するために、水やサラダ油を注入して使用する (Fig. 1A). また、Fig. 1Dで示されたストッパーの位置調整により、Z軸方向は固定または可動状態になる.

4) 心室ファントム部 (Fig. 1A, C)

心室ファントム部(チャンバー)は、測定が行われる部分であり、市販の氷嚢を使用している. 測定のために使用可能な範囲は3~20cmであるが、10cm前後のことが多い. 心室ファントムである氷嚢の中に、空気、水と希釈造影剤などを充填することが可能である.

5) 冠動脈部 (Fig. 1C)

冠動脈部は模擬冠動脈と左心室であるファントム部の周りにその模擬冠動脈を固定する部分によって構成されている. Fig. 1Cで示されているように、模擬冠動脈は異なる研究目的に合わせて直径2~6mmのゴムチューブ、アクリルチューブ並びにシリコンチューブによって構成されている. また、この模擬冠動脈の内部に狭窄部、ステント並びに異なるCT値であるソフトブラーク／石灰ブラークを設けるとともに、空気、水並びに造影剤を注入することができる.

また、Fig. 1Cで示されているように、左心室であるファントム部(チャンバー)の周りに22.5度ごとに、同時に最大計16本の模擬冠動脈を精度良く設置することができる. また、ファントム部とある角度で精度良く設置することもできる.

6) 表示操作部 (Fig. 1A)

Fig. 1Aの左上で示されている表示操作部(コントロールボックス)はCTへの心電図同期信号出力、心拍数モニター、並びに計16通りの異なる心拍数と心拍波形をプリセットできる部分、心臓動態ファントムのスタートとストップをコントロールする動作部分などによって構成されている.

実験に必要な正確な心拍数を得るために、心拍数モニターは0.01bpmまで表示できるようになっている. ファントムのトリガー選択スイッチによって、心電図同期信号である外部トリガーと内部トリガーを選択することができる. 尚、内部トリガーの場合は1サイクル中の任意のタイミングで発生させることができる.

Table 1 Four velocities with different bpm.

Motion cycle (bpm)	v_1 (rpm)	v_2 (rpm)	v_3 (rpm)	v_4 (rpm)
40	4500	1000	4500	4000
56	5750	1450	6000	5500
60	5750	1700	6000	5500
64	5750	2000	6000	5500
75	6000	2750	6500	6000
88	6000	5100	6500	6000

Motion cycle (bpm)	Systole (sec)	Diastole (sec)
40	0.50	0.97
56	0.39	0.68
60	0.37	0.62
64	0.36	0.56
75	0.34	0.46
88	0.33	0.35

A: Four velocities for different bpm settings. V_1 , V_2 , V_3 , and V_4 are motor cycles (rpm). A

B: Time of filling process approaches time of pumping process with an increase of heartbeat. B

動作パターン選択部ではデジタルスイッチにより16通りのパターンを設定できる. 0~15までの16通りのパターンはあらかじめそれぞれにポイント番号が割り振られている. スタートスイッチを押すと、設定されたパターンのポイント番号から心臓動態ファントムを作動することになる. 動作パターン設定スイッチ(0~9, A~F)を切り替えるだけで16通りのファントムの動作(異なる心拍数／収縮率／スキャン中の心拍数変動／不整脈／ECGモニターなどで得られた実患者の心拍データなど)を自由に切り替えることが出来るので、心拍数の設定を再現性よく容易に行え、さらに、簡便な心拍数設定、心拍数変更、スキャン中の心拍変動並びに不整脈のパターンの設定など、組み合わせ次第でさまざまなシミュレーションが可能となる.

3. 心臓動態ファントムの特徴

心電図同期CTのための心臓動態ファントムの設計思想に基づいて、開発された心臓動態ファントムは、現在市販されている心臓動態ファントムと比較して、主に以下のような特徴がある. (1)ピストンを駆動することで心拍を発生させているが、ピストンの四つの位置Pに対して、四つの速度 V を設定することにより、正弦波形ではない左心室の動きを模擬することができる; (2)一回のLoop(スキャン)で最大200の異なる心拍波形の設定ができること、それによって、心拍の変動並びに不整脈の模擬は容易になり、実患者の心拍状態の再現と解析も可能になる; (3)計16通りの動作パターンの選択部によって、心拍数の設定を再現性よく容易に行えること、また、心拍数やスキャン中の心拍変動並び

に不整脈のパターンを変えたりといろいろな実験が効率良くできるようになる；(4)模擬冠動脈の内部に狭窄部、ステント並びにソフトプラーク／石灰プラークを設けるとともに、空気と水並びに造影剤を注入することができ、心室(チャンバー)の周りに、同時に最大計16本の異なる模擬冠動脈を精度良く設置することができる。

心臓動態ファントムの性能検証とその応用

ここで、従来の心臓動態ファントムのような正弦波ではなく、左心室の動きの模擬とスキャン中の心拍変動／不整脈の模擬というこの心臓動態ファントムの二大特長について検証を行うとともにそのファントムの応用例を示す。

1. 左心室の動きの模擬と冠動脈描出能の評価への応用

1) 左心室の動きの模擬の実証

Fig. 3とTable 1には開発されたファントムは左心室の動きを模擬することが可能であることを示している。CTのViewの情報(984View/0.8s)を用いてそのVolumeデータの測定を行っているので、その測定精度は0.8msである。Fig. 2の駆動シーケンスにおいて、4カ所の位置 p と2つの加速度 a を一定にし、4つの速度 V だけ変化させることにより、種々の心拍数と拍動の形状を設定可能であることをTable 1Aに示す。Table 1Aの設定によって得られた種々の心拍数の波形には、心拍数の増加に従い、その充填過程の時間とポンプ過程の時間との比は1に近くなることが確認された(Fig. 3D, Table 1B)。Fig. 3A, B, Cにおいて、横軸は時間で、縦軸はファントムの体積を示す。Fig. 3Dにおいて、横軸は心拍数で、縦軸は充填過程の時間とポンプ過程の時間との比を示す。

通常左心室の動きは、心拍数が低いとき、収縮期と比較して、拡張期のほうが長い。心拍数の増加に従い、拡張期は短くなり、拍動の形状は正弦波(Three Phase: fast and slow filling, fast pumpingからTwo Phase: fast filling & fast pumping)に近づくことになる。Fig. 3とTable 1は開発された心臓動態ファントムは左心室の動きを模擬できることを実証している。また、120bpmまでのファントムの正常動作も確認された。

2) 実験方法

左心室の動きの状態、冠動脈ソフトプラークの濃度や冠動脈ステント内腔の開存性などの描出能は冠動脈の診断として重要である⁸⁾⁻¹⁴⁾。

実験はLightSpeed Ultra 16を使用し、 $16 \times 0.625\text{mm}$ 、ヘリカルピッチは0.275:1、120kV、0.5s/300mA、0.6s/250mAとする。心臓動態ファントムの心拍数を0、60、85と105bpmとする。左心室であるファントム部(チャンバー)の周りに22.5度ごとに、16本の模擬冠動脈(異なる狭窄部とステント)を精度良く設置する。心臓再構成アルゴリズムはCHR(SnapShot Segment)、MSR-2(SnapShot Burst)とMSR-4(SnapShot Burst Plus)を採用する。静止状態以外の

画像の再構成位相は心臓動態ファントムの拡張期(ED)である90%とする。

3) 実験結果

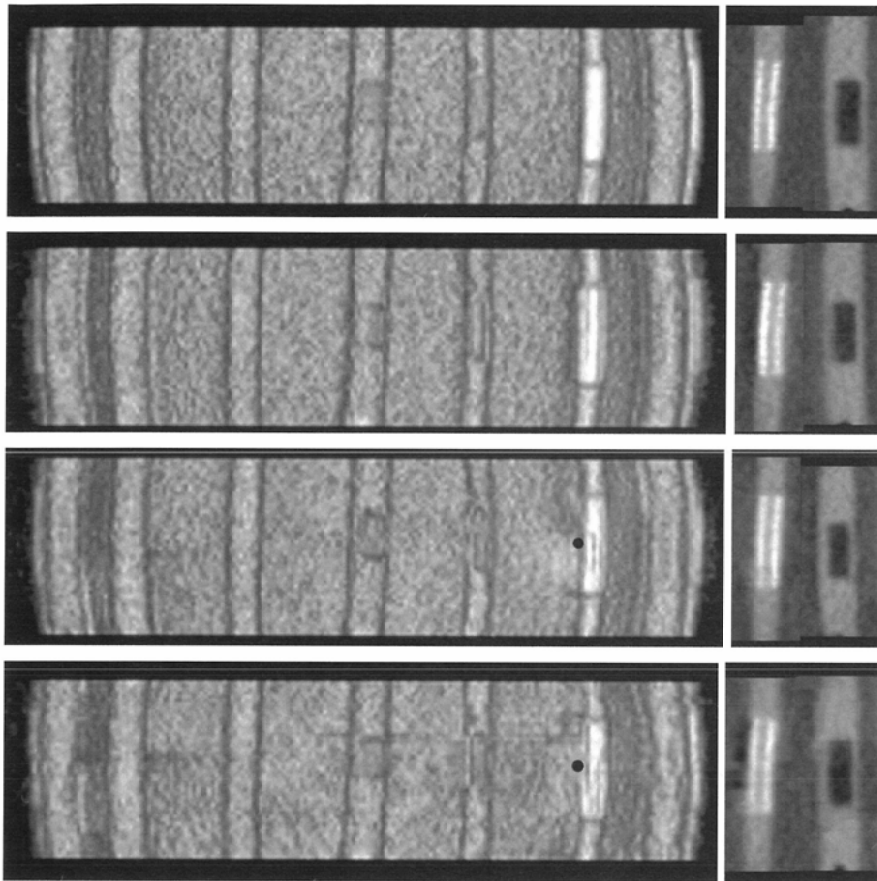
Fig. 4は異なる心拍数領域において、その描出能に関する検討である。上段から0bpm、60bpm、85bpmと105bpmの結果が示される。最適な回転速度と最適なアルゴリズムの採用によって、すべての心拍数領域において、冠動脈ソフトプラークや冠動脈ステント内腔を描出できることが確認された。Fig. 5は心拍数(105bpm)を固定し、異なるアルゴリズム⁴⁾による冠動脈の描出能を検討したものである。Fig. 5には、上段から、静止状態、105bpmのときのCHR(心臓ハーフ再構成アルゴリズム)、MSR-2(最大2セクタであるマルチセクタ再構成アルゴリズム)とMSR-4(最大4セクタであるマルチセクタ再構成アルゴリズム)のときの3D画像並びに模擬冠動脈のMPR像を示している。また、CHR、MSR-2とMSR-4で得られた実効時間分解能(TR)はそれぞれ250ms、191msと84msになり、TRの改善に伴い、Banding Artifactが低減され、冠動脈ソフトプラークや冠動脈ステント内腔を描出できることが確認された。

2. スキャン中の心拍変動の模擬と心拍変動による画質への影響

1) スキャン中の心拍変動の模擬の検証

今回開発された心臓動態ファントムにおいては、異なる種類の駆動シーケンス(Fig. 2)を組み合わせることで、一回のスキャン中で最大200の異なる心拍波形を発生させることができる。また、ファントムに搭載している16通りの動作パターン選択部を組み合わせることによって、さまざまなシミュレーションが効率良くできるようになる。Fig. 6は、左は16通りの拍動動作パターンの一例を示し、右は60bpmでの異なる拍動変動モデル並びに不整脈モデルによる画質の影響を調べるための拍動動作パターンを示している。横軸には心拍サイクルの次数、縦軸には心拍数を示す。ここでのE60D1、E60D2、E60D4、E60D6、E60D8と不整脈は、それぞれ平均心拍数は60bpmであり、前後心拍変動は1bpm、2bpm、4bpm、6bpm、8bpmと31bpmである変動心拍モデルを示す。また、ECGモニターとCTの両方において、その拍動動作パターンの正確な動作が確認された。

実際の臨床検査において、スキャン中の患者の心拍は一定ではない。われわれは16スライスのMDCTによる177症例の心電図同期スキャン(平均スキャン時間: $23.0 \pm 4.2\text{s}$)の際の心拍変動を解析し、以下の結果が得られた。スキャン中の平均心拍変動は $14.2 \pm 17.7\text{bpm}$ であり、10bpm以上の心拍変動は68症例(38.4%)もあった。このようにスキャン中の心拍変動は、心電図同期スキャン特有のBanding Artifactを主とする画質の劣化を生じる主な原因の一つとして考えられる。開発された心臓動態ファントムはこのスキャン中の患者の心拍変動を模擬することができ、心拍変動による画質の影響を評価することが可能である(Fig. 6)。



A

B

C

D

Fig. 4 Phantom application (I): Image quality with different bpm.

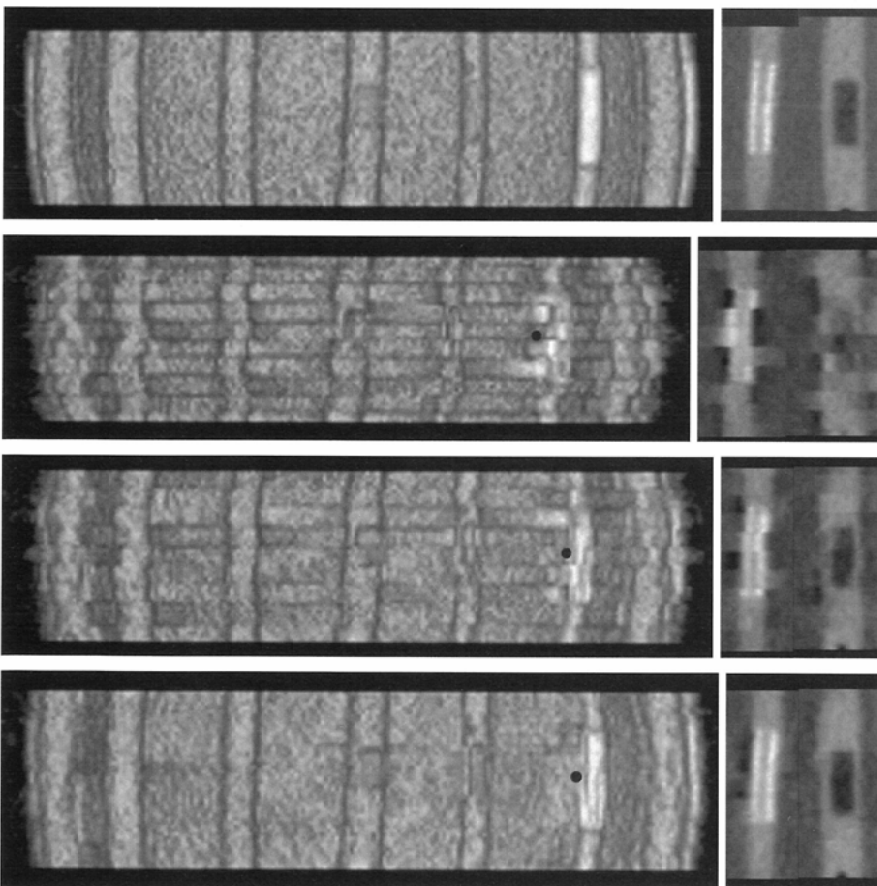
A: Static State (0 bpm), 0.5 s/r, CHR.

B: 60 bpm, 0.5 s/r, CHR.

C: 85 bpm, 0.6 s/r, MSR-4.

D: 105 bpm, 0.5 s/r, MSR-4.

Good image quality was obtained at all bpm regions using optimal scan condition (optimal rotation speed and reconstruction algorithm).



A

B

C

D

Fig. 5 Phantom application (II): Image quality with different cardiac reconstruction algorithms.

A: CHR (TR: 250 ms), static state (0 bpm), 0.5 s/r.

B: CHR (TR: 250 ms), 105 bpm, 0.5 s/r.

C: MSR-2 (TR: 191 ms), 105 bpm, 0.5 s/r.

D: MSR-4 (TR: 84 ms), 105 bpm, 0.5 s/r.

Cardiac image quality was improved by using high temporal resolution cardiac reconstruction algorithms.

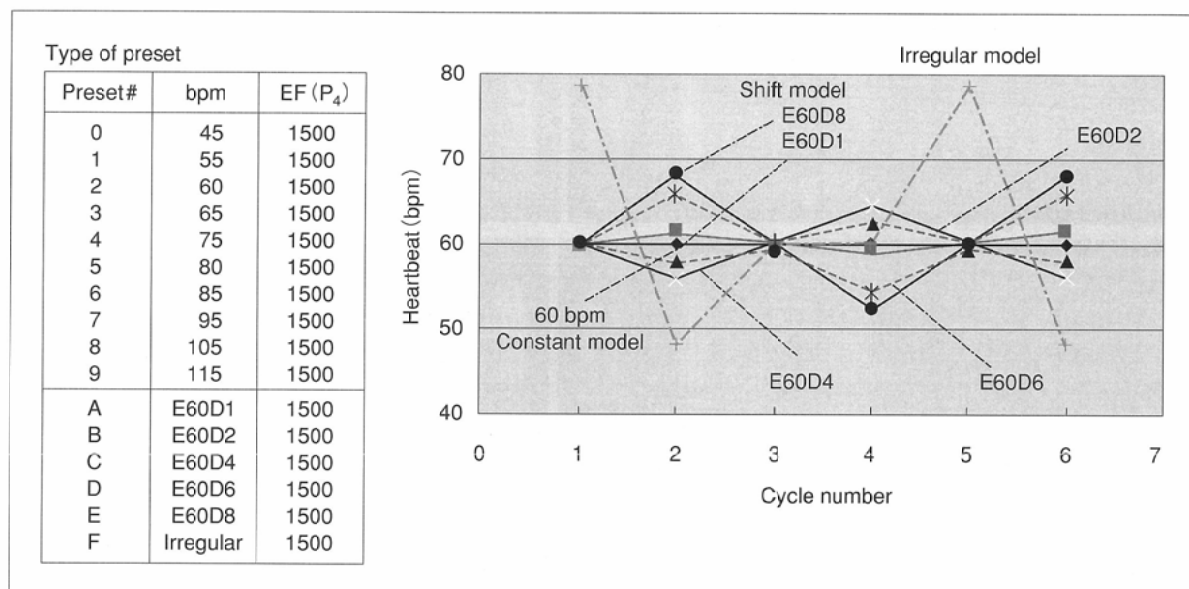


Fig. 6 Sixteen presets of different heart types.

Presets of 16 different heart types are shown to evaluate the effect of bpm shift on cardiac image quality (IQ). On the right, the x-axis shows cycle numbers of heartbeats; y-axis shows bpm.

A B

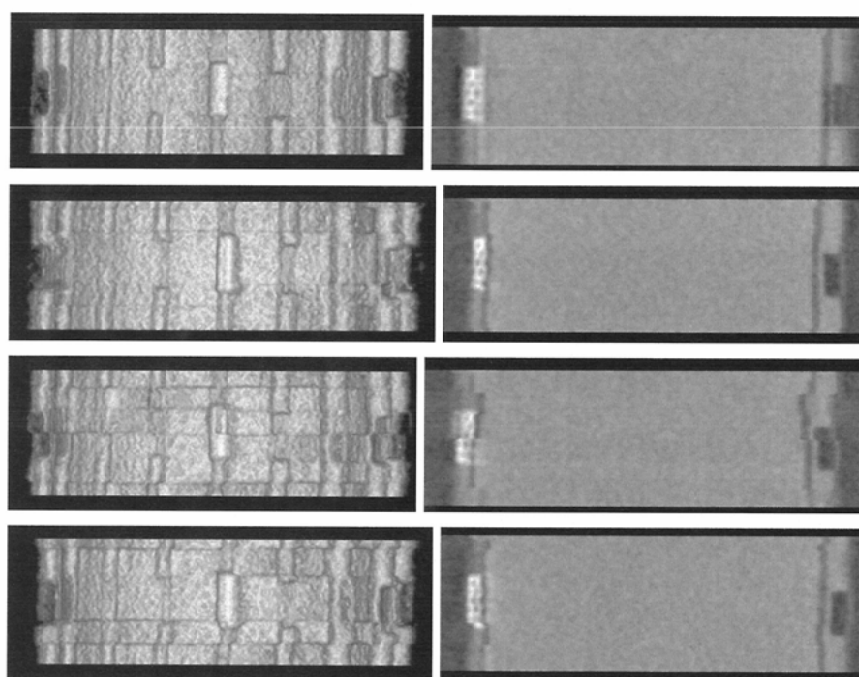


Fig. 7 Phantom application (III): image quality with different heart rate models.

A: Constant model (no fluctuation).
B: Shift model (fluctuation of 4 bpm).

C: Shift model (fluctuation of 8 bpm).

D: Irregular model (fluctuation of 31 bpm).

It was demonstrated that variation in bpm and irregular heartbeat during scanning decrease cardiac image quality.

2) 実験方法

実験はLightSpeed Ultra 16を使用し、 $16 \times 0.625\text{mm}$ 、ヘリカルピッチは0.275:1、120kV、Banding Artifactを主とする画質の評価に0.5s/300mA、左心室であるファントム部(チャンバー)の周りに22.5度ごとに、16本の模擬冠動脈(異なる狭窄部とステント)を設置する。冠動脈石灰化Scoringの評価を0.5s/120mAとし、左心室であるファントム部(チャンバー)の周りに異なる大きさの石灰化部を有する2本の冠動脈石灰化Scoringの評価用模擬冠動脈を設置する。Fig. 6の心臓動態ファントムの心拍数パターンを使用する。冠動脈

石灰化Scoringの評価に、Agaston-Janowitz法(AJ130: 閾値は130HU)を使用する。ECG Scan ModeはProspective Gating ModeとRetrospective Gating Modeを採用する。画像の再構成位相は心臓動態ファントムの拡張期(ED)である90%とする。

EBCTの冠動脈石灰化Scoringとの比較のために使用されたEBCTのスキャン条件は3mmTH/542mA/130kV/100msとする。

3) 実験結果

Fig. 7 はスキャン中の心拍変動に関する評価結果の一例

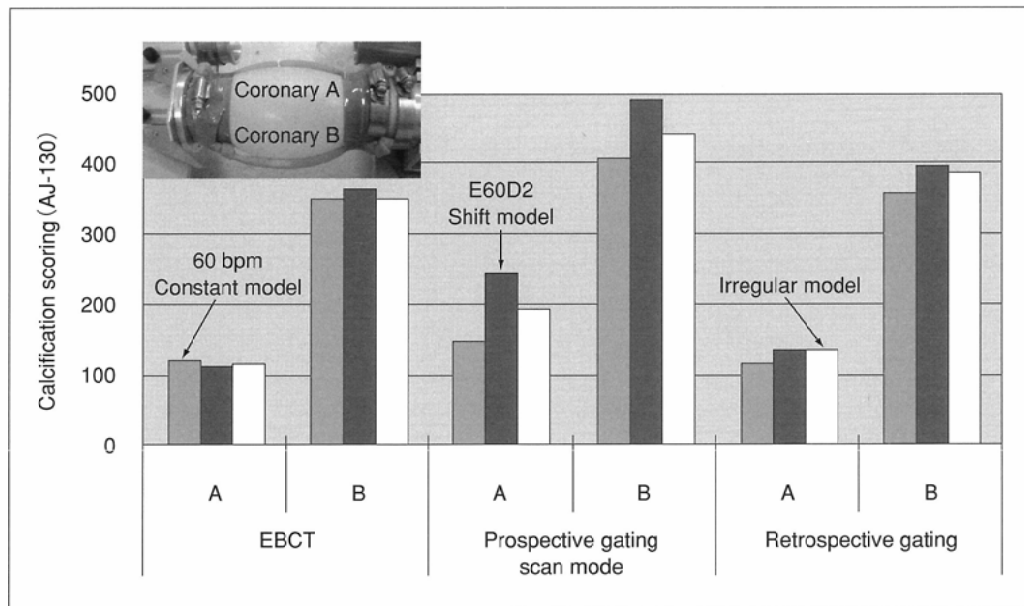


Fig. 8 Phantom application (IV): Calcification scoring with different gating methods. It was confirmed that bpm variation and irregular heart rate decrease accuracy of calcification scoring at prospective gating scan mode.

を示し、上段から60bpmの変動なしモデル、平均心拍60bpmであるが前後心拍に4bpmの変動、8bpmの変動、不整脈モデル(31bpmの変動)の結果が示される。変動なしの結果と比べて、8bpm変動モデル並びに不整脈モデルの3D/MPR画像にBanding Artifactの顕著な増加が確認された。

従来EBCTを用いて冠動脈石灰化Scoringは行われてきたが、近年にMDCTによる冠動脈石灰化Scoringの研究も注目されている^{15)~20)}。Fig. 8は異なる心拍モデルのScoring結果(AJ130による測定)を示す。三つの棒グラフはそれぞれ心拍一定モデル、心拍変動モデル(E60D2)と不整脈モデル(心拍変動31bpm)を示す。MDCTのProspective Gating Modeにおいては、異なる心拍モデルの影響を受けやすいということが確認された。一方、Prospective Gating Modeに比較して、Retrospective Gating Modeを用いた場合には被曝が増えることを考慮する必要がある。

結 語

ファントム実験を通して、心電図同期CTに適する心臓動態ファントムの設計思想に基づいて開発された心臓動態ファントムは、核医学診断のために市販されている心臓動態

ファントムと比較して、左心室の動き(fast and slow filling, fast pumping)を模擬することができ、また一回のLoop(スキャン)で最大200の異なる心拍波形の設定ができることによって、心拍の変動並びに不整脈の模擬は非常に容易になることが実証された。また、ファントム実験を通して、開発された心臓動態ファントムは心電図同期CTに適し、MDCTによる心臓への応用並びにMDCTの心臓再構成アルゴリズムを定量評価するために有効であることが確認された。

謝 辞

本心臓動態ファントムの開発並びにその臨床評価にあたり、長年に渡り、懇切なる指導、貴重なご意見、ご協力並びにご助言をいただいた愛媛大学望月輝一先生、マツダ病院中西 正先生、慶應大学佐藤浩三先生、岡野義幸氏、杉澤浩一氏、山田 稔氏、広島大学穂山雄次氏、石風呂実氏、JA広島総合病院山口裕之氏、土谷総合病院今田直幸氏、箕面市立病院善積 透氏、東京女子医科大学第二病院田中 功氏、GE横河メディカルシステム佐々木公祐氏、松岡慎一氏、小池泰寛氏をはじめ、GE横河メディカルシステム並びに多くの医療施設の方々に厚く御礼申し上げますとともに、深く感謝いたします。

文 献

- 1) Hu H: Multi-slice helical CT: scan and reconstruction, *Med Phys* 26(1): 5-18, 1999
- 2) Hu H and Shen Y: Helical CT reconstruction with longitudinal filtration. *Med Phys* 25(11): 2130-2138, 1998
- 3) Taguchi K and Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 25(4): 550-561, 1998
- 4) 沈 雲: マルチスライスCTの再構成アルゴリズム. *Medical Imaging Technology* 19: 3-10, 2001
- 5) Taguchi K and Anno H: High temporal resolution for multislice helical computed tomography. *Med Phys* 27: 861-872, 2000
- 6) Becker CR, Ohnesorge BM, Schoepf UJ, et al: Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. *Eur J Radiol* 36: 97-103, 2000
- 7) Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al: Coronary angiography with multislice computed tomography. *Lancet* 357: 599-603, 2001
- 8) Achenbach S, Giesler T, Ropers D, et al: Detection of coronary artery stenosis by contrast-enhanced retrospectively electrocardiographically-gated multislice spiral computed tomography. *Circulation* 103: 2535-2538, 2001
- 9) Becker CR, Knez A, Ohnesorge BM, et al: Imaging of noncalcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating. *AJR* 175: 423-424, 2000
- 10) Schroder S, et al: Accuracy of density measurements within plaque located in artificial coronary arteries by multislice computed tomography: results of a phantom study. *J Comput Assist Tomography* 25: 900-906, 2001
- 11) Kopp A F, et al: Non-invasive characterization of coronary lesion morphology and composition in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol* 11: 1607-1611, 2000
- 12) Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ, et al: evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology* 229: 749-756, 2003
- 13) Storto ML, Marano R, Maddestra N, et al: Multislice spiral computed tomography for in-stent restenosis. *Circulation* 105: 2005, 2002
- 14) Shaohong Z, Yongkang N, Zulong C, et al: Imaging of coronary stent by multislice helical computed tomography. *Circulation* 106: 637-638, 2002
- 15) Ohnesorge B, Flohr T, Fischbach R, et al: Reproducibility of coronary calcium quantification in repeat examinations with retrospectively ECG-gated multisection spiral CT. *Eur Radiol* 12: 1532-1540, 2002
- 16) Stanford W, Thompson BH, Burns TL, et al: Coronary artery calcium quantification at multi-detector row helical CT versus electron-beam CT. *Radiology* 230: 397-402, 2004
- 17) 那須和広, 吉岡邦弘: 電子ビームCTによる冠動脈石灰化指数を用いた虚血性心疾患の診断—日本人での検討—. *日本医学放射線学会誌* 62: 701-706, 2002
- 18) Becker CR, Kleffel T, Crispin A, et al: Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electron beam CT. *AJR* 176: 1925-1928, 2001
- 19) Horiguchi J, Nakanishi T, Ito K: Quantification of coronary artery calcium using multidetector CT and a retrospective ECG-gating reconstruction algorithm. *AJR* 177: 1429-1435, 2001
- 20) Horiguchi J, Nakanishi T, Tamura A, et al: Coronary artery calcium scoring using multicardiac computed tomography. *J Comput Assist Tomography* 26(6): 880-885, 2002
- 21) 木村文子, 沈 雲, 佐藤宗邦: 左心室の動きを模倣した心臓ファントムの開発とその評価. *日本医学放射線学会誌* 61: 29-32, 2001