原 著

MDCTにおけるガントリ傾斜補正の評価
—MPR画像に及ぼす影響—

名定敏也・平山伸一・田ノ岡征雄・藤田知子・酒井敏行

兵庫医科大学病院中央放射線部

論文受付
2002年7月29日論文受理
2002年11月7日

Code No. 251

緒 言

近年、X線computed tomography(CT)検査では、multi detector-row CT(以下MDCT)の登場によりZ軸分解能が飛躍的に向上した。その結果、臨床診断においてmulti planar reconstruction(以下MPR)画像が利用されることが多くなってきた。しかし、義歯や体内金属などによるアーチファクトが診断の妨げになることも少なくない。このアーチファクトを軽減させるためにガントリ傾斜させて撮影する必要がある。この際、single detector-row CT(以下SDCT)によるspiral scan

においては、ガントリ傾斜することにより再構成される平面(X-Y平面)と寝台移動方向との垂直関係が崩れ、これによりY軸方向の空間分解能が劣化することが報告されている^{1, 2)}。MDCTによるspiral scanでは、これに加えガントリ傾斜することにより検出器各列のスキャン中心がY軸方向にシフトする。これを画像再構成時に補正しなければならない。また、寝台移動距離の補正も必要となる³⁾。SIEMENS社SOMATOM Plus4 Volume Zoom(以下VZ)では、softwareでこれらの補正が可能となった。そこで今回われわれは、ガン

Evaluation of Gantry Tilt Correction in Multi Detector-row CT:
Effect on Multi-Planar Reconstruction ImagesTOSHIYA NASADA, SHINICHI HIRAYAMA, MASAO TANOOKA, TOMOKO FUJITA,
and TOSHIYUKI SAKAI

Department of Radiology, Hospital of Hyogo College of Medicine

Received July 29, 2002; Revision accepted Nov. 7, 2002; Code No. 251

Summary

In multi-slice CT, the scanning center of each line multiple-row detector array is shifted in the Y-axis direction by the tilting of the gantry. Correction of this effect is necessary when CT images are reconstructed. Correction of table feed is necessary as well. These corrections are possible with the Somatom Plus4 Volume Zoom. The use of multi-planar reconstruction (MPR) images has been increasing rapidly in the area of clinical diagnosis. Therefore, we examined the influence of MPR images according to gantry tilt. For each gantry tilt, the spatial resolution of MPR images was almost the same even though scanning pitch was changed. When the gantry was tilted, the full width at half maximum (FWHM) of the section sensitivity profile (SSP) was about 10% to 20% wider than that when the gantry was not tilted. The spatial resolution of MPR images is more affected by whether or not the gantry is tilted than by the angle of tilt. Gantry tilt correction is useful to obtain images without artifact for metal and artificial teeth; however, deterioration in spiral resolution cannot be avoided.

Key words: Computed tomography (X-CT), Multi detector-row CT, Gantry tilt, Multi-planar reconstruction (MPR)別刷資料請求先: 〒663-8501 兵庫県西宮市武庫川町 1-1
兵庫医科大学病院 中央放射線部 名定敏也 宛

トリチルトがMPR画像に及ぼす影響を, section sensitivity profiles (以下SSP)より検討し, ガントリ傾斜補正の評価とした。

1. ガントリ傾斜補正

4列のMDCTにおけるガントリ傾斜の影響(スパイラルピッチ4)をFig. 1に示す。ガントリ傾斜なしでのスキャンではFig. 1aのようにY軸, Z軸方向ともにずれは生じないが, ガントリ傾斜させることにより, Fig. 1bのように四つの検出器列のスキャン中心がずれる。また, Z軸方向にも重なりが生じる。これを次式により補正している (Fig. 2)。

Y軸の再構成位置のずれ

$$A = B \times \sin \theta$$

A : Y軸の再構成位置のずれ

B : slice中心からdetectorまでの距離

θ : ガントリ傾斜角度

Z軸方向のFeedのずれ

$$C = D / \cos \theta$$

C : Z軸方向のFeedのずれ

D : ガントリ傾斜なしのFeed幅

θ : ガントリ傾斜角度

これらの補正には誤差が含まれる可能性があり, Z軸方向の補正を例にして説明する。補正が正確に行われるとFig. 3aのようになるが, Fig. 3b, cのように若干のオーバーラップやギャップといった補正誤差が生じる場合がある。例えば, スライスコリメーション $4 \times 1.0\text{mm}$, スパイラルピッチ4について考える。ガントリ傾斜なしでは, テーブル移動距離は 4.0mm/rot となる。これをガントリ傾斜 20° とするとテーブル移動距離は前述の補正式から

$$4.0 / \cos(20^\circ) = 4.27$$

となる。しかし実際はテーブルフィードの制御は 0.1mm 単位でしかできないため, 約 -0.03mm の補正誤差(ギャップ)が生じる。このような補正誤差は, Y軸方向の補正においても同様に起こる。Y軸方向の補正では, 4列の検出器それぞれに補正をかけるため, 検出器ごとに補正誤差の大きさがそれぞれ違ってくる可能性がある。また, 画像再構成時のデータの切り出し位置によっても誤差の生じ方に変化が起きる。これらの誤差は実データおよび対向データそれぞれに影響する。これらのことが画像再構成時の非線形多点補間に複合的要因として加わることになり, 再構成された画像は, それぞれ違った誤差を持つことになる。

2. 方法

2-1 使用機器

X線CT装置 SOMATOM Plus4 Volume Zoom

Fig. 1 Influence of gantry tilt in four MDCT detectors (spiral pitch: 4).

Fig. 2 Gantry tilt correction.

(SIEMENS旭メディテック株式会社, 4列検出器MDCT)

微小球体: 0.2mm 径タングステン球

2-2 SSPの評価法

本法はガントリを傾斜させるため, ファントムのアライメントの影響を受けにくい微小球体法にて行った。SSPの評価としては, Y軸, Z軸方向にガントリ傾斜補正の影響が現れると考えられるためX軸, Y軸, Z軸それぞれの方向について行う必要がある。まず, 冠状断像(X-Z平面)から矢状断像(Y-Z平面)へ 10° 間隔のMPR画像を実機にて作成し (Fig. 4), PC (personal computer) それぞれの画像のhorizontal方向のプロファイルカーブから半値幅 (FWHM: full width at half maximum) および1/10幅 (FWTM: full width at tenth maximum) を求めた。これは, X-Y平面におけるSSPの変化を測定していることになる。X-Z平面では横断像から (horizontal方向のプロファイルカーブ), Y-Z平面では横断像から冠状断像 (vertical方向のプロファイルカーブ) へのMPR画像を用いた^{4, 5)}。この際の横断像とはガントリに対して平行な面を指し, 冠状断像, 矢状断像は横断像に対して垂直な面を指す。

撮影条件は, 管電圧 120kV , 管電流 70Eff.mAs , スキャン時間 0.5sec/rot とし, X-Y面内でエリアシングエラーを生じないfield of view (以下FOV: 50mm 512×512 matrix) とした。測定スライスコリメーションは $4 \times 1.0\text{mm}$, $4 \times 2.5\text{mm}$ とし, 再構成スライス厚は

Fig. 3 Gantry tilt correction in four MDCT detectors (spiral pitch: 4).

Fig. 4 MPR image used in preparation for spatial resolution measurement of the X-Y plane.

1.0mm, 3.0mm, 再構成間隔はともに0.1mmとした。なおEff.mAsは次のように定義されている⁶⁾。

$$\text{Eff.mAs} = \text{mA} \times \text{rot.time} / (\text{pitch}/4)$$

2-3 ガントリ傾斜補正の評価

2-3-1 スパイラルピッチによる影響

VZでは、adaptive axial interpolation (以下AAI) という非線形多点補間を用いることで、スパイラルピッチを変化させても実効スライス厚が変化しないとされている⁶⁾。ガントリ傾斜させた場合にもスパイラルピッチに関係なくスライス厚が一定になるか調べるため、測定スライスコリメーション4×1.0mm, 4×2.5mmとし、スパイラルピッチを3, 5, 7と変化させた場合のsection sensitivity profiles on Z-axis (以下SSPz) を求めた。また、スパイラルピッチの変化による影響として、実・対向データのサンプリング密度が変化することが挙げられる⁷⁾。スパイラルピッチが大きくなるとサンプリング密度が疎になり、スパイラルピッチが小さくなるとサンプリング密度が密になる。サンプリング密度が疎になると各データの画像再構成時の重み付けが重くなる。これにより補正誤差の関与が大きくなると考えられる。逆に、サンプリング密度が密になると補正誤差の要因が増えることになる。以上の事から、ガントリ傾斜をつけた場合、スパイラルピッチの違いにより空間分解能が変化する可能性がある。このことから、MPR画像への影響についてもSSPを用いて評価した。

2-3-2 ガントリ傾斜による影響

ガントリ傾斜を0, 15, 25°と変化させた場合のSSPの半値幅と1/10幅を求めた。スパイラルピッチは3とした。

2-3-3 撮像領域の辺縁部での評価

診断に利用されるMPR画像はスキャンの中心部のみ

ではないため、中心よりY軸方向およびX軸方向に15cm変位 (Fig. 5) させた位置においてスパイラルピッチおよびガントリ傾斜の影響について評価した^{8, 9)}。

2-3-4 面内空間分解能

MPR画像を再構成する元画像のaxial面内modulation transfer function (以下MTF) を測定した。測定法は0.2mmのワイヤファントムをスキャン中心に配置し、ワイヤをスライス面に対して垂直に保持した。エリアシングエラーの無視できるFOV (50mm 512×512matrix) を用いてline spread function (LSF) と、そのフーリエ変換をMTFとした。

3. 結果

3-1 スパイラルピッチによる影響

Fig. 6にガントリ傾斜25°でスパイラルピッチを変化させたときのSSPzを示す。スパイラルピッチに関係なく各コリメーションとも実効スライス厚は一定であった。また、Fig. 7にスキャン中心における横断像から冠状断像 (Y-Z平面) へのMPR画像におけるSSPの半値幅の変化を示す。各コリメーションともピッチを変化させても、半値幅に変化はみられなかった。

3-2 ガントリ傾斜による影響

Fig. 8にガントリ傾斜を変化させた場合の横断像から冠状断像 (Y-Z平面) におけるSSPの半値幅の変化を示す。スライスコリメーション4×1.0mmでは、ガントリ傾斜させることにより、半値幅が最大で26%広がった。ガントリ傾斜させた場合、その角度に関係なく半値幅はほぼ同等となった。また、スライスコリメーション4×2.5mmの場合も同様で、最大で16%、半値幅が広がった。

Fig. 5 Geometry.

Fig. 6 Slice sensitivity profiles on the Z-axis (with gantry tilt).

Fig. 7 Relation of FWHM to spiral pitch in the Y-Z plane (scan center).
0: FWHM of SSP on the Y-axis; 90: FWHM of SSP on the Z-axis. Fig. 8 Relation of FWHM to gantry tilt in the Y-Z plane.
0: FWHM of SSP on the Y-axis; 90: FWHM of SSP on the Z-axis.

3-3 撮像領域の辺縁部での評価

撮像領域の辺縁部においてもスパイラルピッチによる変化はみられなかった。Fig. 9にスキャン位置がY軸方向に15cm変位した場合の横断像から冠状断像(Y-Z平面)へのMPR画像における半値幅を示す。スライスコリメーション $4 \times 1.0\text{mm}$ では、ガントリ傾斜させることにより、半値幅が最大で18%広がった。また、スライスコリメーション $4 \times 2.5\text{mm}$ では、最大で8%、半値幅が広がった。スキャン中心と比べガントリ傾斜による影響は少なくなった。また、X軸方向への変位についても同様であった。

Tableに矢状断像から冠状断像(X-Y平面)における被写体位置(Y軸方向に15cm変位)と半値幅、1/10幅の関係を示す。この場合、被写体位置がY軸方向に変位しているので、X軸方向に比べY軸方向の方が半値幅の広がりが14%大きくなった。X軸方向に変位させた場合この逆となり、Y軸方向に比べX軸方向の方が半値幅の広がりが12%大きくなった。ガントリ傾斜における影響は、半値幅では、スキャン中心、1/10幅では

Fig. 9 Relation of FWHM to scan position in the Y-Z plane (shifted in the Y-axis at 15 cm).
0: FWHM of SSP on the Y-axis; 90: FWHM of SSP on the Z-axis.

スキャン中心から変位した場合のほうが大きくなった。これらは、他の方向においても同様の結果となった。

Table Relation of full width at half maximum and full width at tenth maximum to scan position in the X-Y plane. (0: FWHM and FWTM of SSP on the X-axis, 90: FWHM and FWTM of SSP on the Y-axis)

	FWHM						FWTM					
	G: 0		G: 15		G: 25		G: 0		G: 15		G: 25	
	Center	Shift	Center	Shift	Center	Shift	Center	Shift	Center	Shift	Center	Shift
0	1.28	1.61	1.43	1.70	1.46	1.71	2.10	2.58	2.35	2.99	2.41	2.84
10	1.23	1.66	1.45	1.77	1.46	1.71	2.09	2.68	2.43	2.82	2.44	2.82
20	1.25	1.63	1.45	1.77	1.46	1.79	2.02	2.62	2.45	2.74	2.45	2.75
30	1.28	1.64	1.46	1.78	1.47	1.82	2.05	2.78	2.47	2.80	2.49	2.89
40	1.28	1.63	1.46	1.75	1.47	1.80	2.03	2.84	2.49	2.67	2.57	3.25
50	1.25	1.64	1.45	1.78	1.47	1.85	2.07	2.86	2.46	2.73	2.44	3.44
60	1.30	1.71	1.44	1.79	1.45	1.86	2.10	2.91	2.44	2.76	2.41	3.53
70	1.31	1.74	1.45	1.80	1.47	1.88	2.12	2.88	2.43	3.55	2.39	3.54
80	1.29	1.79	1.43	1.83	1.45	1.86	2.09	2.85	2.45	3.52	2.37	3.42
90	1.25	1.76	1.44	1.82	1.44	1.83	2.03	2.77	2.45	3.44	2.41	3.39

Fig. 10 Relation of MTF to the X-axis.

Fig. 11 Difference in actual data with gantry tilt.

3-4 空間分解能

Fig. 10にaxial面内のX軸方向のMTFを示す。ガントリ傾斜させることにより、X軸方向のMTFの劣化が確認された。Y軸方向に関しても同様の結果が得られた。

4. 考察

スパイラルピッチを変化させてもSSPおよびMPR画像のSSPの半値幅に変化がないことから、AAIを用いることで、ガントリ傾斜させた場合でも、スパイラルピッチに関係なく実効スライス厚が一定であることが確認された。また、サンプリング密度の違いによる補正誤差の関与の仕方は違うと考えられるが、再構成画像に与える影響は同等と考えられた。これは、患者の状態、スキャン範囲などに合わせてスパイラルピッチを柔軟に設定できることを示している。

次に、ガントリ傾斜によるMPR画像への影響に関しては、X軸、Y軸、Z軸ともに空間分解能の劣化が認

められた。その原因としてガントリ傾斜補正誤差が考えられるが、ガントリ傾斜補正はY軸、Z軸方向にしか行っておらず、X軸方向に関しては補正誤差は起こらない。また、SDCTにおけるspiral scanではガントリ傾斜させてもX軸方向の分解能は変化しないと報告されている^{1,2)}。しかし今回、axial画像の面内分解能において、X軸方向に関してもMTFの劣化が認められている。ここでSDCTとMDCTとの違いを考えると、Z軸方向の検出器の数である。ガントリ傾斜がない場合、スキャン位置と管球位置が同じであれば各検出器における実データは同一である。しかし、ガントリ傾斜させることにより検出器各列のスキャン中心がずれるために検出器ごとの実データが異なることになる(例えば、スライスコリメーション4×1.0mm ガントリ傾斜25°の場合、検出器1と検出器4ではスキャン中心が約1.4mm変位することになる)(Fig. 11)。このため再構成された画像の面内空間分解能に劣化が生じたものとする。これは、X、Y、Z軸すべての方向で起

こると考えられ、Y、Z軸にも同様に空間分解能の劣化が認められると考えられる。本研究においても、ガントリ傾斜することによりすべての方向ともに、同等の空間分解能の劣化が認められ、上記原因に起因すると考えられた。ガントリ傾斜補正がない場合Y、Z軸方向の空間分解能の劣化はX軸方向より大きいと考えられ、ガントリ傾斜補正の有用性が示唆された。

5. 結 語

今回のSSP測定はMPR画像のプロファイルカーブを用いて行ったため、MPR画像作成時の誤差やプロファイルカーブをとるときの測定誤差が含まれるが、ガ

ントリ傾斜補正することで若干の空間分解能の低下が起こることが確認できた。また、これまではガントリ傾斜スキャン補正がなかったため、ポジショニングを工夫することで義歯、体内金属などのアーチファクトを避けていた。そのため患者への負担が大きくなり、体動を誘発する原因にもなっていた。しかし、ガントリ傾斜補正が可能になったことにより、患者への負担なしでアーチファクトを軽減することができるようになり、非常に有用であると考ええる。

なお、この研究の要旨は第29回日本放射線技術学会秋季学術大会(名古屋)にて発表した。

参考文献

- 1) 河野博文, 鈴木 徹, 松浦 茂, 他: ヘリカルCTにおけるガントリ傾斜の影響 垂直方向に生じる不鋭. 日放技誌, 48(4), 608-613, (2001).
- 2) 河野博文, 鈴木 徹, 松浦 茂, 他: ヘリカルCTにおけるガントリ傾斜の影響 一次元フィルタの有用性. 日放技誌, 48(5), 687-692, (2001).
- 3) 白石順二, 花岡信子, 宇都宮あかね, 他: CT検査におけるガントリ傾斜角度の影響. 日放技学誌, 53(1), 19-24, (1997).
- 4) 藤井健二, 辻岡勝美, 井田義宏, 他: X線CT装置のMPR表示における表示角度と空間分解能の関係. 日本放射線技術学会第56回総合学術大会, 横浜, 一般研究発表後抄録, 70, (2000).
- 5) 辻岡勝美, 井田義宏, 鈴木厚次, 他: ヘリカルCTにおける簡易SSP測定法. 日本放射線技術学会第56回総合学術大会, 横浜, 一般研究発表後抄録, 73, (2000).
- 6) 村田勝俊: シーメンスのマルチスライスCT—SOMATOM Volume Zoom—. 日放技学誌, 56(12), 1406-1410, (2000).
- 7) 原 孝則, 加藤秀紀, 秋山充年, 他: multi-slice CT (MSCT)における面内空間分解能の基礎的検討. 日放技学誌, 58(4), 473-478, (2002).
- 8) 勝田昭一, 花井耕造, 国井岳夫, 他: ヘリカルCTにおけるスライス感度プロファイルの撮像領域内位置依存性. 日放技学誌, 55(11), 1109-1114, (1999).
- 9) 辻岡勝美, 井田義宏, 高橋康方, 他: マルチスライスCTの基礎的検討(第6報)FOV上の任意点におけるSlice Sensitive Profile. 日本放射線技術学会第56回総合学術大会, 横浜, 一般研究発表後抄録, 68, (2000).

図表の説明

- Fig. 1 ガントリ傾斜が検出器に及ぼす影響
 (a) ガントリ傾斜なし
 (b) ガントリ傾斜あり
- Fig. 2 ガントリ傾斜補正
 (a) Y軸方向
 (b) Z軸方向
- Fig. 3 ガントリ傾斜補正
 (a) 正確なガントリ傾斜補正
 (b) ガントリ傾斜補正誤差(オーバーラップ)
 (c) ガントリ傾斜補正誤差(ギャップ)
- Fig. 4 X-Y平面のSSPを測定するときに使用するMPR画像
 coronalからsagittalへ10°ごとに作成し、それぞれの画像のhorizontal方向のprofileよりSSPを求める。
- Fig. 5 微小球体配置位置
- Fig. 6 ガントリ傾斜をつけたときのSSPz
- Fig. 7 Y-Z平面におけるスパイラルピッチとFWHMの関係(スキャン中心)
 0: Y軸方向のSSPの半値幅 90: Z軸方向のSSPの半値幅
- Fig. 8 Y-Z平面におけるガントリ傾斜とFWHMの関係
 0: Y軸方向のSSPの半値幅 90: Z軸方向のSSPの半値幅
- Fig. 9 Y-Z平面における被写体位置とFWHMの関係(Y軸方向に15cm変位)
 0: Y軸方向のSSPの半値幅 90: Z軸方向のSSPの半値幅
- Fig. 10 axial面内のX軸方向のMTF
- Fig. 11 ガントリ傾斜により各検出器のスキャン中心からずれたために起こる実データの相違
- Table X-Y平面における被写体位置とFWHM, FWTMとの関係
 0: X軸方向のSSPの半値幅, 1/10幅 90: Y軸方向のSSPの半値幅, 1/10幅