原 著

マイクロディスク法による Multi-slice Spiral CTの体軸方向のMTF測定 —ビーズ法との比較と幾何学的な影響に関する検討—

原 孝則^{1, 3)}・津坂昌利²⁾・桜井直之³⁾論文受付
2003年4月9日論文受理
2003年7月15日

Code No. 251

1)名古屋大学大学院医学系研究科医療技術学専攻
2)名古屋大学医学部保健学科
3)総合病院中津川市民病院診療部放射線技術科

緒 言

デルタ関数の入力によるcomputed tomography(以下, CT)のsection sensitive profiles(以下, SSP)の測定方法および評価は, これまで国内外において多数報告されている¹⁻⁶⁾. single-slice spiral/helical CT(以下, SSCT)の普及に伴い, 本邦では1997年に花井ら⁷⁾によ

って一般医療施設における汎用性の高い簡便な測定方法としてビーズ法が推奨された. multi-slice spiral/helical CT(以下, MSCT)⁸⁻¹⁰⁾が普及した近年も, これまでと同様に, ビーズ法を用いてスライス厚や体軸方向の空間分解能の評価が行われている.

modulation transfer function(MTF)によってCTの体

Measurement of Modulation Transfer Function in Z-axis for Multi-slice Spiral CT Using the Micro-disk Method: Comparison with the Bead Method and Examination of Geometric Influence

TAKANORI HARA,^{1, 3)} MASATOSHI TSUZAKA,²⁾ and NAOYUKI SAKURAI³⁾

1)Master Course in Radiological and Medical Laboratory Sciences, Nagoya University Graduate School of Medicine

2)School of Health Sciences, Nagoya University

3)Department of Radiology, Nakatsugawa Municipal General Hospital

Received April 9, 2003; Revision accepted July 15, 2003; Code No. 251

Summary

Many methods of measuring the section-sensitive profile (SSP) of computed tomography (CT) by the input of a delta function have been reported. In Japan, the bead method is used as a common measurement because of the high flexibility of the multi-purpose method. However, the intensity of the response of the bead method tends to decline, creating a relatively large error in the base of section-sensitive profiles. A problem is considered to be the accuracy of measurement in evaluating spatial resolution along the z-axis in multi-slice spiral/helical CT (MSCT). We therefore evaluated the modulation transfer function (MTF) by conducting research with the micro-disk method (100 μm thickness and 1.0 mm ϕ diameter) and the bead method (1.0 mm ϕ diameter) for the same input width. Moreover, in the micro-disk method, we also examined alignment, circular region of interest (ROI), and the energy characteristic. Our comparison of MTFs obtained by the micro-disk method and the bead method showed that the former resulted in a higher value and lower standard deviation. The difference was significant at $p < 0.01$. Measurement using the micro-disk method did not show significant differences in terms of alignment and ROIs. Moreover, the energy characteristic was not indicated. This research demonstrated that the accuracy of MTF measurement with the micro-disk method was greater than that with the bead method, and it was found that there was no influence on the actual measurement level of the geometric structure with the micro-disk method.

Key words: Modulation transfer function (MTF), Multi-slice spiral computed tomography (MSCT), Computed tomography, Micro-disk method, Section sensitivity profile (SSP)

別刷資料請求先: 〒508-0011 岐阜県中津川市駒場1522-1
総合病院中津川市民病院診療部放射線技術科 原 孝則 宛

軸方向の空間分解能を評価する方法は、体軸方向に対して単位インパルス(デルタ関数)の入力を有するファントムを撮像し、SSPをフーリエ変換して求めるのが一般的である。しかしMSCTではSSPの裾野およびベース部分のCT値が、これまでSSCTではあまり問題とらなかった誤差要素によって、SSPの形状自体に影響する^{11~13)}。これには、検出器の多列化に伴うdetector pitchのサンプリングロケーションにおける感度差(検出器自身の感度差とも関係する)、ファントムを支持するアクリル(円柱)物質等の内部不均一性、そして新しいフィルタリング再構成補間法などが原因として考えられる。したがって、MSCTの体軸方向分解能をMTFとして正確に評価するには、①得られたSSPの裾野に対してアクリル等の支持物質の変動誤差等を何らかの方法で考慮したうえで指数関数により外挿処理するか、または②デルタ入力信号強度を裾野の値の変化に対して十分高く保ち、変動誤差を無視可能なレベルにして外挿処理することが必要である。

そこで本論文ではビーズ法とコイン法においてコイン構造を小さく改良した②に相当する手法として新しいファントム法(以下、マイクロディスク法)を用いて、各条件下における測定精度をMTFにて評価し、マイクロディスク法の一般医療施設における体軸方向のMTF測定手法としての現実的な有効性を検討したので報告する。

1. 使用機器と撮像条件

・MSCT装置：SOMATOM Plus4 Volume Zoom 4列(SIEMENS社製)

・体軸方向空間分解能ファントム：

1) マイクロディスクファントム(旭日計測社製)

ディスク部： $\phi 1.0\text{mm}$ ， $100\mu\text{m}$ 厚，材質：Pt

2) ビーズファントム(旭日計測社製)

ビーズ部： $\phi 100\mu\text{m}$ ，材質：Pb

体軸方向空間分解能ファントムであるマイクロディスク法とビーズ法の仕様、および支持装置に取り付けた概観をFig. 1に示す。

体軸方向空間分解能ファントムは撮像領域内における位置依存性¹⁴⁾を避けるためFOV中央に配置した。ビーズ法では『ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告』⁷⁾に準拠し、マイクロディスク法はディスク面をXY平面に対して平行(0度)となるようにアライメントを正確に調整した。

撮像条件は方法2-1-1、2-1-2、2-1-3において120kV、100Eff.mAs、rot.time 1.0sec/rot、slice collimation $4\times 1.0\text{mm}$ として測定した。画像の再構成は腹部標準関数(B30f)、FOV 50mm(1pixel=0.098mm $\div$ 0.1mm)、再構成スライス厚、再構成間隔はそれぞれ

Fig. 1 Schema of the phantom (micro-disk method and bead method) used for research and phantom support equipment.

A: Minute drive dial, B: distance gauge, C: phantom main part.

1.0mm、0.1mmである。

2. 方法

2-1 MTFの評価

2-1-1 体軸方向分解能ファントムのPitchによる影響

測定領域としてマイクロディスク法ではregion of interest (ROI)を約25pixels(0.5 $\times$ 0.5mm²)、ビーズ法のROIは外接しない限界⁷⁾の約1000pixels(3.1 $\times$ 3.1mm²)とした。detector pitch(以下、Pitch)3.0、6.0についてそれぞれ5回測定し、体軸方向分解能ファントムのPitchによる影響を評価した。

2-1-2 マイクロディスク法のアライメントによる影響

マイクロディスクファントムのアライメントをXY平面に対して0度と2.5度傾けた場合のトポグラム側面像をFig. 2に示す。これよりディスク面が0度と2.5度傾いた場合のアライメントによる影響を調べた。ROIは約25pixels(0.5 $\times$ 0.5mm²)として、Pitch 3.0、6.0についてそれぞれ5回測定して評価した。

Fig. 2 Side image of the topogram (survey radiograph) at 0 degree and 2.5 degrees to the X-Y plane in alignment of a micro-disk phantom.

2-1-3 アライメント不良時のROIの大きさによる影響

マイクロディスク法を含むコイン法は、アライメント不良時の傾斜角度と、設定するROIの直径(大きさ)との関係により、計算上実効的な入力幅が広がる。これを確認するために、XY平面に対してアライメントを2.5度傾け、設定するROIの大きさをディスク中央より基準の約25pixels (0.5×0.5mm²)と、像に内接する限界の約400pixels (2.0×2.0mm²)に変化させてアライメント不良時のROIの大きさによる影響を調べた。これをPitch 3.0, 6.0についてそれぞれ5回測定して評価した。

2-2 測定管電圧による影響

マイクロディスクファントムを撮像領域内の中央に寝台の移動と独立させ配置した。ファントム支持装置に取り付けられたダイヤル(Fig. 1, 写真のB)を手動で操作し、マイクロディスクファントムをcollimation幅の1/10 (0.1mm)に微小移動させてデータを取得した。これにより、slice collimation 4×1.0mmのノンスパイラルスキャンにおけるSSPの形状を、本CT装置にて得られる最低の管電圧80kVについて視覚的に形状を評価した。他の撮像条件は100Eff.mAs, rot.time 1.0sec/rot, 100Eff.mAs, 腹部標準関数(B30f)である。

なお、Eff.mAs¹⁵⁾は下式により定義される。

$$\text{Eff.mAs} = 4 \cdot \text{mA} \cdot \text{rot.time} / \text{Pitch}$$

(mA: 管電流, rot.time: 回転時間, Pitch: detector pitch)

3. 体軸方向空間分解能ファントムのROIの設定方法とMTF解析

3-1 ROIの設定方法(Fig. 3)

①各撮像条件で得たSSPのプロファイルピークを示すCT画像をあらかじめ求め、そのXY平面における像

(応答)の中心を通過するプロファイル(1ライン)を得た。②次にビーズ法はプロファイル(1ライン)より、そのベースレベルの幅にわずかに接しないROI(本研究では約1000pixels)、マイクロディスク法はプロファイルより、そのピークCT値に対して約95%CT値となるROI(本研究では約25pixels)を決定した。③ビーズ像、マイクロディスク像を中心にROIを再設定しMSCT装置上でCT値を実測してSSPを得た(Fig. 4)。

3-2 MTF解析

CRT上のROIより得られる連続したCT値を正規化してSSPを得る。上記の条件下において得られたSSPをフーリエ変換によりMTFを計算して統計的に処理をした。

4. 結果

4-1 体軸方向分解能ファントムのPitchによる影響

デルタ入力として、入力信号が同じ100μmの両手法(マイクロディスク法、ビーズ法)において、ビーズ法に比べてマイクロディスク法によるMTFは中空間周波数領域にて高い値を示し、標準偏差も小さかった。Fig. 5においてマイクロディスク法でのMTFはPitchによる差を認めなかった。一方、ビーズ法ではPitch 6.0の方がPitch 3.0より特に中空間周波数領域において低値となり、その標準偏差も大きかった。マイクロディスク法とビーズ法より得られたMTFは1%水準で有意差が認められた(Table)。

4-2 マイクロディスク法のアライメントによる影響

Fig. 2に示すようにマイクロディスク法にてディスク面をXY平面に対して0度と2.5度傾けた場合のMTFは重なり、変化はみられなかった。これはPitchが3.0, 6.0においても同様であった。Fig. 6においてMTFは1%水準でファントムアライメントによる影響は認められなかった。

Fig. 3 Setup of circular region of interest (ROI) in the micro-disk method (a) and bead method (b). Theoretically, with the bead method, setup of the ROI must surround the image of a bead. However, with the micro-disk method, since the setup of the ROI is possible inside, the CT-value of the response is higher than in the bead method.

Fig. 4 Section sensitivity profiles. Example of detector pitch 3.0. The micro-disk method and bead method were used for measurement. (a) Micro-disk method. (b) Bead method.

Fig. 5 Modulation transfer function (MTF) obtained by the bead method and micro-disk method. Solid line shows the micro-disk method, and dashed line shows the bead method. MTF was obtained from the Fourier transform of section sensitivity profiles and shows a significant difference in two kinds of method. (a) Detector pitch 3.0. (b) Detector pitch 6.0.

Table Comparison of modulation transfer functions acquired by the bead method and micro-disk method with the same input width of 100 μm .

Detector Pitch	(cycles/mm)	Bead (Pb)	0deg.Disk 25pixels (Pt)
*3.0	0.1	0.958 $\pm$ 0.001	0.961 $\pm$ 0.001
	0.2	0.844 $\pm$ 0.006	0.855 $\pm$ 0.006
	0.3	0.688 $\pm$ 0.011	0.709 $\pm$ 0.007
	0.4	0.524 $\pm$ 0.014	0.545 $\pm$ 0.007
	0.5	0.375 $\pm$ 0.015	0.391 $\pm$ 0.007
	0.6	0.252 $\pm$ 0.012	0.260 $\pm$ 0.004
	0.7	0.154 $\pm$ 0.007	0.157 $\pm$ 0.002
	0.8	0.082 $\pm$ 0.002	0.082 $\pm$ 0.002
	0.9	0.033 $\pm$ 0.003	0.034 $\pm$ 0.001
**6.0	1.0	0.008 $\pm$ 0.002	0.010 $\pm$ 0.002
	0.1	0.956 $\pm$ 0.003	0.962 $\pm$ 0.002
	0.2	0.838 $\pm$ 0.010	0.858 $\pm$ 0.009
	0.3	0.678 $\pm$ 0.015	0.711 $\pm$ 0.009
	0.4	0.513 $\pm$ 0.018	0.549 $\pm$ 0.011
	0.5	0.364 $\pm$ 0.017	0.392 $\pm$ 0.010
	0.6	0.245 $\pm$ 0.018	0.262 $\pm$ 0.011
	0.7	0.151 $\pm$ 0.015	0.156 $\pm$ 0.008
	0.8	0.082 $\pm$ 0.009	0.081 $\pm$ 0.006
	0.9	0.036 $\pm$ 0.006	0.034 $\pm$ 0.003
	1.0	0.013 $\pm$ 0.003	0.010 $\pm$ 0.001

*p=0.00568 **p=0.00876

Fig. 6 Modulation transfer function (MTF) of a case in which the micro disk was inclined. Solid line shows 2.5 degrees, and dashed line shows 0 degrees. MTF measured at a different angle is mostly overlapping.

(a) Detector pitch 3.0.

(b) Detector pitch 6.0.

4-3 アライメント不良時のROIの大きさによる影響

マイクロディスク法にてディスク面をXY平面に対して2.5度傾け、かつ、設定するROIの大きさを約25pixelsと約400pixelsと設けた場合のMTFは重なり、これはPitchが3.0, 6.0においても同様であった。Fig. 7においてMTFは1%水準でROIの大きさによる影響は認められなかった。

4-4 測定管電圧による影響

Fig. 8のrow1からrow4は各検出器のSSPを示す。

row1, row4の外側は中央のrow2, row3と比較して検出器前面のコリメータの制御でマイクロディスクからの半影が抑えられ、急峻な応答となっている¹²⁾。またcollimationごとに観察されるSSPは管電圧が最低の80kVにおいても、顕著な変形¹⁾を認めなかった。

5. 考 察

デルタ関数によるspiral/helical CTの体軸方向の空間分解能測定理論は、入力信号である単位インパルスが持つ一様の信号情報成分が、撮像条件によってSSPと

Fig. 7 Modulation transfer function (MTF) according to difference in size of circular region of interest (ROI) (micro disk is tilted 2.5 degrees). Solid line shows ROI of about 25pixels, and dashed line shows ROI of about 400 pixels. MTF measured at a different ROI is mostly overlapping.

(a) Detector pitch 3.0.

(b) Detector pitch 6.0.

して変化した場合に、その信号情報成分がどの程度減衰したかを測定することで評価される。したがって理論的には入力信号の強度はMTFに影響しない。しかし実験系では入力信号である単位インパルスのベース部分にモダリティ固有のノイズ等が誤差として存在するので、測定の実験的な忠実性を高めるうえでS/N (signal to noise) 比を高めることが重要である。

本研究で比較した両手法におけるファントムの入力幅は公称値 $100\mu\text{m}$ と同じである。しかしビーズにて得られる実測のCT値はマイクロディスク ($\phi 1.0\text{mm}$, ROI: 約25pixels) の1/5程度と低いため、正規化後のSSPはマイクロディスク法と比較するとアクリル円柱内のベース変動が相対的に強く現れる。この変動による誤差によって、出力信号であるSSPのボケ具合を示す裾野のわずかな応答変化が変動誤差のなかに埋もれてしまうため、SSPをフーリエ変換して得られるMTFは中空間周波数領域に低下を認める。更に、Pitchのサンプリングロケーションにおける感度差(検出器自身の感度差とも関係する)により、Pitch 3.0とPitch 6.0でも若干異なるMTFの測定値となったと考える。この点に関してマイクロディスク法は、入力信号のS/N比がビーズ法よりも遥かに高い(ROI: 25pixelsにて約1250HU)ため理論的な忠実性がビーズ法より良くなり、裾野は実際のボケ具合をビーズ法よりも忠実に表現可能である。したがって、外挿する過程でその誤差を無視可能なレベルとして扱いやすく、MTFは精度・再現性とも良好な測定値となったと考えられた。

マイクロディスク法($\phi 1.0\text{mm}$)による評価法を一般医療施設における現実的な手法とし取り入れるには実験系において①理論的(構造的)問題、②測定時の問題点をおおむねクリアする必要がある。

①『理論的(構造的)問題点』は現行のコイン法($\phi 10\sim 40\text{mm}$)と同様にファンビームのX線束による焦点から見た形状に対する影響(変化)と線質(実効エネルギー)

Fig. 8 Section sensitivity profiles on z-axis for non-spiral computed tomography scanning using the micro-disk method (slice collimation $4\times 1.0\text{ mm}$). The micro disk feed distance per 360° revolution of the gantry is $100\mu\text{m}$.

の影響である。

形状の変化に関しては、今日の一般的なCT装置の名目の焦点サイズが $0.5\sim 2.0\text{mm}$ 程度¹⁶⁾との報告より、今回のコイン構造を小さく改良した新しいマイクロディスクは $\phi 1.0\text{mm}$ であり、焦点に対する見かけの形状変化を考慮した大きさと考える。また線質は名目の出力管電圧が同じでも、X線管の前面にあるフィルタ厚(材質)により実効エネルギーが変化するため厳密には半価層等により、その影響を検討する必要がある。しかしFig. 8に示すように管電圧80kVの実験結果で、ノンスパイラル(ヘリカル)のSSPの頂点付近に顕著な変化を認めなかった。管電圧80kVでは120~140kVに比べて光電吸収の割合が大きく、線減弱係数が大きい。これより、他のCT機種を含め、一般的に臨床で使用する管電圧120kV, 135kV, 140kVではコンプトン散乱の割合が増えることから、上記の影響は更に少なく問題ないと考えられる。

②『測定時の問題点』は焦点から見た形状と関連して測定時マイクロディスクのアライメント(傾き)の影響である。本研究では、視覚的に十分に認識できる傾きとして、2.5度傾斜させてMTFを評価した。これはアライメント調整に際して肉眼で傾斜していると確認でき、実際は起こりえないと思われる角度であるが、MTF測定結果には有意差は認められなかった。これは結果4-3に示すようにROIの大きさを変えても同様であった。計算上、 $\phi 1.0\text{mm}$ 、 $100\mu\text{m}$ 厚のディスクを2.5度傾けた場合、ROIを約25pixels ($0.5\times 0.5\text{mm}^2$)、400pixels ($2.0\times 2.0\text{mm}^2$)に設定すると、焦点から見た直下のディスクの入力幅は $120\mu\text{m}$ 、 $190\mu\text{m}$ 程度となる。デルタ関数のMTFは1.0とされるが、これは理論値であり、実験系ではファントムが入力信号となるので、その入力信号幅(矩形波)より得られるMTFに影響され測定値を得ている。

ここで、入力信号となる矩形波自体のMTFの影響を比較するために、CT装置にて設定可能な最小の再構成間隔を $100\mu\text{m}$ (一定)を基準とし、シミュレーションにて 1.0cycles/mm までのMTFを求め、各周波数における値の積分計算より、理論値からの情報の低下割合(誤差)を比較した(Fig. 9)。この時、理論値に対する実験系のMTFにおいて、入力矩形波の幅が $100\mu\text{m}$ (評価スライス厚の1/10)では5%程度、 $200\mu\text{m}$ (評価スライス厚の1/5)では6.5%程度、 $300\mu\text{m}$ (評価スライス厚の1/3.3)では9%程度の情報の低下割合が誤差としてあることが分かる。また、実際はCT装置において設定不可能である $50\mu\text{m}$ を再構成間隔とすると、入力矩形波 $100\mu\text{m}$ における誤差は3%程度と低減される。

ここで重要なのは入力矩形波の幅が $100\mu\text{m}$ から $200\mu\text{m}$ に厚くなることによる情報量の差(誤差)は1.5%程度とわずかであることである。これは周波数空間に伝達される情報量が被写体(入力矩形波)に対する再構成間隔に依存^{17, 18)}するためである。したがって、入力矩形波の幅 $100\mu\text{m}$ に対して再構成間隔が一定の $100\mu\text{m}$ では矩形波の持つ情報量をMTFに十分に反映できないことでこのような結果となる。つまり、CT装置は設定可能な最小の再構成間隔が $100\mu\text{m}$ なので、アライメント不良等により入力幅が $200\mu\text{m}$ と2倍程度となっても、傾かない場合と比較して誤差は計算上わずかで、なおかつ実効焦点サイズと焦点に対する見かけの形状があまり変化しないことも関係して、MTFに有意差が認められなかったと考えられた。

これより25pixels ($0.5\times 0.5\text{mm}^2$)程度のROIを基準とした場合、 $190\mu\text{m}$ 程度(400pixelsのROIにてディスク

Fig. 9 Comparison of modulation transfer function (MTF) of an input rectangular wave by simulation. MTF depends on the width of the input rectangular wave and reconstruction increment in computed tomography.

を2.5度傾けて得られる実効的な入力幅と同程度)を仮定すると、ディスクの傾きは単純計算より約10度となるが、この実験系におけるMTF測定は何ら問題がないことになる。しかし、影響が少ないとはいえ、測定の忠実性を高めるうえでアライメント調整とS/N比の確保は基本的な測定手順として重要であり、注意深く行うことはいうまでもない。

また、設定するROIをより小さくすることでS/N比は良好となるがSSPを中心の1pixelsで測定することは問題であると考えられる。これはX線管と検出器が回転するCT装置のスキャン特性より、XY平面において回転中心の精度が不明確であることによる。

6. 結 語

マイクロディスク法による測定はデルタ入力信号の強度が遥かに大きいためS/N比を高く保持できる。したがって、MTF評価(測定)において誤差要因となるSSPのベース部分の変動による影響を無視できる程度に抑えることが可能となる。また、マイクロディスクの幾何学的構造による測定時のアライメントの影響は実測において無視できるレベルであった。

以上より、マイクロディスク法は測定の手技が容易で再現性も良く、一般医療施設においてMTFを精度良く評価する簡便な測定方法である。

謝 辞

本実験を行うにあたりファントムをお借りし、ご教示いただいた名古屋市立大学病院中央放射線部市川勝弘先生に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) Polacin A, Kalender WA, and Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT, *Radiology*, 185, 29-35, (1992).
- 2) Polacin A, Kalender WA, and Brink J, et al.: Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys*, 21(1), 133-140, (1994).
- 3) Kalender WA, Polacin A, and Suss C: A comparison of conventional and spiral CT: An experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr*, 18(2), 167-176, (1994).
- 4) 白石順二, 津田和良: CTにおけるスライス厚の測定: partial volume effectを用いた測定法. *日放技学誌*, 46(1), 29-34, (1990).
- 5) 辻岡勝美: ヘリカルCTシステムの技術的問題点: 性能評価と実際の運用. *日放技学誌*, 52(3), 389-396, (1996).
- 6) 馬場 仁, 広渡 諭, 西村弘幸, 他: X線CTにおけるスライス感度分布の測定: エアギャップを用いた方法. *日放技学誌*, 53(4), 437-442, (1997).
- 7) 花井耕造, 石田智広, 井田義宏, 他: ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告. *日放技学誌*, 53(11), 1714-1732, (1997).
- 8) Schaller S, Flohr T, Klingenstein K, et al.: Spiral Interpolation Algorithm for Multislice Spiral CT-Part I: Theory. *IEEE Trans Med Imag*, 19(9), 822-834, (2000).
- 9) Hu H: Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med Phys*, 26(1), 5-18, (1999).
- 10) Taguchi K, and Aradate H: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys*, 25(4), 550-561, (1998).
- 11) Wang G, and Vannier MW: The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. *Med Phys*, 26(12), 2648-2653, (1999).
- 12) 原 孝則, 加藤秀記, 青木 力, 他: 不均等型検出器を有するmulti-slice CTのSSPと画像ノイズの基礎的検討. *日放技学誌*, 56(12), 1454-1460, (2000).
- 13) Fuchs T, Krause J, Schaller S, et al.: Spiral Interpolation Algorithms for Multislice Spiral CT-Part II: Measurement and Evaluation of Slice Sensitivity Profiles and Noise at a Clinical Multislice System. *IEEE Trans Med Imag*, 19(9), 835-847, (2000).
- 14) 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).
- 15) 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).
- 16) Kalender WA: *Computed Tomography*. Publicis MCD Verlag, Germany, (2000).
- 17) Wang G, Vannier MW: Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography-analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. *Med Phys*, 21(3), 429-433, (1994).
- 18) 市川勝弘: 空間分解能 現象と物理特性の密接な関係. *INNERVISION*, 13(12), 20-23, (1998).

図表の説明

- Fig. 1 研究に用いたファントム(マイクロディスク法とビーズ法)の模式図とファントム支持装置
A: 微小駆動ダイヤル, B: 距離ゲージ, C: ファントム本体
- Fig. 2 マイクロディスクファントムのアライメントをXY平面に対して0度(平行)と2.5度傾けた場合のトポグラムの側面像
- Fig. 3 マイクロディスク法(a)とビーズ法(b)におけるROIの設定方法
理論的にビーズ法ではROIの設定はビーズ像を接しない程度で囲まなければならない。しかしながらマイクロディスク法では内部にROIの設定が可能であるためビーズ法よりも高いレスポンスのCT値が得られる。
- Fig. 4 SSP. 測定にマイクロディスク法とビーズ法を用いた場合の一例 detector pitch 3.0
(a) micro disk method, (b) bead method
- Fig. 5 ビーズ法とマイクロディスク法により得られたMTF
実線はマイクロディスク法, 破線はビーズ法. MTFはSSPをフーリエ変換して得ており, 両手法は有意差を認める。
(a) detector pitch 3.0, (b) detector pitch 6.0
- Fig. 6 マイクロディスクが傾いた場合のMTF
実線は0度, 破線は2.5度を示し, 異なる角度で測定されたMTFはおおむね重なっている。
(a) detector pitch 3.0, (b) detector pitch 6.0
- Fig. 7 ROIの大きさの違いによるMTF(マイクロディスクを2.5度傾けた場合)。実線はROI: 約25pixels, 破線はROI: 約400pixels。
異なるROIで測定されたMTFはおおむね重なっている。
(a) detector pitch 3.0, (b) detector pitch 6.0
- Fig. 8 マイクロディスク法によるノンスパイラルスキャンのSSP(slice collimation 4×1.0mm)。ガントリー一回転あたりのディスクの移動距離は100μm。
- Fig. 9 シミュレーションによる入力矩形波のMTF比較
MTFは入力矩形波の幅とCTの再構成間隔に依存する。
- Table 同じ入力幅を有するビーズ法とマイクロディスク法にて得られたMTF値の比較