原 著

ヘリカルCTによる体軸方向分解能の改善

池田 秀・宗像浩二・吉田国弘・早川 護・石井義照・高橋正男・川又郁夫

論文受付
1997年12月4日論文受理
1998年9月1日

Code No.251

東海大学医学部付属病院放射線診療センター

1. 緒 言

ヘリカルCTの普及により、三次元画像やMPR (multiplanar reformation) 画像が臨床上実用化されてきた。以前では、CT画像 = axial画像であり、顔面のcoronal画像を撮影する際は、被検者に困難な体位を要求する方法のみで、被検者の状態によっては、不可能であった。これに対しMPR画像は、撮影後に再構成

することにより、coronal, sagittalのみならず任意の断面像を得ることができる。これは、CTの画像情報が増すとともに、coronal, sagittal画像が一般的に用いられるMRI画像やSPECT画像との比較にも有用である。

しかし、一般的にMPR画像はaxial画像に比べ体軸方向の空間分解能が低下することとヘリカルスキャン

Examination of the Improvement of Longitudinal Resolution by Using Helical CT

SHU IKEDA・KOJI MUNAKATA・KUNIHIRO YOSHIDA・MAMORU HAYAKAWA
YOSHITERU ISHII・MASAO TAKAHASHI and FUMIO KAWAMATA

Department of Radiology, Tokai University Hospital

Received Dec. 4, 1997; Revision accepted Sept. 1, 1998; Code No. 251

Summary

Multiplanar reformation (MPR) images of helical CT suffer from poor longitudinal resolution and the "stair-step" artifact. We attempted to solve these problems by studying five scanning modes (1 mm collimation with 1 pitch; 1 mm collimation with 2 pitches; 3 mm collimation with 0.5 pitch; 3 mm collimation with 1 pitch; and 5 mm collimation with 1 pitch). Longitudinal resolution was found to be affected more by slice collimation than table feed. The stair-step artifact consists of a rotation effect and aliasing effect. The rotation effect was a cyclic artifact, and the cycle was dependent on table feed. In order to solve these problems, we employed a restoration filter to improve longitudinal resolution and a band filter to remove the stair-step artifact. In the clinical images, we used three scanning modes (1 mm collimation with 1 pitch; 3 mm collimation with 0.5 pitch; 3 mm collimation with 1 pitch). In conclusion, these problems in scanning images were completely solved by using 1 mm collimation with 1 pitch. However, we were not able to solve the problems in scanning images using 3 mm collimation with 0.5 and 1 pitch.

Key words: Computed tomography (CT), Helical scan, Longitudinal resolution, Stair-step artifact, Multiplanar reformation (MPR)

別刷資料請求先: 〒259-1100 神奈川県伊勢原市望星台
東海大学医学部付属病院 放射線診療センター 池田 秀 宛

特有の階段状アーチファクトの出現が問題となる。この階段状アーチファクトとは、Wangらが発表したstair-step artifactのrotation effectと同一のものである¹⁾。

そこで、この二つの問題、つまり体軸方向の空間分解能の低下と、階段状アーチファクトの特性を調べるとともに改善を試みたので報告する。

2. 理 論

2-1 体軸方向の空間分解能改善

Fig.1a, b に体軸方向の空間分解能改善の手順を示す。この改善は、ここで示すようにaxial画像に対し体軸方向の空間分解能の低下を補うことが目的である。

空間分解能改善フィルタは、式(1)に示す。

$$F1(\omega) = A(\omega) \div L(\omega) \quad \cdots \cdots (1)$$

$F1(\omega)$: 空間分解能改善フィルタ

$A(\omega)$: axial画像のMTF
(modulation transfer function)

$L(\omega)$: 体軸方向のMTF

空間周波数上で作成した空間分解能改善フィルタ式(1)を実空間上に変換し、体軸方向に畳込む方法を用いる。

2-2 階段状アーチファクトの改善

Fig.1c, d, e に階段状アーチファクト除去の手順を示す。階段状アーチファクトは、周期性があるため、ある周波数に強調成分が現れる。ここを除外し、周囲のデータにより補間する。この補間データと階段状アーチファクトによる周波数強調成分の割合を除去したものが、階段状アーチファクト除去フィルタとなる。この除去フィルタを式(2)に示す。

$$F2(\omega) = I(\omega) \div W(\omega) \quad \cdots \cdots (2)$$

$F2(\omega)$: 階段状アーチファクト除去フィルタ

$I(\omega)$: 補間データ

$W(\omega)$: 基画像の体軸方向の周波数成分

この式(2)を基画像の体軸方向の周波数領域に掛けることにより除去が可能である。

3. 実 験

3-1 使用機器

CT装置 : GE社 AdvantageSG

Fig. 1 Procedure used to improve longitudinal resolution.

- (a), (b) Resolution represented by MTFs.
- (a) The longitudinal resolution of the helical scan is worse than the axial resolution.
- (b) This problem is overcome by multiplying the filter in longitudinal resolution.
- (c-e) Application of the present method to clinical imaging.
- (c) Spatial frequency includes the stair-step artifact.
- (d) Interpolation to create spatial frequency correction for the stair-step artifact.
- (e) Removal of the stair-step artifact by multiplying the resolution correction on longitudinal resolution.

画像処理装置：Power Macintosh 8100/100
 使用言語：Symantec C++
 0.2mm鉛玉
 発泡スチロール製の箱(1辺15mm)
 アクリルラダーファントム(0.2line pair/mm)
 卵の殻

3-2 方法

3-2-1 空間分解能の測定

0.2mmの鉛玉をガントリの中心に置きスキャンし、体軸方向とaxial画像の点拡がり関数(point spread function: PSF)を求め、MTFを算出した。なお、体軸方向では、X線ビーム幅とpitchを変化させた(pitch=X線ビーム幅(mm)/テーブル送り(mm/rot.))。条件は、下記の通りである。

体軸方向(X線ビーム幅(mm)/pitch)：1/1, 1/2, 3/0.5, 3/1, 5/1

axial画像の再構成関数は、standardとした。

このMTFを基に、体軸方向の空間分解能改善フィルタを決定した。

3-2-2 階段状アーチファクトの周波数の測定

発泡スチロール製の箱に水を入れ、体軸方向に45度傾けて設置した状態でスキャンを行った。このデータを0.2mm間隔で画像再構成し、coronal画像を作成した。このcoronal画像の水の部分に現れた、体軸方向に直行する階段状アーチファクトの周波数を求めた。撮影条件は、120kV, 200mA, X線ビーム幅とテーブル送りは、空間分解能の測定と同様に变化させた。この階段状アーチファクトの周波数を基に、除去すべき周波数を求めた。

3-2-3 アーチファクトの改善(アクリルラダーファントムの実験結果より)

水を入れた発泡スチロール製の箱の中に、アクリルラダーファントムを設置し、ガントリに平行と45度傾けた2種類の状態でスキャンを行った。これを0.2mm間隔で画像再構成した。条件は、120kV, 200mA, X線ビーム幅 1mm, pitch 1, FOV 102mm, matrix 512×512とした。ここでFOVを102mmとした理由は、ピクセルサイズを0.2mmとすることで、 $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ の正四面体ボクセルとするためである。このデータから、coronal画像を作成した。このcoronal画像に体軸方向の空間分解能改善フィルタを掛け、階段状アーチファクトを含む周波数を除去した。

3-2-4 アーチファクトの改善(卵の殻を用いた実験結果より)

発泡スチロール製の箱の中に卵の殻を設置した。卵の殻の内外は水である。これをスキャンした。条件と

画像再構成間隔は、アクリルラダーファントムの実験と同様である。このデータから、coronal画像を作成し、体軸方向の空間分解能改善フィルタを掛け、階段状アーチファクトを含む周波数を除去した。この卵の殻の設置とMPRのcoronal面をFig.2に示す。

3-2-5 臨床画像の改善

臨床画像の種類と撮影条件は、下記の通りである。また、マトリクスサイズは、512×512とした(X線ビーム幅(mm)/pitch/再構成間隔(mm)/FOV(mm))。

眼窩：(1/1/0.4/205)

顔面：(3/0.5/0.4/205)

Fig. 2 Schematic diagram of the experimental setup and eggshell.

Fig. 3 MTFs of axial slice and longitudinal direction. Helical scanning conditions are the five scanning methods defined in the text(collimation(mm)/pitch).

肝臓：(3/1/0.6/307)

上記の撮影部位におけるMPRのcoronal画像を用い、今回の画像処理を行った。

4. 結果

4-1 空間分解能の測定

検討したaxial画像、および体軸方向のMTFをFig.3に示す。体軸方向は、X線ビーム幅が狭く、テーブル送りが遅いほどMTFが良く、テーブル送りよりX線ビーム幅がよりMTFに影響していた。axial画像と体軸

Fig. 4 MTFs of three scanning conditions and restoration filters (collimation(mm)/pitch).

方向のMTFを比較すると、体軸方向で最もMTFが良いX線ビーム幅 1mmテーブル送り1mmでも、axial画像のMTFより劣っていた。axial画像、および体軸方向のMTFから作成した体軸方向の空間分解能改善フィルタをFig.4に示す。ここで示すフィルタは、今回の実験の臨床画像の改善に用いた種類のみである。

4-2 階段状アーチファクトの周波数の測定

階段状アーチファクトの周波数をFig.5a, bに示す。これより、すべてのスキャン条件において、特有の周期を持つ周波数であることが分かった。そして、これは周波数上で、複数スパイク状に現れていた。この周期の最低周波数は、テーブル送りが遅いほど高周波数に移行していた。

4-3 アクリルラダーファントムを用いた改善

ガントリに対し平行に設置したMPRのcoronal画像をFig.6aに、45度に設置した画像をFig.7aに示す。この画像は、2種類ともにaxial画像方向より、体軸方向の空間分解能が低下していたが、階段状アーチファクトは、45度に設置した画像で強く現れ、平行の画像では、減少していた。このため、2種類とも体軸方向改善フィルタは掛けているが、階段状アーチファクト除去フィルタは、45度の画像にのみ行った。これにより、2種類とも空間分解能が向上した画像が得られた。

45度の画像の体軸方向に周波数解析を行った結果をFig.8に示す。これから、アクリルラダーファントム

Fig. 5 Frequency spectra of stair-step artifact obtained under five helical scanning conditions (collimation(mm)/pitch).

自身が持つ周波数と階段状アーチファクトの周波数成分が混在していることが分かった。

4-4 卵の殻を用いた改善

MPRのcoronal画像をFig.9に示す。処理前の画像では、階段状アーチファクトが強く現れていたが、処理後の画像では消えており卵のような薄い殻でも、この方法により、再現できることが分かった。

Fig. 6 (a), (b) MPR images of ladder phantom with helical scanning condition of 1 mm collimation and 1 pitch. Ladder phantom images taken parallel to the gantry. (a) Original image, (b) Image after correction.

a

b

Fig. 7 (a), (b) MPR images of ladder phantom with helical scanning condition of 1 mm collimation and 1 pitch. Ladder phantom images taken at an angle of 45 degrees to the gantry. (a) Original image, (b) Image after correction.

a

b

4-5 臨床画像の改善

臨床画像の改善結果をFig.10~12に示す。この画像処理により、3種類の画像とも、画質が改善されていた。また、階段状アーチファクトは軽減されていたが、体軸方向の空間分解能改善は強調されていなかった。

5. 考 察

5-1 空間分解能の測定

テーブル送りよりX線ビーム幅がMTFに影響するのは、パーシャルボリューム効果の影響がテーブル送りよりX線ビーム幅の方が大きいためである。

X線ビーム幅 1mmでは、axial画像のMTFとの差は少ないため、理論で示した式(1)を用いるが、X線ビーム幅 3mmではaxial画像のMTFとの差は大きく、式(1)を用いた改善では、強調が大きすぎ画像に誤差が生じるため、Fig.4に示すように、強調を弱め画像に誤差がでない改善フィルタとした。この弱めた度合いは、0.15cycle/mmで30%である。

Fig. 8 Frequency spectrum of longitudinal direction obtained from helical scanning data of ladder phantom. Ladder phantom was scanned at an angle of 45 degrees to the gantry.

Fig. 9 (a), (b) MPR images of eggshell.

(a) Original image, (b) Image after correction.

a

b

Fig. 10 (a), (b) MPR images of orbit. (a) Original image, (b) Image after correction.

a b

Fig. 11 (a), (b) MPR images of face. (a) Original image, (b) Image after correction.

a

b

Fig. 12 (a), (b) MPR images of abdomen. (a) Original image, (b) Image after correction.

a

b

5-2 階段状アーチファクトの周波数の測定

まず、種々のスキャン条件における周波数データで、強調された最低周波数に注目する。X線ビーム幅1mmでテーブル送り1mm/rot. (pitch 1)では1cycle/mmに現れ、X線ビーム幅3mmでテーブル送り1.5mm/rot. (pitch 0.5)では1.5cycles/mmに現れているようにX線管1回転の周期に一致する。これは、Wangら¹⁾の論文の対象物が斜めに存在する場合に、対向データの違いにより生じるローテーション効果とも一致する。

また、この周波数成分の特徴は、強調周波数が一つではなく、基本周波数の整数倍に現れることである。しかし、階段状アーチファクトの周波数成分の多くは基本周波数で、それに比べ他の周波数成分の割合は、少ないことが分かる。

5-3 アクリルラダーファントムを用いた改善

ガントリに対し平行に設置したものでは、階段状アーチファクトが現れていない。理由は、下記の通りである。

階段状アーチファクトは、信号の強度差があるところに現れる。仮に空気だけ、または、水だけをスキャンしても現れない。そして、このアーチファクトは、ガントリに対し平行に現れる。したがって、ガントリに対し平行に設置したアクリルラダーファントムは、信号差も平行であるため、階段状アーチファクトは画像に現れないのである。逆に、上記から45度傾けて設置したものでは、階段状アーチファクトが現れることが理解できる。

45度傾けて設置した画像の体軸方向の周波数解析した結果を考える。使用したラダーファントムは、アクリル厚2.5mmである。これを45度傾けて設置したため、体軸方向の厚みは $\times\sqrt{2}$ で3.54mmとなる。このため、ラダーファントム固有の周波数は、0.141cycle/mmを基本周波数とし3, 5, 7... 倍に現れる。

スキャン条件は、X線ビーム幅1mmでテーブル送り1mm/rot. (pitch 1)である。よって、階段状アーチファクトの周波数は、1cycle/mmの整数倍に現れる。

ラダーファントム固有の周波数と階段状アーチファクトの周波数を次式(3)に掛ける。

$$W(\omega) = S(\omega) * O(\omega) \quad \cdots \cdots (3)$$

* : 畳み込み積分

$W(\omega)$: MPR 画像の周波数強度

$S(\omega)$: 階段状アーチファクトの周波数強度

$O(\omega)$: アクリルラダーファントム固有の周波数強度

この結果をFig.13に示す。これより、強調された周波数は、Fig.8の結果と一致した。

したがって、最終的に画像に現れる結果は、対象物と階段状アーチファクトが周波数上で畳み込み積分の関係にあることが分かる。

5-4 卵の殻を用いた改善

実験に卵の殻を用いたのは、生体の薄い骨に相当すると考えたからである。この実験からもラダーファントムの考察で述べたように、信号の強度差があるところに階段状アーチファクトが現れ、ガントリと平行に近い卵の前後端には現れていない。この階段状アーチファクトは、今回の方法で改善されている。

5-5 臨床画像の改善

階段状アーチファクト除去フィルタにより、階段状アーチファクトの周波数領域を低下させている。この周波数領域には、対象物がもつ真の信号が含まれているため、その領域の真の信号強度も低下させている。このことが、体軸方向の空間分解能改善フィルタを掛けているにもかかわらず、改善が強く現れない理由である。

今回の階段状アーチファクト除去方法で、できるだけ真の信号を低下させないためには、階段状アーチファクトの周期を信号強度の少ない周波数にすることが必要である。臨床画像では、通常低周波数ほど信号が多いため、階段状アーチファクトの周期をなるべく高周波数にすることが望まれる。つまり、スキャン方法は、テーブル速度を遅くすることである。

Fig. 13 Simulation of correction employing convolution integral.
(a) Frequency spectrum of ladder phantom (0.2 line pair/mm). Ladder phantom extends at an angle of 45 degrees to the gantry.
(b) Frequency spectrum of stair-step artifact corresponding to the helical scanning condition of 1 mm collimation and 1 pitch.
(c) Result of convolution integral of ladder phantom and stair-step artifact.

6. 結 論

- 1) 体軸方向の空間分解能は、X線ビーム幅とテーブル送りに依存し、特にX線ビーム幅の影響が大きい。
- 2) 階段状アーチファクトの周期は、テーブル送り (mm/rot.) と同一の周期を基本周波数とし、整数倍の周波数をもつ。しかし、この周波数成分の多くは、基本周波数である。
- 3) 本報告の改善方法により、空間分解能の改善が可能であった。ここで、階段状アーチファクトの周波数と対象物固有の周波数は、畳み込み積分関係にあるため、階段状アーチファクトの周波数は、可能な限り高周波数にすることが望まれる。

本報告の改善方法では、体軸方向の空間分解能改善と階段状アーチファクトの除去に対し、2種類のフィルタを用いたが、1種類の理想的なフィルタを作成することは可能と考える。

参考文献

- 1) Wang G, Vannier MW: Stair-step artifact in three-dimensional helical CT: An experimental study. *Radiology*, 191 (1), 79-83, (1994).
- 2) Hu H and Fox S: The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical imaging. *Med.Phys.*, 23 (12), 1943-1954, (1996).
- 3) 花井耕造, 井原文子, 勝田昭一, 他: ヘリカルCTにおけるコントラスト分解能と最適画像再構成間隔に関する研究. *日放技学誌*, 50 (12), 1950-1959, (1994).
- 4) 山口道弘, 谷口義則, 樋口勝己: スパイラルCTを用いた三次元管腔表示の形状再現性に影響する諸因子について. *日放技学誌*, 51 (7), 819-832, (1995).
- 5) 池田 秀: ヘリカルCTによる画像歪みの検討. *TMIT*, 9 (1), 7-12, (1996).

図表の説明

- Fig. 1 体軸方向の分解能改善の手順を示す。
(a), (b)空間分解能は, MTFで表している。
(a)ヘリカルスキャンでは, 通常axial面に対し体軸方向の分解能は低下している。
(b)したがって, filter(*F1*)を体軸方向に掛けることにより, 体軸方向の分解能をaxial面と同等にする。
(c), (d), (e)臨床画像を体軸方向に周波数解析した例を示す。
(c) stair step artifact成分が現れる。
(d) stair step artifact成分を除外した補間データをつくる。
(e)これらから作成したfilter(*F2*)を掛けることにより, stair step artifact成分除去を行う。
- Fig. 2 実験の設置と卵の殻の概要図を示す。
- Fig. 3 axial面と体軸方向のMTFを示す。体軸方向のMTFは, 5種類のスキャン条件で求めた(collimation(mm)/pitch)。
- Fig. 4 3種類のスキャン条件のMTFとそれに対する空間分解能改善filterを示す(collimation (mm)/pitch)。
- Fig. 5 stair step artifactの周波数成分を示す。5種類のスキャン条件で求めた(collimation (mm)/pitch)。
- Fig. 6 アクリルラダーファントムのMPR画像。ガントリに平行にスキャン。
(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 7 アクリルラダーファントムのMPR画像。ガントリに対し45度傾けてスキャン。
(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 8 アクリルラダーファントムのスキャンデータを体軸方向に周波数解析した結果を示す。アクリルラダーファントムはガントリに対し45度傾けスキャンした。
- Fig. 9 卵の殻のMPR画像。(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 10 眼窩のMPR画像。(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 11 顔面のMPR画像。(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 12 肝臓のMPR画像。(a)処理前, (b)処理後。
- Fig. 13 畳み込み積分によるシミュレーションを示す。
(a)アクリルラダーファントムの周波数を示す。アクリルラダーファントム(0.2LP/mm)。45度傾けた状態。
(b)stair step artifactの周波数成分を示す。スキャン条件は, X線ビーム幅 1mm, テーブル送り 1mmの状態。
(c)アクリルラダーファントムとstair step artifactの周波数成分を畳み込み積分した結果を示す。