原 著

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沈 雲^{1, 2)}・堀内哲也¹⁾・木村文子³⁾・酒井文和⁴⁾・郷野 誠¹⁾・国安芳夫²⁾論文受付
1998年 5 月20日論文受理
1998年 8 月24日

Code No.251

- 1)GE 横河メディカルシステム株式会社研究開発部CT研究室
 2)昭和大学藤が丘病院放射線科
 3)土谷総合病院放射線科
 4)東京女子医科大学放射線科

1. 序 論

心大血管病変および高分解能CT (high resolution CT: 以下, HRCT) による肺病変のCT診断において, 呼吸, 心拍動, 体動などによるモーションアーチファクトを軽減することは非常に重要であり, われわれはCTのハードウェアとソフトウェアの両面から, 時間

分解能改善とモーションアーチファクトの軽減に取り組んできた. スキャン時間を短縮することが, 時間分解能改善とモーションアーチファクトの軽減に最も有効であり, 近年実用化された0.8秒前後のsubsecond CTは, 心大血管, 肺領域での応用が期待されているが, これを用いても心拍動による画質低下は依然残存

High Temporal Resolution Reconstruction Algorithm to Reduce Cardiac Motion Artifact

YUN SHEN^{1), 2)}・TETSUYA HORIUCHI¹⁾・FUMIKO KIMURA³⁾・FUMIKAZU SAKAI⁴⁾
MAKOTO GONO¹⁾ and YOSHIO KUNIYASU²⁾

- 1)CT Laboratory, Research and Development Department, GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.
 2)Radiology Department, Showa University Fujigaoka Hospital
 3)Radiology Department, Tsuchiya General Hospital
 4)Radiology Department, Tokyo Women's Medical College

Received May 20, 1998; Revision accepted Aug. 24, 1998; Code No. 251

Summary

Cardiac pulsation is the most important cause of serious image degradation on high resolution CT (HRCT) images of lung adjacent to heart and cardiac images. The purpose of this study was to propose a special high temporal resolution reconstruction (HTRR) algorithm, and to assess the effects on the reduction in motion artifacts caused by cardiac pulsation on HRCT images of lung and cardiac images by using this algorithm combined with sub-second CT. The HTRR algorithm was developed on the basis of a special weighting function. The results of phantom and clinical studies demonstrated that the HTRR algorithm can provide high temporal resolution, substantially reduce motion artifacts and noise, and markedly improve the quality of cardiac images and HRCT lung images at the cost of a slight degradation in spatial resolution. Further, the HTRR algorithm can obtain phase information by combining subsecond CT with the overlapping cine reconstruction technique and ECG information. Using the HTRR algorithm, the effective temporal resolution (FWHM) is 0.4 sec for a 0.8 sec scan.

Key words: X-ray CT, Motion artifact, Temporal resolution, High resolution CT (HRCT) lung image, Cardiac image.

別刷資料請求先: 〒191-8503

東京都日野市旭ヶ丘 4-7-127

GE横河メディカルシステム株式会社 研究開発部CT研究室 沈 雲 宛

している¹⁻⁵⁾。そこで、われわれは心拍動によるモーションアーチファクト軽減を目的として、高時間分解能再構成(high temporal resolution reconstruction: 以下, HTRR)アルゴリズムを開発した。HTRRアルゴリズムを用いることにより、実効時間分解能の向上、信号雑音比の向上およびモーションアーチファクトの軽減が得られ、さらに、subsecond CTおよび心電図による時相情報を併用することにより、心拍動のモーションアーチファクトを軽減する強力なCT applicationとなることが期待される。本論文では、HTRRのアルゴリズムを説明するとともに、従来のアルゴリズムと比較しながら、種々のファントムを用い、HTRRの有用性を検討した。また、HTRRの臨床的有用性^{6,7)}についても若干検討した。

2. HTRRアルゴリズム

今回われわれが開発した高時間分解能再構成(HTRR)アルゴリズムは、従来の再構成アルゴリズムに特殊なweight functionを加えたものである。このweight functionである $\omega(\beta, \gamma)$ は次の式(1)で表すことができる。

$$\omega(\beta_1, \gamma) = b/(a+b) \quad \cdots \cdots (1-1)$$

また、

$$\omega(\beta_2, \gamma) = 1 - \omega(\beta_1, \gamma) = a/(a+b) \quad \cdots \cdots (1-2)$$

ここで、 a と b はそれぞれ対向関係にある2点のデータを採集するときの時間である。したがって、HTRRアルゴリズムとは、一回転データの中心である180度(π)のときの時間を再構成の中心時間としたとき、この再構成中心時間から離れた時間(a, b)で得られた2点のデータを用いた線形補間方法である。式(1)を角

度 β を用いて示すと、以下の式(2)になる。

$$\omega(\beta_1, \gamma) = (\beta_2 - \pi) / (\beta_2 - \beta_1) \quad \cdots \cdots (2-1)$$

また、

$$\omega(\beta_2, \gamma) = (\beta_1 - \pi) / (\beta_1 - \beta_2) \quad \cdots \cdots (2-2)$$

したがって、HTRRアルゴリズムによって得られたデータセットは次の式(3)で表すことができる。

$$D_h(\beta, \gamma) = \omega(\beta, \gamma) \times D(\beta, \gamma) \quad \cdots \cdots (3)$$

ここで、 $\omega(\beta, \gamma)$ はHTRRアルゴリズムのweight functionであり、式(1)あるいは(2)で表すことができる。

$D(\beta, \gamma)$: originalデータセット。

$D_h(\beta, \gamma)$: HTRRアルゴリズムによって得られたデータセット。

式(1)~(3)、ならびにFig.1bの模式図で示されているように、HTRRアルゴリズムとは、画像再構成に使用される一回転データの中心である180度を再構成の中心とし、この中心部の重み係数を最大の1.0とし、中心からずれた部位では、スキャンデータのずれに比例した三角形の線形重み付けを行う再構成方法である。すなわち、式(1)で示されるごとく、HTRRアルゴリズムとは、一回転データの中心である180度のときの時間を再構成の中心時間とし、離れた時間(a, b)で得られた2点のデータおよび時間の逆比例を用いた線形補間方法である。また、HTRRアルゴリズムとは、時間分解能が不良なデータセットから式(3)を用いて再構成の中心時間に得られた高い時間分解能を有するデータセットと同等なデータセットを作製する方法とも言い換えることができる。このため、HTRRアル

ゴリズムを用いることにより、時間分解能の向上、モーションアーチファクトの軽減が可能となると考えられる。なお、Fig.1bの模式図は同時にHTRRアルゴリズムの時間分解能のプロフィールをも示している。比較のため、従来の再構成アルゴリズムであるfull reconstruction(以下、fullリコン)アルゴリズムとhalfリコンアルゴリズムの時間分解能プロフィールをそれぞれFig.1a, cに示す⁸⁾。HTRRアルゴリズムのweight functionである $\omega(\beta, \gamma)$ のすべての値を1.0で固定すると、式(3)で示されたHTRRアルゴリズムは従来のfullリコンアルゴリズムになる。

本研究において時間分解能プロフィールの

Fig. 1 HTRR algorithm.
(b) shows a triangular-shaped weighting function of the HTRR algorithm, which simultaneously delineates a temporal resolution profile of the HTRR algorithm.
(a) and (c) show, respectively, temporal resolution profiles of the current full reconstruction algorithm and half reconstruction algorithm.

概念は非常に重要であるが、スライスプロファイルの概念に比べ、馴染みが薄い。Fig.1のごとく、時間分解能プロファイルの評価には、ヘリカルスキャンの際のスライスプロファイル、すなわち、軸方向の空間分解能プロファイルの評価と同じように、半値幅であるFWHM(full width at half maximum)と1/10幅であるFWTM(full width at tenth maximum)を用いることができる。本研究で取り上げている三つの再構成アルゴリズムの時間分解能プロファイルの評価をTable 1にまとめた。表に示されるごとく、従来の0.8秒のfullリコンアルゴリズムと比較し、HTRRアルゴリズムでは実効時間分解能を半減することができ、FWHMは0.4秒となることが分かる。

3. 検討対象

3-1 ファントム

検討対象としたファントムは、自家製の拍動する心臓ファントム(pulsating cardiac phantom)、CATPHAN phantom(空間分解能ファントム、密度分解能ファントムとノイズファントム)(The Phantom Laboratory社製: USA)である。pulsating cardiac phantomは本研究のためにわれわれが独自に開発したもので、Fig.2で示されているように、基本的に駆動部分、支柱部分、ファントム部分によって構成されている(なお、その心臓ファントムの開発を含む評価等の詳細は別の機会に譲る)。駆動部分はサーボモータによって構成され、速度および周期を自由に設定することができる。支柱部分はアーチファクトを生じにくい材質によって構成され、ファントムの形状を決めることができる。ファントム部分はゴムで作成され、内部に空気、水あるいは造影剤を簡単に注入できる構造になっている。このファントムは、心拍動のごとく、X、Y方向に連続して運動することができ(Z方向は固定されている)、さらに運動周期(心拍数)を自由に設定することができる。今回は、ファントムの静止状態および40、60cycles/min.の拍動状態にして、スキャンを行った。HTRRアルゴリズムの基本性能を評価するためには、CATPHAN phantomを使用した。CATPHAN phantomは空間分解能ファントム、密度分解能ファントム、ノイズファントム、MTFファントムとスライス厚の評価ファントムによって構成され、ヘリカルスキャンの評価にも使用されている。今回は、これらのうち、空間分解能ファントム(high contrast)、密度分解能ファントム(low contrast)、ノイズファントムを用いた。

3-2 臨床例

HTRRアルゴリズムの臨床的有用性を確認するために、肺のHRCTが施行された5症例を対象とした。

Table 1 Temporal resolution of the three algorithms.

Recon. type	FWHM	FWTM
FR (full)	0.80	0.80
HTRR	0.40	0.72
HR (half)	0.40	0.50

unit: sec

4. 方法

使用したCT装置はGEYMS社製CT装置Proseed SAで、スキャン時間 0.8秒、スライス厚 1mmである。

スキャンモードとしては、Fig.3のごとく、cluster scan modeおよびcine scan modeの2種類を使用した。cluster scan modeは従来のスキャン方法であり、これにより得られたデータに対して、従来のfullリコンアルゴリズム、halfリコンアルゴリズムおよび今回開発されたHTRRアルゴリズムを用いて再構成を行った。cine scan modeとは、テーブルを移動せずに同一部位で連続スキャンを行う方法であり、これにより得られたデータに対しては、fullリコンアルゴリズムとHTRRアルゴリズムを使用して再構成を行った。

動きのあるpulsating cardiac phantomに対してはcine scan mode、CATPHAN phantomに対してはcluster scan modeを用い、臨床例では5例中2例でcine scan mode、3例でcluster scan modeを用いてスキャンした。なお、ファントム、臨床例ともにcine scan modeを用いた場合には、overlapping reconstruction(再構成ピッチ 0.1、再構成間隔 0.08秒)を施行した。

5. 結果

5-1 ファントム

Fig.4に、pulsating cardiac phantomの結果を示す。Fig.4aにはファントム静止状態の横断像、Fig.4b～eに

Fig. 2 Pulsating cardiac phantom. (a) shows a view of the pulsating cardiac phantom. (b) and (c) show, respectively, the ES (end-systolic) and ED (end-diastolic) phases in the resting state of the phantom.

Fig. 3 Scan modes.

(a) Cluster scan mode.

(b) Cine scan mode. Images of the cine scan mode are obtained using an overlapping reconstruction technique.

Fig. 4 Results in a pulsating cardiac phantom.

(a) shows an image of the phantom in standstill state. The four right-hand images (b-e) show results using different algorithms in dynamic states: (b) current full reconstruction algorithm with 60 cycles/min., (c) full reconstruction algorithm with 40 cycles/min., (d) HTRR algorithm with 60 cycles/min., (e) HTRR algorithm with 40 cycles/min.. Motion artifacts are significantly suppressed with the HTRR algorithm.

は60および40cycles/min.にて拍動させながらcine scanを施行し、fullリコンアルゴリズムとHTRRアルゴリズムにより再構成した横断像を示す(fullリコンはFig.4b, c, HTRRはFig.4d, e). いずれの画像も、overlapping reconstruction後(再構成ピッチ0.1), 多数の再構成画像内よりファントムが最大に拡張した時相を選択した。fullリコンアルゴリズムでは、周期の短い(動きの激しい)60cycles (Fig.4b)の方が、周期の長い(動きの遅い)40cycles (Fig.4c)より、モーションアーチファクトが著明である。一方、HTRRアルゴリズムを用いると、60, 40cyclesの条件下に得られた結果(Fig.4d, e)はほぼ同じであり、両者ともモーションアーチファクトはほとんど認められず、ファントムの横断像の辺縁は鮮明に描出された。これらの結果より、

HTRRアルゴリズムは時間分解能の改善のみでなく、モーションアーチファクト軽減にも有効であることが証明された。

HTRRアルゴリズムの基本性能評価のために施行したCATPHAN phantomの結果をFig.5およびFig.6に示す。いずれのファントムもcluster scan modeにて撮像後、fullリコンアルゴリズム、halfリコンアルゴリズムおよびHTRRアルゴリズムを用いて画像を再構成した。空間分解能はfullリコンアルゴリズム (Fig.5a), halfリコンアルゴリズム (Fig.5c), HTRRアルゴリズム (Fig.5b)の順に優れていた。密度分解能およびノイズでは、halfリコンアルゴリズム (Fig.6c, f)が一番不良で、HTRRアルゴリズム (Fig.6b, e)とfullリコンアルゴリズム (Fig.6a, d)は同程度であった。これらの結果より、HTRRリコンアルゴリズムは、従来のリコンアルゴリズムに比べ、空間分解能の点では劣るが、密度分解能、ノイズの点では同等もしくは優れていることが証明された。

5-2 臨床例^{6, 7)}

臨床例を用いた結果をFig.7, 8に示す。

cluster scanを施行した3例すべてで、fullリコンアルゴリズムおよびhalfリコンアルゴリズムに比べて、HTRRアルゴリズムでは心拍動のモーションアーチファクト軽減により画質の改善が得られた(Fig.7)。HTRRアルゴリズム (Fig.7b)はhalfリコンアルゴリズム (Fig.7c)に比べて、時間分解能の点(FWTM, Table 1)では劣っているが、モーションアーチファクトを軽減することができ、高画質のHRCTの画像を得ることができた。

cine scanを施行した2例のいずれでも、fullリコンアルゴリズム (Fig.8a~c)に比べてHTRRアルゴリズム (Fig.8d~f)では心拍動によるモーションアーチファクトを軽減することができ、HTRRアルゴリズムを用いると肺血管陰影も1本の線として描出することが可能であった。また、overlapping reconstructionにより得られた異なる時相の画像を検討すると、時相によりモーションアーチファクトの程度は異なり、心拍動によるモーションアーチファクト軽減程度の差は、画像再構成時のweight function中心の時間における心拍動の影響(心室の拡張期或は収縮期)の程度によることが判明した(Fig.8)。

Fig.9には、息止めを施行していない症例に対して施行したcluster scanの画像を示しているが、fullリコンアルゴリズム (a, b)と比較すると、HTRRアルゴリズム

ム(c, d)では呼吸によるモーションアーチファクト(streak artifact)も軽減可能であった。

6. 考 察

モーションアーチファクトによるCT画質の劣化は永遠の課題である。なぜならば、CT画像の再構成(リコン)は、数学的に矛盾のない投影データセットが常に得られるということ、すなわち投影データセット収集時には被検体は静止しているという仮定のもとに成り立っているからである。しかし、実際には患者の体動、呼吸、心拍動などの動きがあり、これらの影響が画像上にモーションアーチファクトとして観察される。患者の比較的遅い体動は従来のモーション補間アルゴリズムを用いて補正可能であり、呼吸の影響は通常の息止めによって解決されている。ただし、心拍動を停止してスキャンすることは不可能であり、また、心臓は縦隔内で、X、Y、Z方向に連続して複雑かつ非常に速く運動している。このため、心臓のCT診断といえば、その優れた時間分解能のため、電子ビームCTによるものが主流であり、現在最も普及している第三世代CTが心臓のCT診断に利用されることは少ない¹⁻⁵⁾。以前には、心電図同期再構成術を利用した第三世代CTを用いて心疾患診断が試みられたこともあった。この再構成術は、同一平面の数回のスキャンを行い、心電図情報を元にして同位相rawデータを収集、再構成するものであり、良好な時間分解能を得るには有効な手段であるが、煩雑性のために現在ではほとんど利用されていない。

肺腫瘍やびまん性肺疾患の診断における高時間分解能CT(HRCT)の有用性はすでに確立されたものであり、部分体積現象のない薄層CTと高い空間分解能により肺病変の微細な形態が描出可能である。しかし、HRCTにおいても、患者の体動、呼吸、心拍動による画質劣化は重大な問題点である。心拍動によるモーションアーチファクトは心臓近傍の肺野にみられ、特に心左縁に接する左下葉内側よりの肺野と心右辺縁下部に接する中葉S5内側の肺野で目立つことが多い。このモーションアーチファクトにより、本来は1本の線であるべき葉間胸膜が2本に見えたり、血管陰影の辺縁が不鮮明になったり、streak artifactがみられることがあり、またこれらの部位に存在する異常陰影はその辺縁の性状が不明瞭になりやすい。また、子供や年寄など息止めが困難な患者では、呼吸によるモーションアーチファク

Fig. 5 Results in the CATPHAN phantom (high contrast resolution phantom).

Results of spatial resolution using three different algorithms: (a) full reconstruction algorithm, (b) HTRR algorithm, and (c) half reconstruction algorithm. (d) shows the sharpness of the high contrast resolution phantom (CATPHAN phantom). The full reconstruction algorithm provided the highest contrast resolution among the three algorithms.

Fig. 6 Results in the CATPHAN phantom (low contrast resolution and noise phantoms).

The top row (a-c) and bottom row (d-f) show results from a low contrast resolution phantom and noise phantom, respectively. (a) and (d): full reconstruction algorithm, (b) and (e): HTRR algorithm, (c) and (f): half reconstruction algorithm. The HTRR algorithm provided better low contrast resolution and less noise than the half reconstruction algorithm.

トも問題となり、さらに、最近では、呼吸をさせながらスキャンし、動的診断をしようとする試みも始まっている。

今回の検討より、心拍動による肺HRCTの画質低下を改善するためには、時間分解能の改善とモーションアーチファクトの軽減の両者が重要であることが判明した。時間分解能の改善とモーションアーチファクトの軽減に関して、われわれの開発したHTRRアルゴリズムと従来のリコンアルゴリズムであるfullおよびhalfリコンアルゴリズムの比較をTable 2にまとめた。full

リコンアルゴリズムは時間分解能の改善とモーションアーチファクトの軽減の両者に劣っており、心拍動の

影響を一番受けやすい再構成法である。halfリコンアルゴリズムは最良の時間分解能を有するが、モーションアーチファクトの軽減の点では劣っている。

一方、HTRRアルゴリズムは、良好な時間分解能を有し、モーションアーチファクトを軽減することも可能であり、心拍動の影響を一番受けにくい再構成法といえることができる。

HTRRアルゴリズムでは、従来のfullおよびhalfリコンアルゴリズムに比べて、軽度の空間分解能の低下が認められた(Fig.5)。この空間分解能の低下は、HTRRアルゴリズム特有のものであり、特殊なweight functionを有する三角形状(Fig.1)の線形重み付けを行うことによって必然に生じるものと考えられる。一方、HTRRアルゴリズムでは、この三角形状の線形重み付けを用いることにより、従来のリコンアルゴリズム、特にhalfリコンアルゴリズムに比べて、著しくノイズを低減することが可能であり、このため優れた密度分解能を得ることができたと考えられた(Fig.6)。式(3)をそのまま使うと、HTRRアルゴリズムでは、理論的に従来のfullリコンより画像ノイズは多くなると考えられるが、本研究において、quarter-quarter offset方式の特徴を利用し、情報量を倍にした後に再構成を行っているため、理論的に従来のfullリコンよりも画像ノイズが少なくなると考えている。

臨床例の検討より、3種類のアロリズムを比較して、HTRRアルゴリズムを用いることにより最良の画質が得られたが(Fig.7)、これは、HTRRアルゴリズムによる時間分解能の改善と心拍動によるモーションアーチファクト軽減効果が、空間分解能低下による影響を上回っているためと思われた。これらの点より、良好な時間分解能を有し、モーションアーチファクトを軽減することができ、さらに良好な信号対雑音比を有しているHTRRアルゴリズムは、心臓領域および肺のHRCTに適するアルゴリズムと考えられる。また、息止めが困難である患者においても、時間分解能とモーションアーチファクトに優れているHTRRアルゴリズムは有用であり(Fig.9)、最近施行されるようになった呼吸をさせながらスキャンするという動的診断のニーズにも対応できることが期待される。

一方、HTRRアルゴリズムは、良好な時間分解能を有するとともに、ヘリカル補間アルゴリズム^{2,3)}と同様に、再構成の時間中心(位相中心)

Fig. 7 Typical images of lung HRCT obtained with cluster scan mode.

- (a) An image obtained with a full reconstruction algorithm. Due to motion artifacts, the cardiac silhouette is delineated as double lines, margins of pulmonary vessels are obscure in the right middle lobe, and hazy shadows are demonstrated in the right lower lobe.
- (b) An image obtained with an HTRR algorithm. Margins of the cardiac silhouette and pulmonary vessels are sharp due to marked reduction of motion artifacts.
- (c) An image obtained with a half reconstruction algorithm. Despite the sharp cardiac silhouette due to good temporal resolution, margins of pulmonary vessels are obscure and motion artifacts remain in the right middle and lower lobes.

Fig. 8 Typical images of lung HRCT obtained with cine scan mode.

- (a)-(c): images obtained with a full reconstruction algorithm.
- (d)-(f): images obtained with a full reconstruction algorithm. Since different phase images are selected after overlapping reconstruction, (a), (b), (c) and (d), (e), (f) show the same position and different phase images [images of (a) and (d), (b) and (e), and (c) and (f) have the same phase]. Using a full reconstruction algorithm, a pulmonary vessel in the left lower lobe is delineated as double lines due to motion artifacts. The degree of motion artifact differs with the different phases. With an HTRR algorithm, motion artifacts are significantly reduced regardless of phase.

を有しているので、cine scan撮像後overlapping reconstructionにより時相の異なる多数の画像を得ることができる(Fig.8). 肺CT画像に対する心拍動の影響は拡張早期のいわゆる等容性弛緩期に最も少ないと報告されていることより^{6,7)}, HTRRアルゴリズムと心電図情報を組み合わせ、等容性弛緩期の画像を抽出することができれば、さらに良好な画像が得られるものと期待される. なお、cine scanでは被曝線量の増加が問題であるが、HTRRアルゴリズムはノイズ軽減が可能であるため、被曝線量の増加を最小限に抑えることが可能と考えている.

近い将来、スキャン時間のさらなる短縮が可能となり、0.4~0.6秒のfull scanを有する第三世代高速CTが出現した際には、高速CTとHTRRアルゴリズムの組み合わせにより、電子ビームCTと匹敵できる画像が得られる可能性があると思われる.

7. 結 論

われわれの開発したHTRRアルゴリズムは、従来のリコンアルゴリズムに比べて、実効時間分解能の向上、モーションアーチファクトの軽減、信号対雑音比の向上を図ることが可能であった. subsecond CTにHTRRアルゴリズムを組み合わせることにより、心拍動および呼吸によるモーションアーチファクトは著明に改善され、肺のHRCT画像に適した再構成法と考えられた.

なお、本論文の要旨ならびに内容の一部は第53回日本放射線技術学会総会学術大会ならびに国際学会である'97 RSNA (Radiological Society of North America) において発表した.

Fig. 9 Typical images obtained with an HTRR algorithm without breath-hold.

(a), (b): Images obtained with an HTRR algorithm.
(c), (d): images obtained with a full reconstruction algorithm. With an HTRR algorithm, streak artifacts caused by breath disappear, and a sharp cardiac silhouette is obtained.

Table 2 Performance states of the three algorithms in regard to temporal resolution and motion artifact.

Recon. type	Artifact reduction	Temporal resolution
FR (full)	Bad	Bad
HTRR	Good	Good
HR (half)	Bad	Good

謝 辞

本研究のために不可欠なソフトの開発を行っていたGE横河メディカルシステムCT技術部の佐藤彰子氏に深く感謝します. また、本研究のために貴重な臨床データの収集に協力をしていただいた東京女子医大 中央放射線部の大橋俊夫氏、ならびに研究に関する貴重な助言を頂いた広島大学 放射線科の栗井和夫氏にも厚く御礼を申し上げます.

参考文献

- Kimura F, Shen Y, Date S, et al.: Thoracic aortic aneurysm and aortic dissection: new endoscopic mode for three-dimensional CT display of aorta. *Radiology*, 198(2), 573-578, (1996).
- 木村文子, 沈 雲, 吉田勢津, 他: 新しい心電図同期再構成法を用いたヘリカルCT. *日本医放会誌*, 57(4), 217-219, (1997).
- 木村文子, 沈 雲, 望月高明: ヘリカルCTの心疾患への応用. *臨床画像*, 14(4), 80-87, (1998).
- 安野泰史, 近藤 武, 片田和廣, 他: Helical scanning CTによる冠動脈の描出. *日本医放会誌*, 53(9), 1033-1039, (1993).
- 望月輝一, 田中宏明, 小山靖史, 他: CT-Ventriculography—ヘリカルCTの心イメージングへの応用—. *日本医放会誌*, 57(9), 605-607, (1997).
- 石風呂実, 澤本恵美, 安部伸和, 他: Subsec applicationによる心臓のモーションアーチファクトの低減—第二報 HRCTにおける臨床的評価—. *日放技会誌*, 第54回総会(予稿集), 182, (1998).
- 酒井文和, 沈 雲, 堀内哲也, 他: Subsecond Scanとspecial cine reconstruction algorithmを利用した胸部高分解能CT画像における心拍動アーチファクト軽減の試み. *日本医放会誌*, 58(6), 296-298, (1998).
- Crawford CR and King KF: Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med.Phys.*, 17(6), 967-982, (1990).

図表の説明

- Fig. 1 HTRRアルゴリズムの概要図.
(b)はHTRRアルゴリズムである三角形的なweight functionを示すとともに, HTRRアルゴリズムの実効的な時間分解能のプロフィールも示している. 一方, 従来のfullリコンアルゴリズムとhalfリコンアルゴリズムの実効的な時間分解能のプロフィールはそれぞれ(a)と(c)で示されている.
- Fig. 2 心臓ファントム(pulsating cardiac phantom).
(a)は心臓ファントムの全体図を示している. (b)と(c)はそれぞれ心臓ファントムの静止状態時の収縮期(ES)と拡張期(ED)を示している.
- Fig. 3 2種類のスキャンモード.
(a)cluster scan mode.
(b)cine scan mode. cine scan mode画像はoverlapping再構成技術によって得られた.
- Fig. 4 拍動心臓ファントムの結果.
(a)はファントム静止状態の横断像を示す. (b)~(e)は動的状态のときの異なるアルゴリズムの結果を示す.
(b)60cycles/min.での従来のfullリコンアルゴリズムの結果.
(c)40cycles/min.での従来のfullリコンアルゴリズムの結果.
(d)60cycles/min.でのHTRRリコンアルゴリズムの結果.
(e)40cycles/min.でのHTRRリコンアルゴリズムの結果.
HTRRアルゴリズムは時間分解能の改善のみでなく, モーションアーチファクト軽減にも有効であることが分かる.
- Fig. 5 空間分解能に関するCATPHANファントムの結果.
三つのアルゴリズムによる空間分解能の比較.
(a)従来のfullリコンアルゴリズムの結果.
(b)HTRRアルゴリズムの結果.
(c)従来のhalfリコンアルゴリズムの結果.
(d)空間分解能ファントムの全体図を示している. 従来のfullリコンアルゴリズムが一番よい空間分解能を示している.
- Fig. 6 密度分解能とノイズに関するCATPHANファントムの結果.
(a)~(c)と(d)~(f)はそれぞれ密度分解能およびノイズの結果を示す.
(a)と(d)従来のfullリコンアルゴリズムの結果.
(b)と(e)HTRRアルゴリズムの結果.
(c)と(f)従来のhalfリコンアルゴリズムの結果. HTRRアルゴリズム(b, e)はhalfリコンアルゴリズム(c, f)より良い密度分解能およびノイズの低減を得ることができる.
- Fig. 7 cluster scan modeを施行した肺HRCT像.
(a)fullリコンアルゴリズムによる画像では, 心陰影は二重線に見え(矢印), さらに右中葉の肺血管陰影の辺縁は不明瞭(2本矢印)で, 右下葉内側にもモーションアーチファクトによる陰影(矢頭)が認められる.
(b)HTRRアルゴリズムによる画像では, 心陰影および肺血管の辺縁は鮮明で, モーションアーチファクトは著明に減少している.
(c)halfリコンアルゴリズムによる画像では, 優れた時間分解能のため心陰影の辺縁は鮮明であるが, 肺血管辺縁はやや不明瞭であり(2本矢印), モーションアーチファクトが残存している(矢頭).
- Fig. 8 cine scan modeを施行した肺HRCT像.
(a)~(c)はfullリコンアルゴリズム, (d)~(f)はHTRRアルゴリズムによる画像. overlapping reconstruction施行後, 時相の異なる画像を抽出しているため, a, b, cおよびd, e, fは同位置, 異時相の画像である(ただし, aとd, bとe, cとfは同時相). fullリコンアルゴリズムでは, 左下葉の肺血管陰影はモーションアーチファクトのため2本に描出され(矢印), モーションアーチファクトの程度は時相により異なる. HTRRアルゴリズムではいずれの時相でも, モーションアーチファクトは目立たない.
- Fig. 9 呼吸中にcluster scanにて撮像した画像.
fullリコンアルゴリズム(a, b)と比較すると, HTRRアルゴリズム(c, d)では呼吸によるstreak artifact(矢印)は消失し, さらに心陰影の辺縁も鮮明である.
- Table 1 異なるリコンアルゴリズムの実効的な時間分解能の比較.
- Table 2 実効的な時間分解能の改善とモーションアーチファクトの低減に関する異なるリコンアルゴリズムの比較.