

# マルチスライスCT装置 ROBUSTO用 ECG再構成システムの開発

Development of Retrospective ECG Gate Reconstruction System for Multislice CT ROBUSTO

中澤 哲夫 Tetsuo Nakazawa

國分 博人 Hiroto Kokubun

株式会社日立メディコ 技術研究所

ROBUSTO の循環器対応アプリケーションソフトとして、ECG(electrocardiogram)再構成システムを開発した。心臓は拍動する臓器であるため、通常の再構成法ではモーションアーチファクトが発生し、冠動脈観察などの臨床診断の妨げになってきた。ECG再構成システムはCT撮影時の計測投影データに取り込んだ患者心電情報をもとに、任意の心時相における心臓断層像を得る方法を用い、実効時間分解能200ms程度の画像を得ることを可能にした。これにより、モーションアーチファクトを低減した心臓断層画像を得ることが可能となり、冠動脈石灰化評価やバイパス術後のフォローといった循環器領域へのCT検査適用の可能性を広げた。

We have developed the ECG reconstruction system as circulatory organ correspondence application software of ROBUSTO . If the usual reconstructing method applies to the heart, a motion artifact will appear on an Image. It is the hindrance of clinical diagnosis, such as coronary arteries observation.

The ECG reconstruction system made it possible to obtain the images of temporal resolution about 200milli second. This system allow obtaining the heart image in the arbitrary R-R interval, it based on the patient ECG information taken into the measurement raw data at the CT scanning. It became possible to obtain the image reduced a motion artifact by this software, and extended the possibility of CT inspection application to circulatory organ domains, such as evaluation of coronary arterial calcification and follow up of after bypass operation.

Key Words: Multislice CT, ECG Reconstruction, Coronary, Calcium Score

## 1. はじめに

X線CT装置による心臓断層画像の取得は、心電同期再構成と呼ばれる方法が一般的である。これは患者に心電計を装着し、CT撮影しながら計測投影データと患者心電情報を同期して取り込み、得たい心時相においてのみX線曝射を行い再構成処理するProspective ECG Trigger法とCT撮影終了後に得たい心時相の投影データのみを用いて再構成処理を行うRetrospective ECG Gate法の2種がある<sup>1)</sup>。ECG Trigger法は、心臓の動きが比較的少ない収縮末期や拡張期のみX線曝射を行うことで、ほかの動きの多い心時相(モーションアーチファクトが多く臨床的に有効な画像とならない心時相)での被曝を避けることができる。その反面X線の間欠曝射を行う必要があり、ハードウェア制御が必要となる。一方、Retrospective ECG Gate法は、心臓の動きが大きい心時相も含めX線を連続的に曝射するため被曝量が増大するが、時相方向に連続したいわゆる時間軸も含めた4Dデータが取得できる特長が

あり、現在各社ともRetrospective ECG Gate法を採用している<sup>2)~4)</sup>。

Multislice CT登場以前は、EBCT(Electro-Beam CT)による心臓撮影が唯一臨床的に有効な画像を得ることができた。EBCTのスキャン時間は100ms以下が可能であり、心臓モーションアーチファクトが少ない画像が得られ、冠動脈石灰化観察などが行えた。

最近開発された1秒以下のスキャンスピードを備え、多列化された検出器を搭載したMultislice CTによる心電同期再構成(以下ECGリコン)では、EBCTで得られる心臓画像とほぼ同等の画像を得ることを可能にした。さらにボリュームスキャンを組み合わせることで広範囲の心臓CT撮影を可能にしたため、Multislice CTは循環器領域の新たな検査モダリティとして注目され、普及しつつある<sup>5)~7)</sup>。

今回、ROBUSTO用として、ECG撮影したデータに対し

ECGリコン実施可能なECG再構成システムを開発した。以下にECGリコンアルゴリズムなどを紹介するとともに本ソフトを用いてECGリコンを実施した臨床撮影データを紹介する。

## 2. ECGリコンアルゴリズム

ROBUSTOのECG再構成システムにはRetrospective ECG Gate法を使用する。Retrospective ECG Gate法はX線を連続曝射してボリュームスキャンを行い、同時に心電情報を収集、撮影後得られた投影データと心電情報から同じ心時相の投影データを取り出して画像再構成を行う方法である。抽出する心時相には最も心拍動の小さい時相を選択し、拡張末期(R-R間隔の70%前後)や、収縮末期(R-R間隔の40%前後)の時相で投影データの抽出を行う<sup>8)9)</sup>。ROBUSTOでは画像再構成にCardiac Single-Phaseリコン、Cardiac Multi-Phaseリコンを使用する。

### 2.1 Cardiac Single-Phaseリコン

図1はCardiac Single-Phaseリコンにおいて抽出する投影データ範囲を示したものである。縦軸は撮影時の体軸方向位置をとっている。横軸は撮影開始からの時間を撮影角度で表しており、併せて心電情報を図示している。図上の方形は心電情報に同期して抽出する投影データ範囲を示しており、4分する方形はそれぞれ4つの検出器から収集される投影データを示している。図のようにCardiac Single-Phaseリコンは、心電情報を元に180°再構成(ハーフリコン)に必要なデータ範囲(180°+ファン角 = 約230°)を抽出して画像再構成を行う方法である。この心電情報を元に同じ心時相の投影データを収集して作成した180°再構成用の投影データをECGハーフデータと定義する。矩形の赤枠は再構成可能範囲を示しており、1心拍から抽出される投影データからこのスライス範囲でECGリコンが可能となる。また投影データの抽出位置をシフトすることによって、任意の心時相における再構成画像が作成可能である。

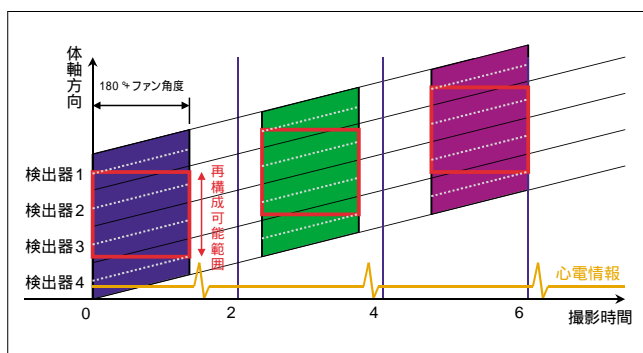


図1 : Cardiac Single-Phaseリコン

### 2.2 Cardiac Multi-Phaseリコン

Cardiac Multi-Phaseリコンは心電情報を元に2~4心拍の同心時相の分割投影データを収集することで、時間分解能の向上を図る画像再構成方法である。図2に分割投影データの収集パターン例を示した。図のように複数の心拍から撮影角度

の異なる分割投影データを収集し、180°再構成する。赤枠で囲まれた部分が再構成可能範囲を示しており、この範囲内の分割投影データから任意の位置におけるスライスデータを作成する。またCardiac Single-Phaseリコンと同様に各々の分割投影データの抽出位置をシフトすることによって、任意の心時相における再構成画像が作成可能である。

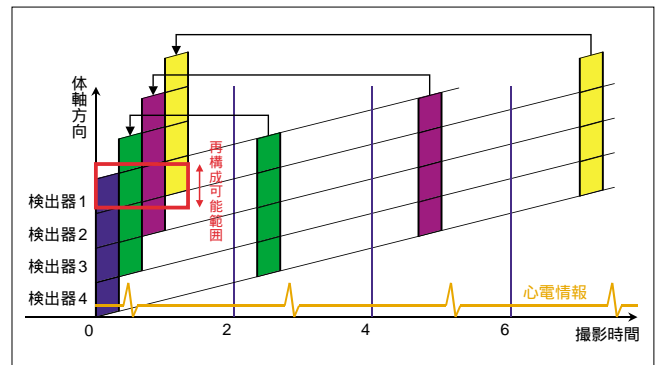


図2 : Cardiac Multi-Phaseリコン

### 2.3 体軸補間方法

Cardiac Multi-Phaseリコンでは、任意のスライス位置におけるECGハーフデータを作成する際に両端検出器データの拡張を使用する。これは内挿補間のみを用いてスライスデータを作成しようとすると寝台移動量が非常に小さくなるためである。ROBUSTOにおけるECGリコンでは、この両端検出器投影データの拡張を仮想検出器の概念で実現する。図3は体軸補間に仮想検出器の考え方を適用したものを示している。図3のように両端検出器の投影データを実検出器データを用いて拡張し、実検出器からスライス厚だけ離れた位置の投影データを作成する。この投影データを仮想検出器データと定義する。そして、実検出器データと仮想検出器データの内挿補間によって任意のスライス位置のECGハーフデータを作成する。

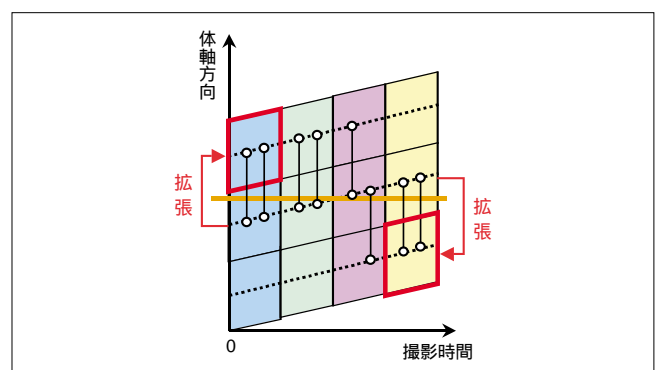


図3 : 仮想検出器を用いた補間

### 2.4 Variable Phase

Cardiac Multi-Phaseリコンは、撮影中の心拍数とスキャンタイムの組み合わせによって分割投影データの収集パターンが異なることが特徴である。ROBUSTOのCardiac Multi-Phaseリコンは、心拍数に対応して最適な分割数を選択するVariable Phaseアルゴリズムにより、撮影中の心拍数変動に

対応した心電同期再構成を可能とした(図4)。

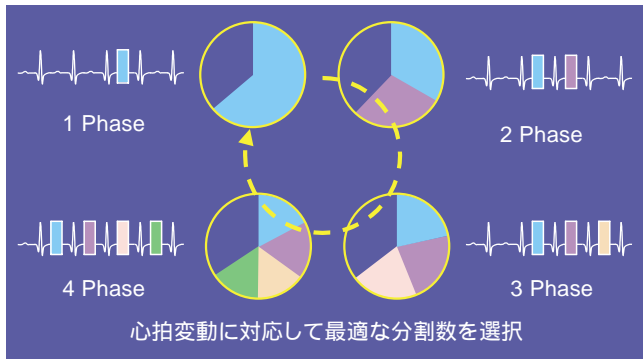


図4 : Variable Phase アルゴリズム

### 3 . ECG 撮影条件テーブル

ECG 撮影では心拍数を幾つかの範囲に分割し、それぞれの範囲について撮影テーブルを用意する。Cardiac Multi-Phase リコンの撮影テーブルは図5に示すグラフをもとに決定した。図5は各心拍数に応じ、高い実効時間分解能画像を得られるよう、最適スキャンタイムを色分けして図示したものである。つまり65bpmでは0.8s スキャンを、73bpmでは1.0s スキャンを選択することで、より高い実効時間分解能のECG リコン画像を得ることができる。

表1、表2、表3にROBUSTOのECG 撮影で使用される撮影条件(スキャンタイム、寝台移動量)をCardiac Multi-Phase リコン、Cardiac Single-Phase リコンごとにまとめた。寝台移動量については、寝台移動ピッチも示した。また各心拍数

領域において収集する分割投影データ数および最高時間分解能を示した。Cardiac Multi-Phase リコンについては、収集する分割投影データを4個以下とする時間分解能優先モードと3個以下に限定することで撮影時間を短縮するスループット優先モードを用意し、息止め時間などの問題により撮影時間が制限される場合にも、対応できるようにした。

検出器構成は1.25mm x 4列、2.5mm x 4列の2種類を選択できる。冠状動脈や石灰化などを描出する場合、より薄いスライス厚で撮影することが望ましい。ECG 撮影では基本的に2.5mm x 4列のコリメーションを使用し、より高精度な断層像を必要とする場合は撮影範囲を狭い範囲に限定し、

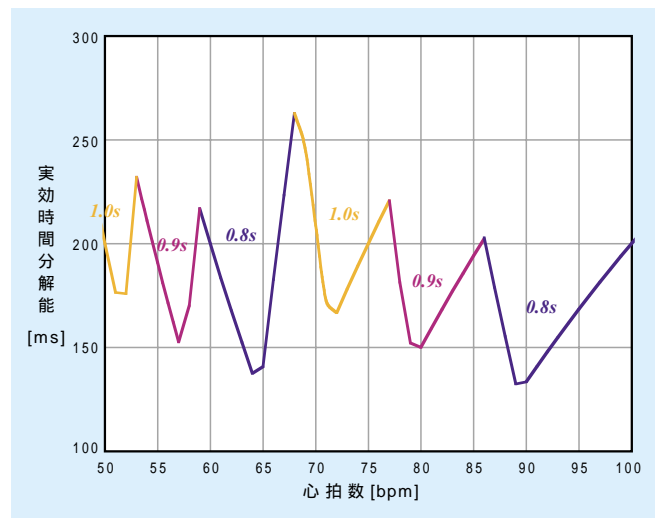


図5 : 心拍数と実効時間分解能

表1 : Cardiac Multi-Phase リコン 時間分解能優先モード 撮影条件テーブル

Table No.	心拍数 [bpm]	スキャンタイム [s]	1.25mm x 4列スライス		2.5mm x 4列スライス		分割投影データ数 [#]	最高時間分解能 [ms]
			寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]	寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]		
0	40 ~ 52	1.0	1.25	1.0	2.50	1.0	4以下	176
1	53 ~ 58	0.9	1.25	1.0	2.50	1.0		153
2	59 ~ 68	0.8	1.25	1.0	2.50	1.0		138
3	69 ~ 76	1.0	1.50	1.2	3.00	1.2		167
4	77 ~ 86	0.9	1.50	1.2	3.00	1.2		150
5	87 ~ 150	0.8	1.50	1.2	3.00	1.2		133

表2 : Cardiac Multi-Phase リコン スループット優先モード 撮影条件テーブル

Table No.	心拍数 [bpm]	スキャンタイム [s]	1.25mm x 4列スライス		2.5mm x 4列スライス		分割投影データ数 [#]	最高時間分解能 [ms]
			寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]	寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]		
6	40 ~ 50	1.0	1.50	1.2	3.00	1.2	3以下	225
7	51 ~ 56	0.9	1.50	1.2	3.00	1.2		191
8	57 ~ 68	0.8	1.50	1.2	3.00	1.2		174
9	69 ~ 80	1.0	2.00	1.6	4.00	1.6		211
10	81 ~ 90	0.9	2.00	1.6	4.00	1.6		194
11	91 ~ 150	0.8	2.00	1.6	4.00	1.6		172

表3 : Cardiac Single-Phase リコン撮影条件テーブル

Table No.	心拍数 [bpm]	スキャンタイム [s]	1.25mm x 4列スライス		2.5mm x 4列スライス		分割投影データ数 [#]	最高時間分解能 [ms]
			寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]	寝台移動量 [mm/rot]	ピッチ [slice/rot]		
12	32 ~ 40	0.80	1.25	1.0	2.50	1.0	1	511
13	41 ~ 49		1.50	1.2	3.00	1.2		
14	50 ~ 60		1.75	1.4	3.50	1.4		
15	61 ~ 72		2.00	1.6	4.00	1.6		
16	73 ~ 86		2.25	1.8	4.50	1.8		
17	87 ~ 103		2.50	2.0	5.00	2.0		
18	104 ~ 117		2.75	2.2	5.50	2.2		

1.25mm × 4列のコリメーションを使用して撮影を行う。

たとえば心拍数65bpmの患者の場合、スキャンタイムは0.8秒を選択、撮影テーブルではNo.2(時間分解能優先モード)の条件で撮影することになる。この場合心臓領域100mmの撮影時間は1.25mmスライスでは約60秒、2.5mmスライスでは約30秒となる。

#### 4. ECG リコン処理の起動

ECG再構成システムはROBUSTOの解析Viewerオプションとして登録される。画像エクスプローラからECG撮影したECG無補正画像をリファレンス画像として、解析Viewerを起動する。解析Viewer「メニュー」から「オプション」次いで「ECGリコン」を指定し、ECGリコンを起動する。ECGリコン用ハートアイコンをクリックすることでも起動可能である。ECGリコンの起動画面を図6に示す。図6で右側にECGリコンの設定ウインドウを拡大して示した。ユーザーインターフェースはポストリコンと同様であり、ECGリコンウインドウ内では再構成間隔、再構成中心、FOVなどの設定、FFTフィルタ、イメージフィルタの選択変更が可能である。イメージフィルタには、通常のシャープ・スムースフィルタ以外にアダプティブフィルタも選択可能となっている。このアダプティブフィルタは低線量撮影時のノイズ低減に有効なフィルタであり、ECG撮影の低線量化を実現できる。

またR-R時相の指定も可能で、この指定は絶対時間、相対時間の双方で指定可能であり、より細かにR-R時相の設定ができる。

ECGリコンが開始されると、ECGリコン状況を示すプログレスバーが表示され、ECGリコン画像は更新表示される。この時画像コメントには実効時間分解能、再構成ピッチ、R-R時相の情報も同時に表示される。

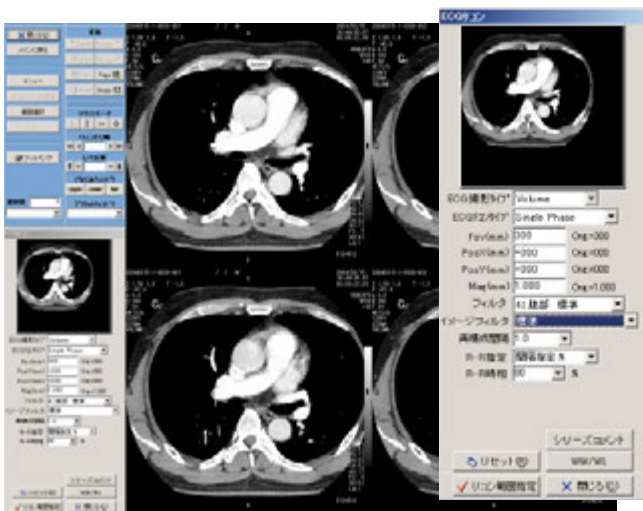


図6：ECGリコン起動画面

#### 5. 臨床例

ROBUSTOにおけるECG再構成システムを使用した臨床画像例を次に示す。

(症例1) 64歳女性、三枝病変(右冠動脈、左前下行枝、左回旋枝のいずれにも異常が発生)を有し、対角枝上部にグラフト術を施行。ブロッカーを常用。息止め練習中の心拍変動傾向から、撮影中の心拍数は50～55bpmで推移するものと想定し、スキャンタイムを0.9sに決定。撮影範囲と息止め時間を考慮して、2.5mmスライスを選択した。また造影剤は前半60mlを3ml/s、後半25mlを1.2ml/sで、2段階に分けて注入した。ECG撮影中の心拍変動は54～60で比較的安定していた。図7にECGリコン画像を示す。(a)は回旋枝の3D画像、(b)はグラフト部の3D画像であり、いずれもHyper Q-Net Viewer上で処理した。

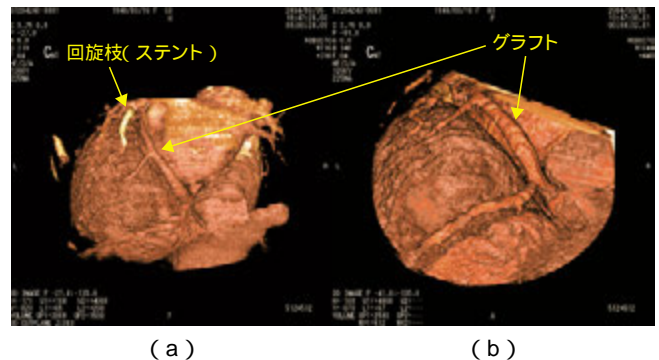


図7：ステントおよびグラフト

ScanTime：0.9s、管電圧：120kV、管電流：225mA、  
テーブルピッチ：1.0、スライス厚：2.5mm、撮影時間：44s

(症例2) 45歳男性、息止め練習において心拍数は66 75 80 90bpmと大きく変動する患者であった。数回息止め練習した場合でも心拍数は66 75 80 90bpmと変動が大きい患者であった。このため心拍変動内で高時間分解能を多く得られるスキャンタイム1.0秒を選択し、2.5mmスライスを用いて心臓全体を撮影することにした。また造影剤は350mg/mlを前半60mlを3ml/s、後半35mlを1.2ml/sで、2段階に分けて注入、造影剤注入後生理食塩水20mlでフラッシングを実施した。ECG撮影中に心拍変動が65～96bpmと急変し起始部から前半は良好に描出されたが、図8においてオレンジ矢印で示す箇所にアーチファクトが発生した。



図8：左前下行枝の不連続描出

ScanTime：1.0s、管電圧：120kV、管電流：175mA、  
テーブルピッチ：1.0、スライス厚：2.5mm、撮影時間：52s

(症例3) 39歳男性。ステント術が右冠動脈と左前下行枝に実施され、この術後フォローとしてECG撮影を実施。CT室入室時は心拍数60bpmであったが、息止め練習を実施すると80-50bpmに下がる傾向を示した。入室時心拍数は60bpm前後。このためスキャンタイムは0.8秒を選択。撮影Delay-Timeはテストインジェクションにて決定し、25秒とした。造影剤は350mgI/mlを前半65mlを3ml/s、後半20mlを1.0ml/sで、2段階に分けて注入した。ECG撮影中の心拍は50~68bpmと変動したが左前下行枝、回旋枝、右冠動脈の三枝いずれも良好に描出された。図9(a)は左前下行枝のステント観察用の3D画像、(b)は三枝起始部観察用の3D画像である。(c)は左前下行枝のCPR画像であり、ステント内腔の観察が可能である。

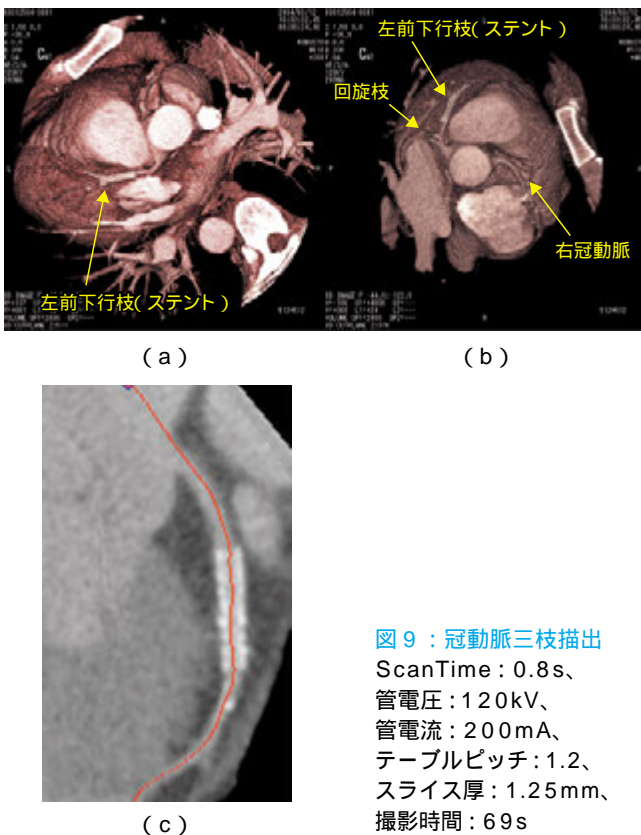


図9：冠動脈三枝描出  
ScanTime：0.8s、  
管電圧：120kV、  
管電流：200mA、  
テーブルピッチ：1.2、  
スライス厚：1.25mm、  
撮影時間：6.9s

## 6. まとめ

ROBUSTOのECG再構成システムについて、そのアルゴリズム、臨床撮影例を中心に紹介した。ROBUSTOを用いた心臓撮影は最高で138ms(心拍数64bpm)の実効時間分解能の画像を取得でき、循環器領域適用の可能性を広げた。スキャンスピードは最高で0.8秒であるため、心臓全体を1.25mmで撮影するには60秒以上が必要となり、患者に対する息止め負担は残るが局所的な心臓撮影には充分適用可能なシステムである。また2.5mmスライスを用いれば、心臓全体を約40秒前後で撮影することも可能である。

今後、検出器の多列化によりECG撮影ピッチは高くなり撮影時間が短くなるため、患者息止め負担も軽くなる。加えてスキャンスピードの高速化によって、心拍変動時にも安定したECGリコン画像を提供することが可能となる。

本報で紹介したECG再構成アルゴリズムは、基本的アルゴリズムの変更無く対応することができ、循環器領域のより繊細な診断を可能とする技術である。

またECG再構成システムの拡張として、心電情報を取得せず画像から心電情報を算出する技術を開発中である<sup>10)11)</sup>。この技術を用いることで、心電情報の取得失敗時や心電計を装着しない場合でも動きを補正することが可能となり、幅広い応用を期待できる。

## 7. 謝辞

本報告にあたり、日本医科大学付属千葉北総病院 岡田進先生、井上幸平先生に画像データ(図7、8、9)をご提供いただき、ご指導いただいたことに感謝いたします。また臨床撮影にご協力いただいた松丸技師、中野技師に感謝いたします。

ROBUSTOは株式会社日立メディコの登録商標です。

## 参考文献

- 1) 安野泰史：心臓CTの基本的撮影法、画像診断、21(12)：1290-1296, 2001.
- 2) 工藤正幸：マルチディテクター・ローCTの心臓領域への応用. INNERVISION, 16(8)：4-9, 2001.
- 3) 小林泰之、他：マルチスライスCTによる心臓疾患の評価. 画像情報Medical, 1月号：88-94, 2002.
- 4) 村田勝利：シーメンスのマルチスライスCT. 日本放射線技術学会雑誌, 56(12)：1406-1410, 2000.
- 5) William Stanford, MD, et al：Coronary Artery Calcium Quantification at Multi-Detector Row Helical CT versus Electro-Beam CT. Radiology, 230：397-402, 2004.
- 6) Kai Uwe Juergens, MD, et al：Multi-Detector Row CT of Left Ventricular Function with Dedicated Analysis Software versus MR Imaging：Initial Experience. Radiology, 230：403-410, 2004.
- 7) Stephen Schroeder, MD, et al：Noninvasive Detection and Evaluation of Atherosclerotic Coronary Plaques With MultiSlice Computed Tomography. Journal of the American College of Cardiology, 37(5), 2001.
- 8) 望月輝一、ほか：マルチスライスCT(MDCT)を用いた心臓の画像診断. 日本医放会誌, 63(1), 26-30, 2003.
- 9) Cheng Hong, MD, et al：ECG-gated Reconstructed Multi-Detector Row CT Coronary Angiography：Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality. Radiology, 220(3)：712-717, 2001.
- 10) 國分博人、ほか：フィードバック型心運動補正法の基礎検討. 日本放射線技術学会雑誌, 59(9)：1089-1090, 2003.
- 11) 國分博人、ほか：フィードバック型心運動補正法の基礎検討(第2報). 日本放射線技術学会 第60回 総会学術大会 予稿集：218, 2004.