

原 著

CTにおける金属ワイヤによるMTFの測定法

市川勝弘・原 孝則¹⁾・丹羽伸次¹⁾・大橋一也²⁾

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻
 1)総合病院中津川市民病院放射線技術科
 2)名古屋市立大学病院 中央放射線部

論文受付
2007年10月15日論文受理
2008年3月25日Code Nos. 251
522

緒 言

Computed tomography (CT) における撮像パラメータの設定は、マルチスライスCTの登場によりディテクタコリメーション幅とピッチの関係など、より複雑化している。したがって、その設定のいかんによっては画質が大きく変化することから、画質評価は重要であり、的確な評価手法の選択も重要である。この評価項目のなかで、解像特性は重要な因子の一つであり、その特性を正確に測定する意義は大きい。過去に発表された性能評価ガイドラインでは、解像特性の評価は、ワイヤーファントムによって modulation transfer function (MTF) を求める定量的手法(ワイヤ法)、もし

くは高コントラスト分解能測定用ファントムの視覚評価による簡便な方法が推奨されている^{1,2)}。高コントラスト分解能測定用ファントムは、視覚評価に頼るため、評価に個人差が出ることで、識別できる最小径の情報しか得られず、中間の周波数帯を評価することが困難であることから、解像特性を正確に評価することが困難である。よって、撮像パラメータの検討などのためのより正確で定量的な測定のためには、ワイヤ法を用いることになる。このワイヤ法は、ごく細い径の金属ワイヤをスライス面と垂直に配置し、その撮像により得た画像からMTFを測定する方法である。金属ワイヤは、スライス面において、ごく小さな点像(二次

Method of Measuring Modulation Transfer Function Using Metal Wire in Computed Tomography

Katsuhiko Ichikawa, Takanori Hara,¹⁾ Shinji Niwa,¹⁾ and Kazuya Ohashi,²⁾

Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

1)Department of Radiology, Nakatsugawa Municipal General Hospital

2)Central Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

Received Oct. 15, 2007; Revision accepted March 25, 2008; Code Nos. 251, 522

Summary

The current scanning parameters for computed tomography (CT) such as multi-detector row CT are becoming more complicated, and there are many cases in which the selected parameters directly affect image quality. Therefore, to evaluate the effectiveness and validity of the selected parameter, quantitative image quality evaluations are indispensable. Among the items of evaluation, modulation transfer function (MTF) is one of the most important in evaluating the resolution property. Several guidelines for performance evaluation for CT have been reported since the era of early CT diffusion. In those guidelines, it is recommended that the resolution property needs to be measured by the wire method, in which a phantom designed to support a thin metal wire along an axis perpendicular to the slice plane is used. However, the academic papers describing the wire method are so old that the detailed methodology corresponding to currently available CT specifications cannot be conducted. However, the fundamental principles are still effective. In this study, we examined the calculation method, phantom design and allocation, wire material, and other factors suitable for current CT specifications, and derived some recommendations from them.

Key words: computed tomography (CT), modulation transfer function (MTF), resolution, wire phantom

別刷資料請求先：〒920-0942

金沢市小立野5-11-80

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 市川勝弘 宛

元インパルス)として扱うことができ、この点像がCTシステムによってボケを受けて、ある広がりを持つ point spread function (PSF)を表す画像となる。そしてこのPSFからMTFが算出可能である^{1,3~5)}。しかし、このワイヤ法について述べた論文は、数少ないだけでなく、非常に古い時代のものしかなく^{3~5)}、理論は現在でも適用できるものの、現在のCT装置において、正確に測定するための具体的な手技や測定精度への影響因子などをそれらの報告から導き出すことは不可能である。そこでわれわれは、現在のCT装置に対応したワイヤ法における撮像方法、データ処理法などについて検討した。その結果、いくつかの制限事項や測定精度への影響が明らかとなった。本論文では、その研究成果を報告する。

1. 方法および結果

1-1 ワイヤファントムの撮像

CT装置は、4DAS (data acquisition system)のマルチスライスCT装置、SOMATOM Volume Zoom(シーメンス旭メディテック社)を用い、自作ワイヤファントムは、樹脂製の円柱状容器の中心に金属ワイヤを張った構造とし、基本的に内部は水で満たした。ワイヤが体軸方向に正確に平行となっていることは、2方向の位置決め用のスキャン画像を用いて、ディスプレイ上に表示した垂直と水平のラインと合わせて視覚的に確認した。撮像条件は、管電圧=120kV、管電流=200mA、回転速度=0.5sec/rotationとした。再構成に用いたフィルタ関数は、基本を腹部標準のB30とし、必要に応じて高解像度用のB60も用いた。エリアシング誤差を防ぐためにdisplay field of view (DFOV)=50mmにて十分に拡大再構成した画像からMTFを求めた⁴⁾。よって測定されるMTFは、ディスプレイ部のMTFを含まない。

1-2 線形性の考慮

MTFの測定はシステムが線形であることが必須の条件であり、非線形な要素を含む場合は、その非線形な特性を用いて線形に戻す処理を加える。しかし、非線形な要素の前後にMTFに影響する因子が存在する場合は、線形に戻す処置は有効ではなく、信号レベルによってMTF測定値が変化してしまう。このようなシステムの解像特性の評価においてMTFを利用することは適切ではないが、低コントラストな信号を用いて疑似線形状態を確保して測定を行うことでMTFの適用を可能とする⁶⁾。CTにおいては、MTFに大きく影響する因子に検出器、アナログ信号の伝達系、再構成フィルタ関数(フィルタ関数)がある。そして、アナログ電気信号伝達系の後に、非線形処理である対数変換処理が施

されるため、CTにおいては疑似線形による測定を行う必要がある。しかし、CT装置は本来、微小な吸収係数の差を画像化するものであり、CT値=0である水とCT値=1000の物体であっても吸収係数にして2倍の違いしかない。MTFの測定においては、高吸収な金属ワイヤを用いるものの、その径は0.2mm以下であり、水で満たされたファントム内に固定された状態の投影データは検出器のアパーチャ効果と120kVという高い管電圧により、低コントラストとなる。したがって、ごく細い金属ワイヤによって疑似線形状態を確保しての測定が可能であり³⁾、よって、測定のためにCT値そのものを用いることも可能である。本研究におけるファントム径、ワイヤ周囲の物質およびワイヤ径の実験項目は、それぞれ投影データのコントラストに関係するため、MTFの一致をみることで疑似線形状態の確認を行った。

1-3 検討項目

本研究における検討項目は以下の5項目とした。

- 1) データ処理
- 2) ワイヤの配置位置
- 3) ファントム径
- 4) 水中と空気中のワイヤ
- 5) ワイヤの直径

基本となるファントムは、直径50mmの樹脂製円筒容器の内部に水を満たし、0.2mm径の銅製ワイヤを張ったものとした。これは、0.2mmの銅製ワイヤから得られる画像のピークのCT値が1500程度となり、十分なコントラストが得られ精度が期待できるからである。上記1)~4)の検討はこの「基本ファントム」を用いた。なお、各検討項目の結果は、それ以降の検討に反映されることが多いため、各項目の結果と方法を併せて述べる。

1-3-1 データ処理

ワイヤ画像から得られるPSFからのMTFの計算方法には、二次元フーリエ変換の後、周波数領域の軸上の値を利用する方法(二次元法)と、仮想スリットを用いてline spread function (LSF)を得て、一次元フーリエ変換によって求める方法(一次元法)がある。両者の結果は、原理的にはほぼ一致するものであるが、一次元法は仮想スリットを用いることで近似的に周波数領域の軸上の値を求めるため⁷⁾、厳密には非常にわずかな違いが生じると推測される。しかし、このようなわずかな違いは問題ではなく、CT画像に含まれるノイズや不均一性による誤差をこの二つの方法のなかで、どれだけ効果的に補正できるかが重要である³⁾。そこで、基本ファントムを中心からX方向に+20mm(ガントリに向かって右手を正の方向)の位置に配置して(理由

は、次項参照)撮像した画像を用いて、計算方法の検討を行った。ワイヤの画像から中心の256×256ピクセルを切り出してそれぞれの計算に用い、二次元法では二次元fast Fourier transform (FFT)により、一次元法では、仮想スリットのスキャンにより得られた256点のLSFを一次元FFTにより解析した。PSFやLSFにおけるバックグラウンドレベルは、ワイヤによるCT値分布の裾野の外側における平坦な部分のレベルである。このレベルは、0である必要があるため、二次元法の場合は切り出した画像全体から、一次元法ではLSFから、このレベルを減算する。1-2で述べたように疑似線形状態が確保されるので、この減算処理には問題はない。LSFの処理において、flat-panel detector (FPD)などのデジタル機器のMTF測定のようにLSFの指数関数による外挿処理はCTには適用できない。なぜなら、CTの再構成フィルタ関数によっては、ワイヤの近傍にはアンダーシュートや軽い振動が発現することが少なくなく、外挿処理の適用が困難であるためである。Fig. 1は、一次元法と二次元法について、バックグラウンドレベルの減算によってPSFおよびLSFを求め、そこからMTFを算出した結果である。このとき、一次元法の仮想スリットのピクセル数(以下、 V_n)は、十分に大きい値である50ピクセル(妥当性は後述する)とした。双方のMTFは、低周波領域で大きな振動を示し、受け入れがたい誤差を示した。Fig. 2は、ワイヤの中心を通るCT値のプロファイルをX方向とY方向について示した図である。プロファイルの裾野の部分は、ノイズの影響を受けて平坦ではなく、これがFig. 1で示した誤差要因となった。そこで、ワイヤのCT値分布が消失し、平坦になり始める点を求

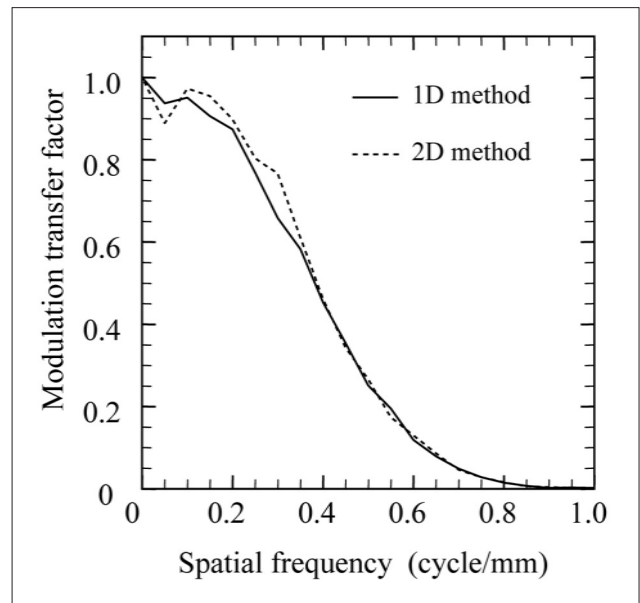


Fig. 1 MTFs resulting from the 1D method and the 2D method.

め、そこから外側を強制的に0にする処理(zeroing) (Fig. 3)を施してから計算した結果をFig. 4に示した。0にする範囲は、用いた画像においては、ワイヤの中心から周囲35ピクセルから外側が妥当であると判断されたため、二次元法ではその領域を0にし、一次元法では仮想スリットのスキャンにより得られたLSF上で、LSFのピークから左右の35ピクセルより外側を0とした。なお、このzeroingの始点の決定に定量的手法を導入することが必然的に求められる。そこで、ピークに対する比率によって閾値を定める方法を試したところ、ノイズによる裾野の振動による誤検出を避ける

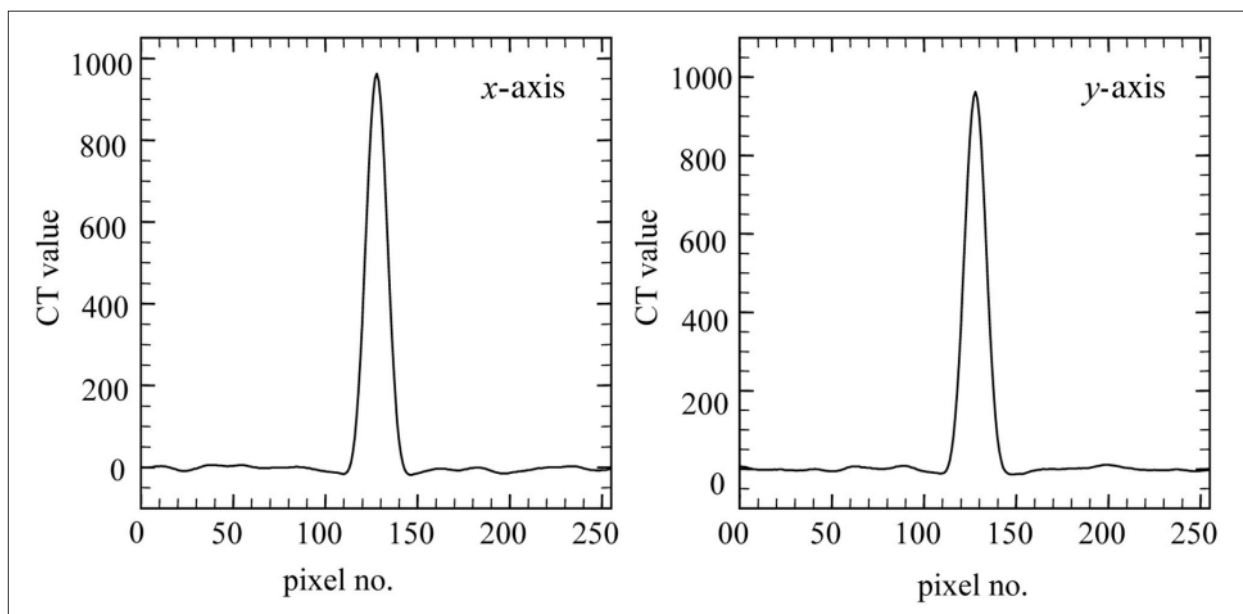


Fig. 2 CT number profiles of the wire along the (a) x-axis and (b) y-axis.

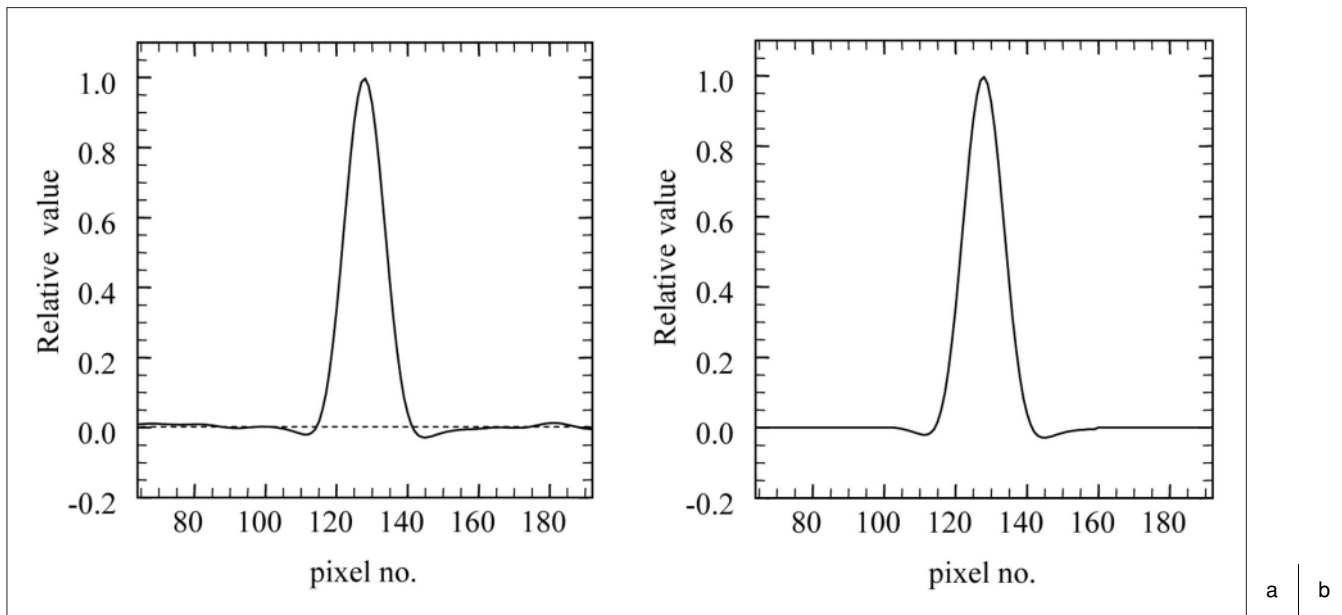


Fig. 3 LSFs (a) before and (b) after the zeroing process.

ために閾値を高く設定せざるを得ず、そこから指定したマージンのピクセル数だけ外側を始点とするため、安全を見込んでそのピクセル数を大きくせざるを得なかった。特に周波数強調の強い関数では平坦部分の振動が大きくなるために、このマージンがさらに大きくなり、的確なzeroingの始点を定量的に検索するのは困難であった。これに対して簡単で確実な方法は、プロファイルをコンピュータの画面上で視覚的に観察する方法であり、LSFのプロファイル(二次元法では、PSFの多方向の断面プロファイル)を観察し、始点をプロファイル上で指定することによって、ほぼ確実な決定が行えた。非定量的であるこの方法であるが、視覚的な識別法は、平坦部分のわずかなノイズと裾野のプロファイルを識別する能力に優れており、始点を变えてMTFを比較するという短時間の訓練を加えることで、より確実な決定ができた。なお、肺野や骨のCT画像に多用される周波数強調型の関数(本節で後述するB60など)の場合には、裾野のプロファイルにアンダーシュートが含まれる場合があり、さらに関数によってはアンダーシュートからさらに小さくゼロを超えるように転じた後、ゼロ付近に収束することもある。このような場合には、プロファイルを注視して、確実にプロファイルの収束点を指定することが必要である。このzeroingによって、低周波領域の振動は消失し、二つの方法の結果はほぼ一致した。しかし、zeroingする始点を決めるにあたり、確実で簡単な方法は、明らかに一次元法であった。一次元法では仮想スリットを用いるため、その平均処理の効果で得られた一次元プロファイルは、すでに平滑化されている。このプロファ

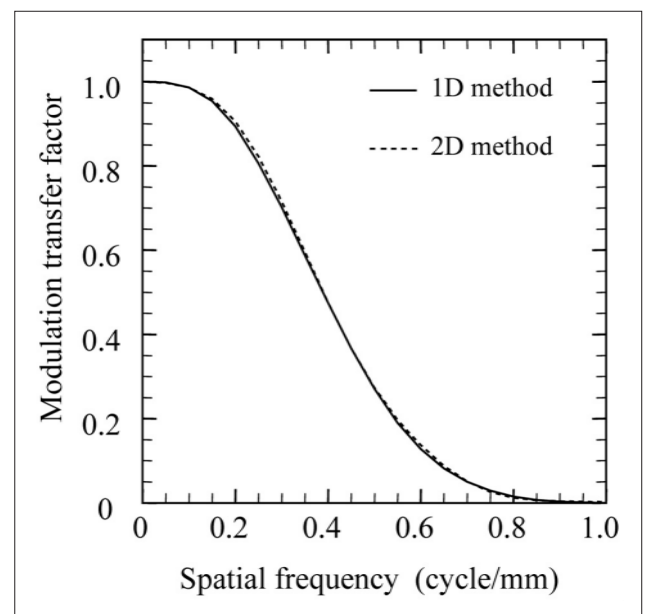


Fig. 4 MTFs resulting from the 2D method and the 1D method obtained from PSF and LSF after the zeroing process.

イルはコンピュータの画面上で確認できるため、左右の始点がLSFの中心に対して非対称である場合でも容易に対応でき有効であった。これに対して、二次元法では始点をワイヤの全周囲について確認する必要があるため正確な決定が困難を極め、そのためのコンピュータプログラムは複雑なものとなった。以上のことから、ワイヤ法のMTF測定には、一次元法が有効であると判断された。一次元法を用いるにあたり、 V_n は大きい方が原理に忠実であるが、必要以上に大きいと

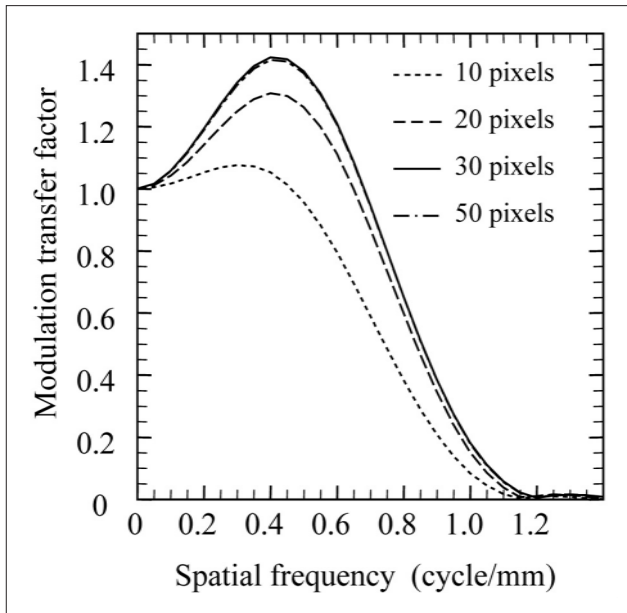


Fig. 5 Change in resultant MTF according to the pixel number (height) of the numerical slit.

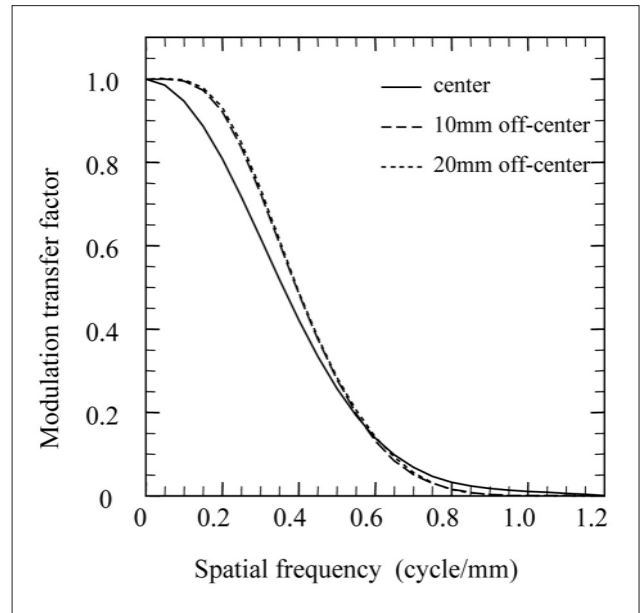


Fig. 6 Comparison of resultant MTFs obtained by wire placed at the center, 10 mm off-center, and 20 mm off-center.

画像の不均一性の影響を受けることが懸念される。そこで必要最小限の V_n を調べるため、 V_n を変化させてMTFを比較した。Fig. 5は、フィルタ関数B60を用いて再構成した画像を用いて、この検討を行った結果である。 V_n が30以上で結果が一定となったため、以後の測定では、やや余裕をみて V_n を40に設定した。

1-3-2 ワイヤの配置位置

ワイヤの配置を回転中心に正確に合わせることにによって、アライメントがセンターの検出器に対して常に一定になり、MTFの測定値がその周囲の位置と異なることが考えられる。そこで、正確な中心位置と、そこからX方向に+10mmおよび+20mmにおいて撮像しMTFの測定結果を比較した。Fig. 6は、その結果である。ワイヤを正確に中心に配置した場合のみ、MTFが低く測定され、その他は一致した結果を示した。この結果からワイヤを中心に配置することは避けるべきであることが確認された。

1-3-3 ファントム径

ワイヤを封入したファントム径について直径50mmのものと100mmのものとを比較した。ワイヤ法においては、ワイヤ像のピークCT値を飽和しない程度に極力高くし、同時にワイヤの周囲(水)のCT値変動を少なくすることで測定精度の向上が可能である。よってファントム径を小さくして、ノイズの少ない画像を得ることが有効であると推測される。しかし小さい径を採用することにより、ファントムの辺縁のエッジからのアーチファクトの影響やCT値の均一性の影響が懸念される。よって基本ファントムとした50mm径の

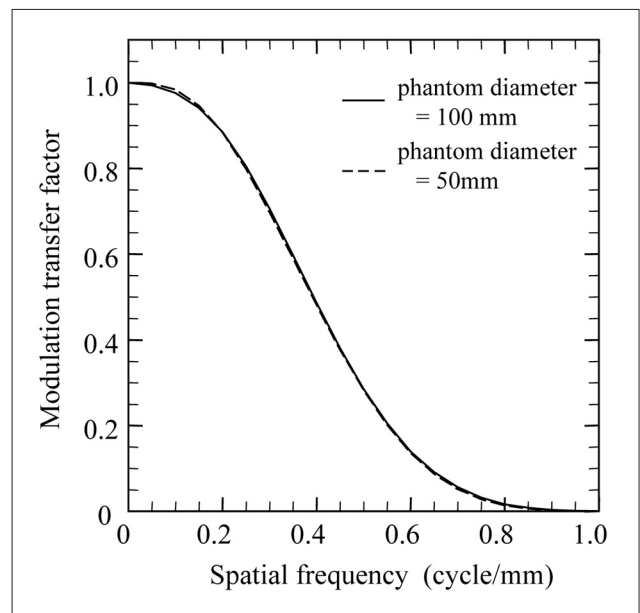


Fig. 7 Resultant MTFs obtained by phantoms with diameters of 100 mm and 50 mm.

ものが妥当かどうかを、100mm径の結果と比較した。Fig. 7に示した結果のように、ファントム径によるMTFの測定結果に違いはみられなかった。バックグラウンドのCT値の変動を標準偏差値(SD)で調べたところ、50mm径のファントムが約3.2、100mm径のファントムが約6.5であった。このためファントム径が50mmの方が再現性において優位であると考えられた。この検討は、投影データにおけるコントラストの違いの因子も含んでおり、二つの結果の一致は双方の

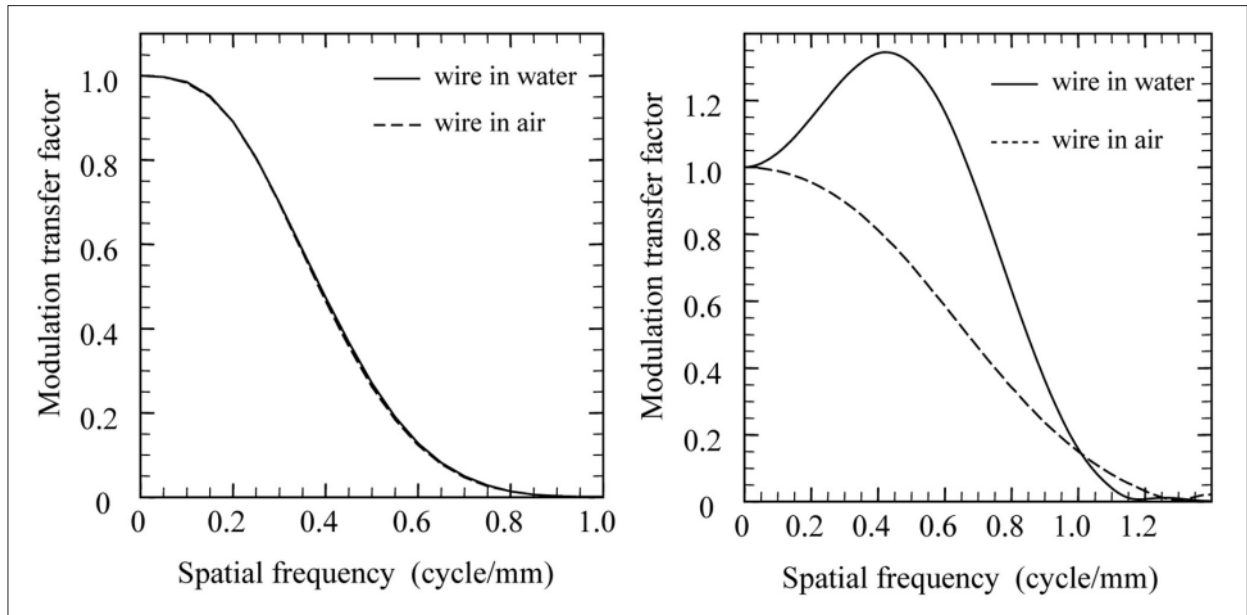


Fig. 8 Comparison of resultant MTFs obtained by a wire supported in water and air with filter kernels of (a) B30 and (b) B60.

a | b

疑似線形状態の確認ともなった。

1-3-4 水中および空気中のワイヤ

1-2で述べたように、CTのMTF測定では、疑似線形状態を確保するために、ごく細いワイヤを用いるが、はたしてワイヤのコントラストによる影響があるかどうかを、基本ファントムの周囲の水を抜いて空気としたものについて比較した。その結果、Fig. 8(a)のようにフィルタ関数がB30の場合は、二つの結果は一致した。しかし、Fig. 8(b)のフィルタ関数B60の場合においては明らかに違う結果を示した。双方のLSFを解析した結果、高解像度関数であるB60の場合に起こる強いアンダーシュートにより、空気中のワイヤにおいては、用いた装置の計算範囲の下限を超えたため、出現すべきアンダーシュートが抑制されたためと判明した。B30で結果が一致したことは、空気中であっても、疑似線形状態が確保されていることが確認されたが、B60の結果のように高解像度関数においては空気中のワイヤの使用は注意を要することが判明した。よって、ワイヤ周囲は水とする方が望ましいと考えられた。

1-3-5 ワイヤの直径

銅製のワイヤ径を0.1mm, 0.15mm, 0.2mmと変化させて、その結果を比較した。理想的なワイヤの径は、限りなく細いことであるが、十分なCT値を得るためには、ある程度の太さを必要とする。そこで画像から得られたMTF値に対してワイヤ径に対する補正が必要となる。このための補正係数 $C(u)$ は、ワイヤの直径を d とした場合、次の式で求められる^{1,5)}。

$$C(u) = \frac{1}{2J_1(\pi u d) / (\pi u d)}$$

(ただし、 J_1 は、1次のベッセル関数)

この補正係数を用いて各ワイヤから得られたMTF値を補正した結果をFig. 9に示す。ワイヤ径に従った補正をすることによって、すべてほぼ一致した結果を示した。ただし、0.1mmの画像ではワイヤのピークCT値が十分でなかったため、ノイズの影響を軽減するため、10画像の平均の画像を作成して、その画像からMTFを測定した。Nickoloffの報告⁵⁾では、10%までの補正を許容範囲としているため、この考えに基づくと、0.1mm, 0.15mm, 0.2mmのワイヤ径ではそれぞれ、2.8cycles/mm, 1.8cycles/mm, 1.4cycles/mmまで測定可能であり、その範囲も満たしていた。ワイヤの直径による影響は、この結果のように補正により回避可能であるが、0.1mmの場合のようにピークCT値が低く、1枚の画像からは精度が得られないのは問題である。そこで、各直径について10回の測定を行い、測定結果の再現性を比較した。Fig. 10は、フィルタ関数B30について、MTF値が0.1と0.05に近い値となった周波数0.6cycles/mm(平均MTF値=0.132)と0.7cycles/mm(平均MTF値=0.053)の変動係数を比較した結果である。0.1mm, 0.15mm, 0.2mmのピークCT値は、それぞれ約270, 約750, 約1450であり、バックグラウンドのSDは平均で3.14であった。0.1mmのワイヤは、ピークCT値が低いためにバックグラウンドのノイズの影響を受けて再現性が低くなった。

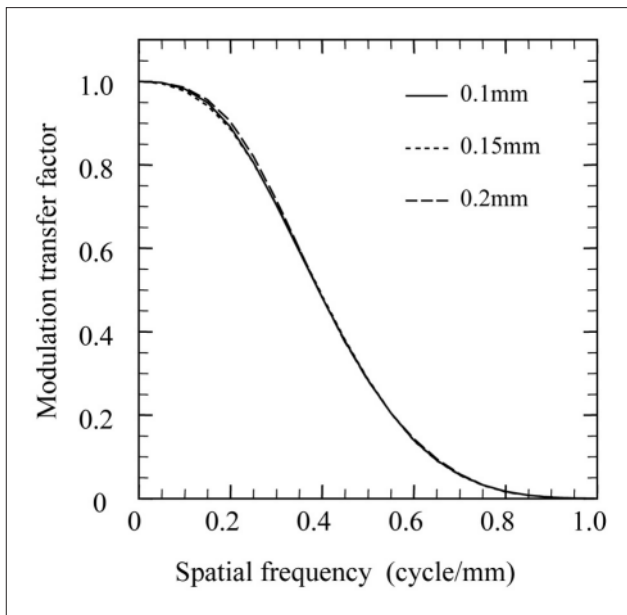


Fig. 9 MTFs obtained from wires with different diameters.

2. 考察

仮想スリットを用いた一次元法は、計算手法が比較的簡単であることから、DICOM画像のピクセル値を扱えるフリーウェアと汎用の表計算ソフトウェアを用いて、MTFの計算が実現可能である。例えば、アメリカ国立衛生研究所(National Institutes of Health: NIH)で開発されたフリーウェアであるImage-Jは、DICOM形式の画像を読み込み、マイクロソフト社の表計算ソフトであるエクセルにて読み込めるようなテキスト形式でCT値を保存可能である。エクセルではフーリエ変換処理やワイヤ径の補正に用いたベッセル関数も備えているため必要十分であり、これらの入手が容易なソフトウェアを用いることができるため、多くの施設で測定が可能となり、その意義が大きいと考える。線形性については、ファントム径、ワイヤの周囲物質およびワイヤ径の変化に対して、ほぼ等しい結果が得られたため、CTにおいてワイヤを用いて疑似線形状態を確保しての測定が可能であることが確認された。ワイヤの配置位置に関しては、完全な中心においてのMTFは、オフセットしたMTFに対して、低周波領域で低く、高周波においてやや高い値を示した。Fig. 11は、この違いについてLSFで比較した図である。LSFのピークから半値あたりまでの曲線は、中心に配置した方がやや内側にあり、わずかに鋭い形状となっている。そして半値より低い領域では、逆に裾野が広がっており、アンダーシュートがみられない。このLSFの形状は、鋭い形状のLSFと裾野の広いLSFとの合成のように見え、画像においても、二重の分布が重なり

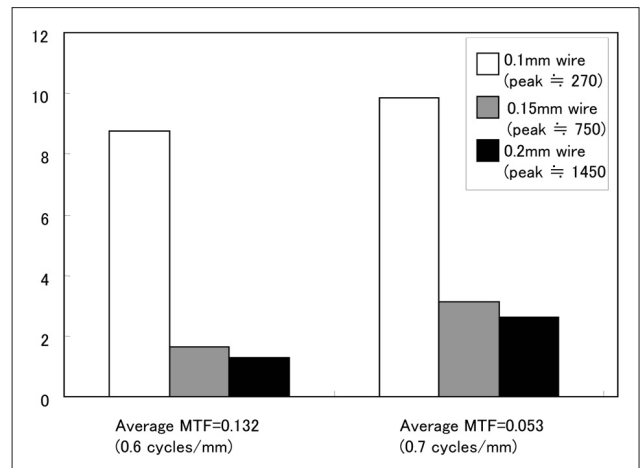


Fig. 10 Coefficient of variation (CV) values resulting from 10 times measurement with respective wire diameters.

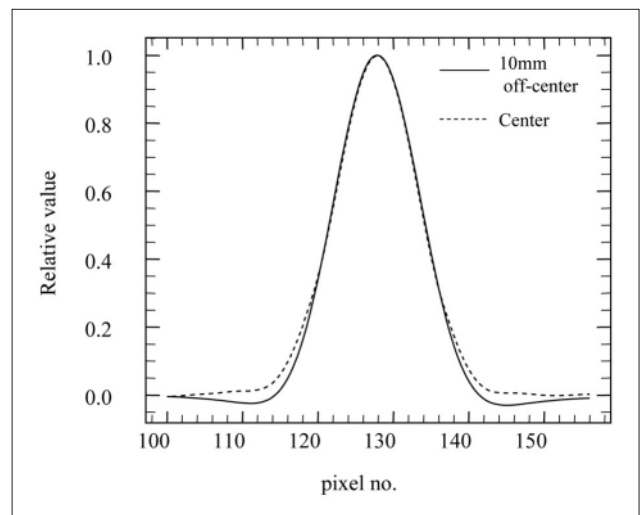


Fig. 11 Comparison of LSFs obtained by wires placed at center and 20 mm off-center.

合ったような像を呈した。これらのことから、正確な中心においては、常に検出器の中心付近に投影されるため、限られたアライメントのデータから画像が形成され、特異的状况になると考えられた。測定結果では、オフセンターの10mmと20mmは等しい結果となったことから、確実に回転中心を避けるためにも、10~20mmのオフセットにて計測するのが妥当である。ファントム径については、100mmの場合には200mAの管電流を用いてもノイズの影響が無視できないレベルとなった。LSFのわずかなアンダーシュートなどは、ノイズの影響により埋もれる危険性があり精度に影響するため、極力ノイズの少ない画像から測定することが望ましい。この改善策としては、多数の画像の平均化が挙げられるが、ヘリカル機構を用いる場合には、寝台移動が避けられず、ファントムのアライ

メントによりPSFの中心が移動してしまう可能性がある。わずかなずれがあっても平均化された画像は真のPSFを示さなくなるため、画像の平均化は手技の難易度が高くなる。本研究で用いた50mm径のファントムによるならば、ノイズの影響を極力減らすことができると有効である。

ワイヤの周囲を水とするか空気にするかは、測定の精度に影響しなければファントムの製作の容易性や保存性にかかわるのみである。実験結果では、標準関数であるB30の結果が一致したことから、非線形の影響はなく、空気中でも測定可能であることが確認された。しかし、高解像度関数のB60において、マイナスのCT値の下限の問題により双方が一致しなかった。この問題は機種依存性であると考えられたが、空気中という極端な状況は、X線質も臨床使用の状況と大きく異なる可能性がある。よって汎用性を重視して、ワイヤ周囲は水とする方が妥当であると考えられた。ワイヤの直径の影響については、0.2mmであっても補正計算により正確な値が得られることが確認された。現在のCTのMTFは、高解像度関数を用いた場合であっても一般的に1.0cycles/mm付近では、比較的小さなMTF値となり、1.5cycles/mmではほぼ0となる。0.2mmのワイヤは1.4cycles/mmで、約10%の補正を必要とするが、その付近ではMTF値がほぼ0であるため、補正により精度が損なわれることはあり得ない。よって、ワイヤ径の選択で重要なことは、ピークCT値が適当となることである。本研究で用いた銅製で0.1mm, 0.15mm, 0.2mm径のワイヤ画像のピークCT値は、それぞれ約270, 約750, 約1450であった。Fig. 10の結果において、変動係数5%を許容値とするならば、0.1mmのワイヤは再現性の問題で適切でなく、0.15mmの0.7cycles/mmの場合が4%近くになっていることを考慮すると、これ以上に低いピークCT値は妥当ではない。これらの結果は、結局は、バックグラウンドのSDとの比で考慮すべきであるため、0.15mmのピークCT値を妥当とするならば、ピークCT値は、バックグラウンドのSDの200倍より大きいことが必要

であると考えられた。そして、0.2mmのワイヤは、B60の高解像度関数を用いた場合に、用いたCT装置の飽和CT値である3073にかなり接近し、3060程度となった。これらの結果から、0.15mmの銅ワイヤが、実験した3種類のなかでは最も適切であった。0.15mmの場合の補正係数は、1.0cycles/mmにおいて約2.8%であるため、補正計算を省略しても実用レベルで支障を来すことはなく、さらに有効であると考えられた。なお、飽和CT値がさらに高い機種では、0.2mmのワイヤであっても補正計算を行うことで十分に精度を確保でき、高いピークCT値により精度を高めることが可能である。本研究で用いたワイヤの材質は銅のみであったが、銅の錆化を懸念してほかの材質で代用することを考えるならば、そのCT値の調節は容易ではない。まずCT値が高い場合に0.15mm以下のワイヤを用いるならば、銅以外の材質では、その入手が困難を極める。そしてCT値が低い場合に0.2mm以上を用いるならば、その補正係数が大きくなりすぎて許容範囲を超える可能性がある。よって、銅と同じレベルのCT値を示す材質のなかで選択することが必要である。

3. 結語

金属ワイヤを用いたMTF測定法で、現在のCT装置に対応した方法の詳細について検討し、各影響因子を明らかにした。その結果、直径50mm程度の円筒状水ファントム内に0.15~0.2mmの銅製またはそれと同程度のCT値である材質のワイヤを張った構造のものが適切であり、ファントム配置は、回転中心を避け、中心から10~20mm程度の位置にすることが望ましいと考えられた。また計算方法は、仮想スリットを用いた一次元法が妥当であり、DFOVが50mm程度の拡大再構成を行ったうえで、仮想スリットは30ピクセル以上とすることが適切である。本研究の成果により、再現性が高く正確なMTF測定が多くの施設で可能となり、CT装置の各研究においてMTF測定が広く活用されることを望む。

参考文献

- 1) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広, 他. X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第2次勧告). 日本医師会誌 1979; 82(6): 1175-1185.
- 2) CT装置性能評価検討班: 速水昭雄, 伊藤博美, 岡本日出夫, 他. X線CT装置性能評価に関する基準(案). 日放技学誌 1991; 47(1): 56-63.
- 3) Bischof CJ, Ehrhardt JC. Modulation transfer function of the EMI CT head scanner. Med Phys 1977; 4(2): 163-167.
- 4) 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一. ワイヤによるCT像の分解能の測定. 日本医放会誌 1980; 40(1): 43-51.
- 5) Nickoloff EL. Measurement of the PSF for a CT scanner: appropriate wire diameter and pixel size. Phys Med Biol 1988; 33(1): 149-155.
- 6) Saunders RS Jr, Samei E. Resolution and noise measurements of five CRT and LCD medical displays. Med Phys 2006; 33(2): 308-319.
- 7) Siewerdsen JH, Antonuk LE, el-Mohri Y, et al. Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. Med Phys 1998; 25(5): 614-628.

図表の説明

- Fig. 1 一次元法と二次元法によるMTFの測定結果
- Fig. 2 X方向(a)およびY方向(b)のワイヤのCT値プロファイル
- Fig. 3 zeroing処理前のLSF(a)とzeroing後のLSF(b)
- Fig. 4 zeroing処理を施した場合の二次元法と一次元法のMTF測定結果
- Fig. 5 仮想スリットのピクセル数(高さ)によるMTFの計算結果の変化
- Fig. 6 ワイヤの配置位置によるMTF測定結果の比較
- Fig. 7 100mmと50mmのファントム径によるMTF測定結果
- Fig. 8 水中と空気中のワイヤによるMTFの測定結果
(a)フィルタ関数B30の場合
(b)フィルタ関数B60の場合
- Fig. 9 ワイヤ径によるMTFの比較
- Fig. 10 それぞれのワイヤ径による10回の測定値の変動係数
- Fig. 11 回転中心と20mmオフセンターにおけるLSFの比較