

CT の解像特性評価法における精度向上に関する研究

1. 緒言

Computed tomography (CT) 装置の解像特性を表す指標として、変調伝達関数 (modulation transfer function : MTF) が一般的に用いられている。CT 装置の MTF を測定する手法はいくつかあるが、インパルス信号を入力してその出力のインパルス応答を測る方法が多く用いられる。その中でもワイヤ法が最も一般的に用いられている^{1,2)}。ワイヤ法は、スライス面と垂直に張ったごく細い金属ワイヤの断面を CT で撮影し、得られた点像強度分布 (point spread function : PSF) から MTF を求める方法である。ワイヤ法で用いるワイヤファントムは直径 50mm 程度の容器の中心にワイヤを張り、その中を水で満たした構造が良いとされている³⁾。

現在日本で推奨されている CT の MTF 測定用のファントムは、直径 50mm 程度の円筒形水ファントム内に金属ワイヤを張った構造のものである。このファントムによって、小さい径によって非常に低ノイズが実現され、MTF 測定精度向上に寄与するが³⁾、ワイヤから得られるプロファイルに長いテール部分が存在する場合などには、その小さい径が問題となることも考えられる。よって、現状のファントム構造に関する検討も精度を追求する上で必要であると考えられる。

また、ワイヤ法はインパルス応答の原理に忠実だが、ワイヤは人体の構造物とは明らかに異なっている。人体内における CT 値は、肝臓が 50~70、脂肪が -200~-50 とされている^{4) 5)}。このことから、CT 値によるコントラストは、脂肪に接した肝臓では、100~270 程度となり、肝嚢胞の CT 値が 0~20 であるとする、その嚢胞の CT 値コントラストは、30~70 程度となる⁴⁾。これらのコントラストは、ワイヤから得られるコントラストである 1000 程度とは明らかに異なる。また、ワイヤ法では 50mm 程度の field of view (FOV) が用いられるが、臨床的によく用いられる 200~400mm 程度の FOV からかけ離れている。このように

ワイヤ法は人体構造との整合性や臨床的な条件を考慮されていない。

近年、適応平滑化処理や逐次近似再構成法などの非線形処理が使用されるようになり、非線形処理であるがゆえに、その画像は、コントラストや形状によって解像特性やノイズ特性が変化し、人体の各部ごとに複雑な画質特性を呈することが考えられる⁶⁾。高田らは、バックグラウンドとのコントラストが約 125 hounsfield unit (HU)であるアクリル製バーパターンファントムによって逐次近似を応用した再構成法の解像特性評価を行った⁶⁾。その結果として、ワイヤ法とは異なるローパスフィルタと同様の解像特性低下が認められたとしている。しかし、ノイズパワースペクトルによって認められたようなフィルタ特性より弱い空間周波数特性となっていることを指摘した。このことから、彼らの用いたファントムが直線構造を基本としたバーファントムであり、これも人体にない構造であることが関係していると推測される。よって、人体構造との整合性を考慮した MTF 測定法によって、臨床画像で示されている解像特性をより正確に評価できるものと考えられる。

本研究では、ワイヤ法におけるファントム構造として、ファントム径が測定精度に与える影響について検討し、さらに、近年普及しつつある逐次近似（応用）再構成法に対応すべく、人体構造とかけ離れない形状とコントラストを持つファントムとして、アクリル製円柱を用いた MTF 測定法（ラジアルエッジ法）を提案し、その精度について検証した。

2. ワイヤ法の原理と提案手法

2.1 ワイヤ法の原理

ワイヤ法は、スライス面と垂直に張ったごく細い金属ワイヤの断面をCTで撮影し、得られた点像強度分布 (point spread function : PSF) からMTFを求める方法である。

PSFから求めるMTFとは「何も無いところにある限りなく0に近い幅で、無限大のCT値を持つ入力信号」がシステムによって「どのようにボケを受けたか」ということを示したものである。この場合のきわめて特殊な入力信号をインパルス信号と呼ぶ。インパルス信号は数学的に実空間上でのデルタ関数と呼ばれ、これをフーリエ変換すると周波数空間では正規化によって全周波数領域で大きさが1となる。デルタ関数を線形システムに入力したときの出力をインパルス応答という。システムを通過したときのボケにより広がった形状のインパルス応答をフーリエ変換したものが周波数応答関数であり、周波数応答関数の絶対値がMTFである。

CTにおいて、スライス面と垂直に張ったごく細いワイヤは、ワイヤのある位置においてほぼ不透過であるので、線減弱係数は非常に大きくなる。よって、ワイヤの径が非常に小さければ、それによって近似的な2次元のインパルス信号が得られ、その信号がCTシステムによってボケを受けた出力がCT画像上に現れたワイヤ画像、すなわちPSFである。このPSFを直接2次元フーリエ変換するか、線像強度分布 (Line Spread Function : LSF) に変換してMTFを求める方法がワイヤ法である。PSFに対して直接2次元フーリエ変換を行う方法は、手作業で解析を行うには作業量が膨大となるため、自作を含む専用のプログラムで行うなどの工夫が必要であり、2次元のPSFを1次元のLSFに変換してからMTFを求める方法が一般的に用いられる⁷⁾。

点信号であるワイヤに対して、金属箔はワイヤを直線上に無数に並べたものと考えることができ、つまり LSF は直線状のすべての PSF が合成されたものにとらえることができ、箔が Y 方向に平行に配置されている場合には次式のように表せる。

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad (1)$$

CT 画像について考えると、求めたい LSF と直交する方向に PSF を全範囲について積分することによって LSF が得られる。実際のワイヤ像の PSF から LSF を求めるためには、PSF の加算処理を行うが、CT 画像の不均一性の影響を避けるため加算するピクセル数は画像の全範囲を用いない。よって加算は PSF の中心を通る軸を中心に上下数十ピクセルとなり、これがスリットに例えられることから、仮想スリットと呼ぶ。ワイヤの画像に対して、仮想スリットによりスキャンすることは、PSF から LSF への変換を近似することになる。そして実空間上の分布である LSF に対して、フーリエ変換を行うことによって周波数空間の情報である MTF が得られる (**Fig. 1**)。これによって、ワイヤ画像によって与えられたインパルス信号が、どの程度ボケを受けたかを定量的に示す MTF が得られる。

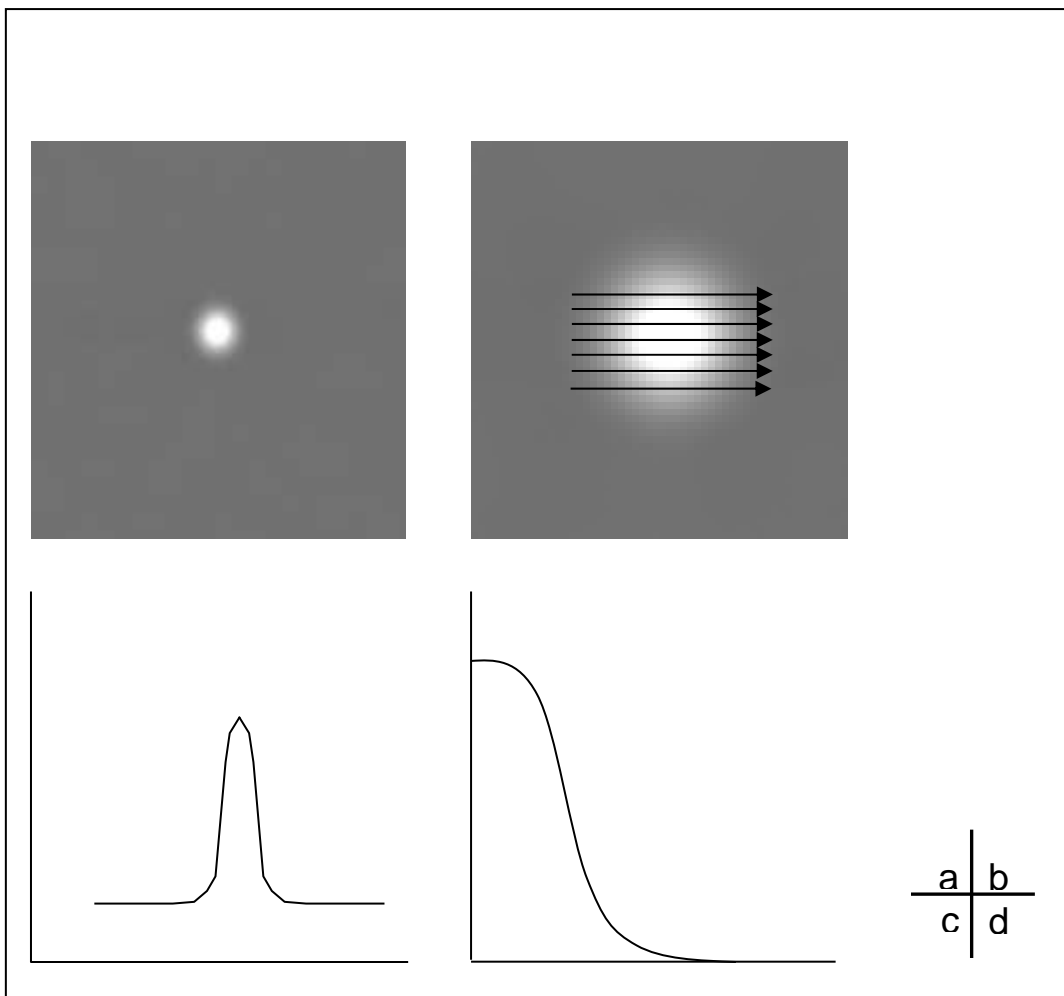


Fig.1 ワイヤ法における MTF の算出手順

2.2 提案手法

本研究では、MTF 測定対象において臨床画像とかけ離れない構造体としてアクリル製円柱を用いた方法を提案する。この手法では、アクリル製円柱ファントムを水ファントム内に固定した上で、CT で撮影し、アクリルと水との境界（エッジ）から MTF を求める。水部分を希釈ヨード造影剤とすることでバックグラウンドに対するアクリルのコントラストを調節できるという便利な性質も有する。

アクリル円柱と水との境界であるエッジは、円の中心からラジアル方向に向かうライン上のエッジすべての合成であると考えることができる。過去に提案されたエッジ法では⁸⁾、僅かに傾斜して配置したエッジ画像が、ピクセル毎にアライメントが僅かにずれることを利用して、CT画像のピクセル間隔よりさらに細かいサンプリング間隔のエッジプロファイルを得て精度を高める。

提案手法では、円弧状のエッジは、円形状に応じたエッジ位置の僅かな変化があり、円の正確な中心が求められれば、中心から放射状に向かう方向のアライメントをそれぞれのエッジ位置で正確に求めることができ、それらの放射状に向かうエッジ（ラジアルエッジ）を多数得ることができる。そしてこれらのエッジプロファイルを合成することで、加算によるノイズ低減効果とともに、ピクセル間隔より小さい間隔のサンプリングが可能となる（Fig.2）。

提案手法（以下、ラジアルエッジエッジ法）では、上記のようにエッジプロファイルの合成を行うが、中心点の正確な決定が合成精度を左右する。そこで本研究で用いたプログラムでは、中心点をピクセル間隔の1/5の間隔で上下左右に微調整する機能をもたせ、その都度、合成プロファイルを視覚的に確認する方法を採用した。微調整とプロファイルを自動化する方法も検討したが、自動化しても視覚的な確認作業が結局必要となることから、手動調整による効率低下はほとんどないと考えたからである。Fig.3は、手動による調整作業における合成プロファイルを調整前後で比較した図である。この作業の後、円柱のエッジ位置に対して様々なアライメントのプロファイルが合成され、実ピクセルサイズより細かい実効サンプリング間隔のエッジプロファイルが得られる。なお、本研究では、実効サンプリング間隔は、実ピクセルサイズの1/3に設定した。このように得られたエッジプロファイルを微分して、インパルス応答プロファイルに変換してMTFを算出する。

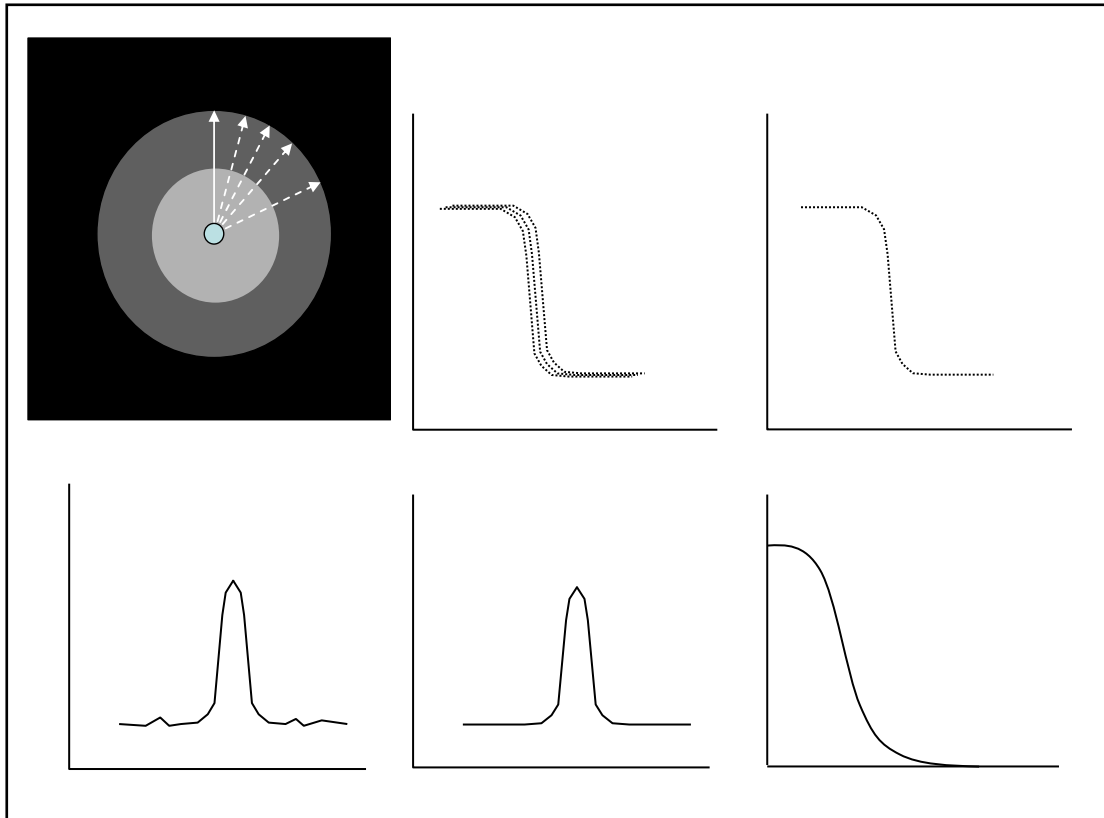


Fig.2 ラジアルエッジ法における MTF の算出手順

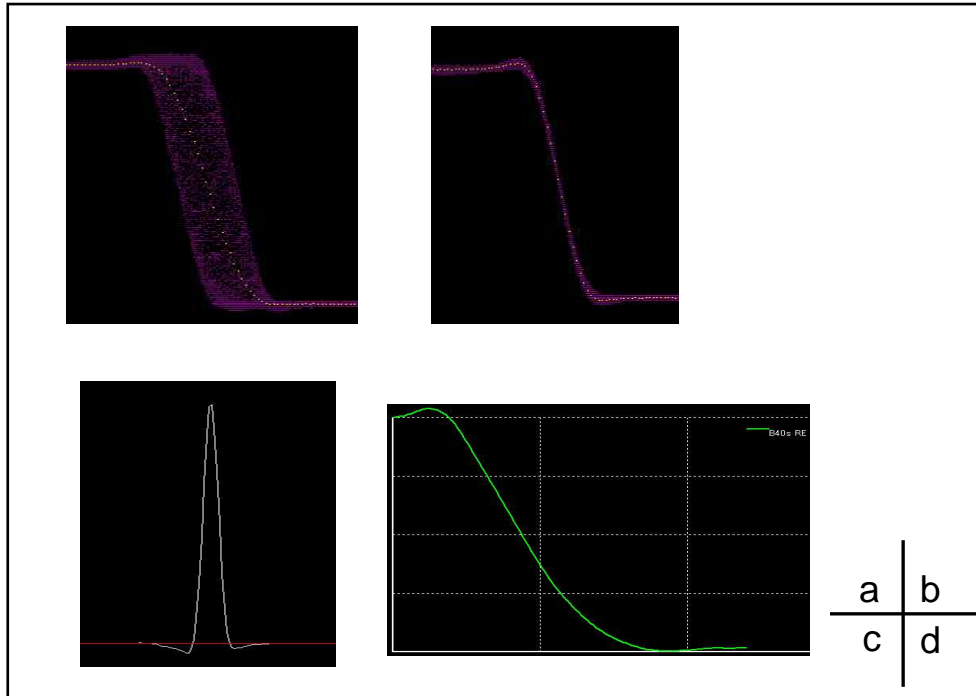


Fig.3 プログラムによる MTF 算出の手順 (a) 調整前の合成エッジプロファイル, (b) 調整後の合成エッジプロファイル, (c) (b) を変換したインパルス応答関数, (d) (c) より算出された MTF

3. 方法

3.1 ファントム

(1) ワイヤファントム

本研究では、直径 50mm と直径 100mm の 2 種類のポリスチレン円筒容器の中心に直径約 0.15mm の銅ワイヤを張りその内部を水で満たした構造とした自作のワイヤファントムを用いた。ファントムの概観を Fig.3 に示す。

(2) 円柱ファントム

高さと同径が 100mm のアクリル製円柱を 20cm 径の円筒状水ファントム内の中心に固定しその内部を水で満たした構造のファントム（円柱ファントム）を CT で撮影した。ファントムの概観を Fig.4 に示す。

3.2 データ取得

(1)シミュレーション

ラジアルエッジ法の精度の検討を行うため、測定に先だってシミュレーションによる CT 画像を作成した。まず FOV=256mm でマトリクスサイズ 4096×4096（ピクセルサイズ=0.0625mm）の元画像を用意した。次に次式のガウス関数によってラジアル空間周波数 u : 0.8cycles/mm において、レスポンスが 0.1 となる MTF を設定した。

$$\text{MTF}(u)=\exp(-(u \cdot 1.897)^2) \quad (2)$$

そして元画像を 2 次元フーリエ変換し、ラジアル空間周波数成分に上記設定による $\text{MTF}(u)$ を乗算した後、2 次元フーリエ逆変換を行い、マトリクスサイズを 512×512（ピクセルサイズ=0.5mm）にダウンサンプリングした。この画像を用いて、ラジアルエッジ法による解析結果と式(2)による真値を比較した。

(2) ファントム画像

CT 装置には、SIEMENS 社製の 16 列マルチスライス CT SOMATOM Emotion16 (Em16) を用いた。それぞれのファントムの軸が CT の z 軸方向と平行になるよう配置した。撮影時にファントムの配置を回転中心に正確に合わせると、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報告されているため³⁾、ファントムは CT 装置の中心より x 方向と y 方向にそれぞれ 10mm ずらして配置した。撮影条件は管電圧=130kV, ヘリカルピッチ=0.8, 回転速度=1.0sec/rotation, スライス厚=3.0mm, 再構成間隔=3.0mm とした。ワイヤファントムでは、再構成関数は B30, B40, B41, B60 の 4 種類について画像を取得した。いずれの画像でも display field of view (DFOV) =50mm, effective mAs=100 とした。円柱ファントムでは、再構成関数は B30, B40 の 2 種類と、DFOV は 200mm, 250mm, 300mm の 3 種類、さらに effective mAs は 25, 50, 100 の 3 種類について画像を取得した。

ファントムの配置においては、ファントム軸と CT 装置の z 軸と正確に合わせることが必須であるが、本研究では、Fig.5 のようにファントムを寝台から独立した支持台の上に配置して、ヘリカルスキャン時におけるファントム移動から解放しアライメントのずれを極力抑える手法を用いた（写真を作成して図とすること）。この手法によって、ワイヤファントムでは画像枚数が 30 枚、円柱ファントムは 50 枚となる範囲（ファントムが寝台から独立しているので実際には、スキャン時間）にて撮影した。それぞれの画像群（ワイヤファントム：30 枚、円柱ファントム：50 枚）について、加算平均を行うことで効果的なノイズ成分の低減を実現した。

(3) 比較検討項目

ワイヤファントムでは、再構成関数 4 種類について、円柱ファントムでは、再構成関数 2 種類と、display field of view (DFOV) 3 種類、さらに effective mAs 3 種類について画像を取得した。その上で、各ファントムについて以下の検討を行った。

ワイヤファントム

- ・径の違いによる MTF の変化 (関数毎に比較)

円柱ファントム

- ・ワイヤ法との比較 (再構成関数 : 2 種類, DFOV : 200 mm, effective mAs : 100)
- ・DFOV による比較 (再構成関数 : 2 種類, DFOV : 3 種類, effective mAs : 100)
- ・撮影線量による比較 (再構成関数 : 2 種類, DFOV : 200 mm, effective mAs : 3 種類)

3.3 逐次近似応用再構成法における MTF 測定

シーメンス社の CT 装置, Somatom Definition Flash (Flash) を用いて, この装置に装備される逐次近似応用再構成法, SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction) の解像特性を, 従来の再構成である filtered back projection (FBP) と比較した。撮影条件は, 120 kV, 100 effective mAs, 1.0 sec/rot., pitch : 0.8 に設定した。再構成スライス厚 : 1mm, 再構成間隔 : 1mm の画像を作成した。CT 装置の Em16 の実験と同様に, ファントムを寝台から独立させて配置して, ワイヤファントムでは, 50 枚, 円柱ファントムでは 200 枚の画像を, SAFIRE に該当する再構成関数 : I40 と, それと同等の解像特性を持つとされる FBP の再構成関数 : B40 について作成した。

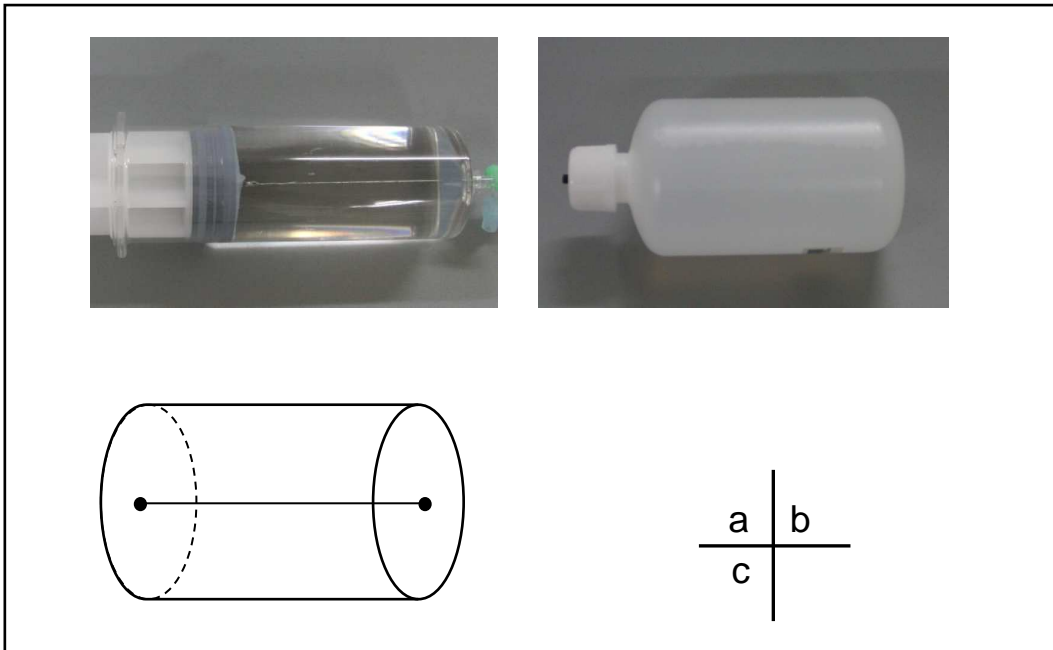


Fig.3 ワイヤファントムの概観 (a) 直径 50mm のワイヤファントム, (b) 直径 100mm のワイヤファントム, (c) ワイヤファントムの構造

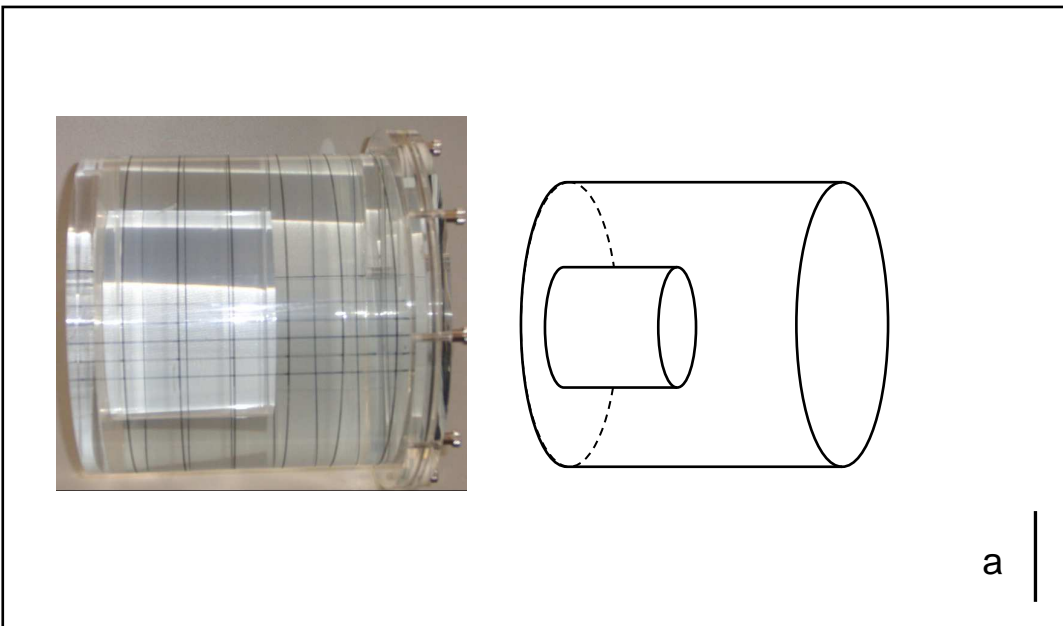


Fig.4 円柱ファントムの概観 (a) 円柱ファントム, (b) 円柱ファントムの構造

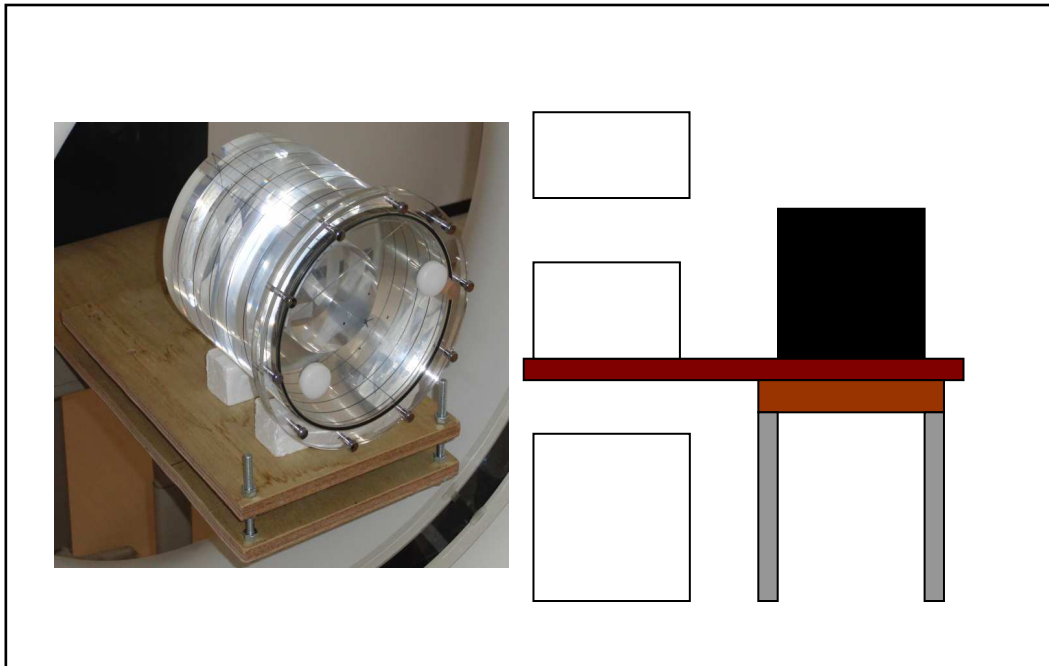


Fig.5 実験配置の様子 (a) 実験配置の様子, (b) 実験配置を横から見た図

5. 結果

5.1 平均によるノイズ低減効果

Fig.6 に、再構成関数 : B40 における、ワイヤ画像 (30 枚) と円柱ファントム画像 (50 枚) の加算前と加算後の画像を示す。加算によって、CT 値の標準偏差値は、再構成関数 B40 の場合に、8.3 から 1.4 に低下しノイズは顕著に減少した。

5.2 直径 50mm と直径 100mm のワイヤファントム

Fig.7 は、再構成関数 B30, B40, B41, B60 についての直径 50mm と直径 100mm のファントムによる MTF 測定結果比較である。再構成関数 B30, B41 ではほぼ同じ MTF であったが、B40 と B60 においては MTF が異なった。Fig.8 は、B60 における LSF の比較である (図を作成すること)。また MTF を算出する際、直径 100mm に比べ直径 50mm のワイヤ画像のほうがファントムの辺縁からのアーチファクトの影響を受けて作業が困難な印象を受けた。

5.3 ラジアルエッジ法のシミュレーション画像による検討

Fig.8 に、設定した真値である $MTF(u)$ とシミュレーション画像から測定した MTF の比較を示した。ほぼ等しい MTF となった。

5.3 ワイヤ法とラジアルエッジ法の比較

Fig.9 は、直径 100mm のワイヤファントムを用いてワイヤ法で求めた MTF とラジアルエッジ法で求めた MTF の比較である。再構成関数 B30, B40 とともにラジアルエッジ法とワイヤ法で求めた MTF はほぼ等しくなった。

5.4 ラジアルエッジ法における DFOV 依存性

ラジアルエッジ法における DFOV による比較を Fig.10 に示す。再構成関数 B30, B40 とともに FOV200mm, 250mm, 300mm でほぼ等しい MTF を示した。

5.5 ラジアルエッジ法における撮影線量による比較

Fig.11 に、各撮影線量 (effective mAs) による比較を示す。再構成関数 B30, B40 とともに 100 mAs, 50 mAs, 25 mAs でほぼ等しい MTF を示した。

5.6 逐次近似応用再構成法における MTF 測定

Fig.12 に、ワイヤ法における FBP (B40) と SAFIRE (I40) の MTF 測定結果を示した。また Fig.13 に、ラジアルエッジ法における FBP (B40) と SAFIRE (I40) の MTF 測定結果を示した。ワイヤ法では、MTF 測定結果は一致した。これに対して、ラジアルエッジ法では、I40 が大きく解像特性が劣る結果が示された。

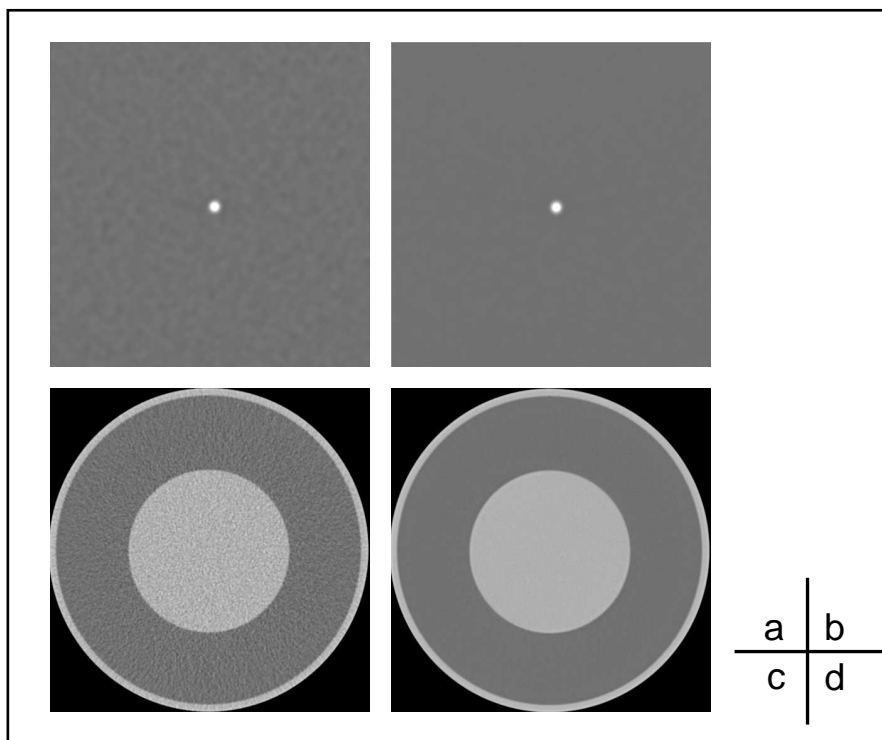


Fig.6 平均によるノイズ低減の例。(a) 平均前のワイヤ画像, (b) 平均後のワイヤ画像, (c) 平均前の円柱画像, (d) 平均後の円柱画像

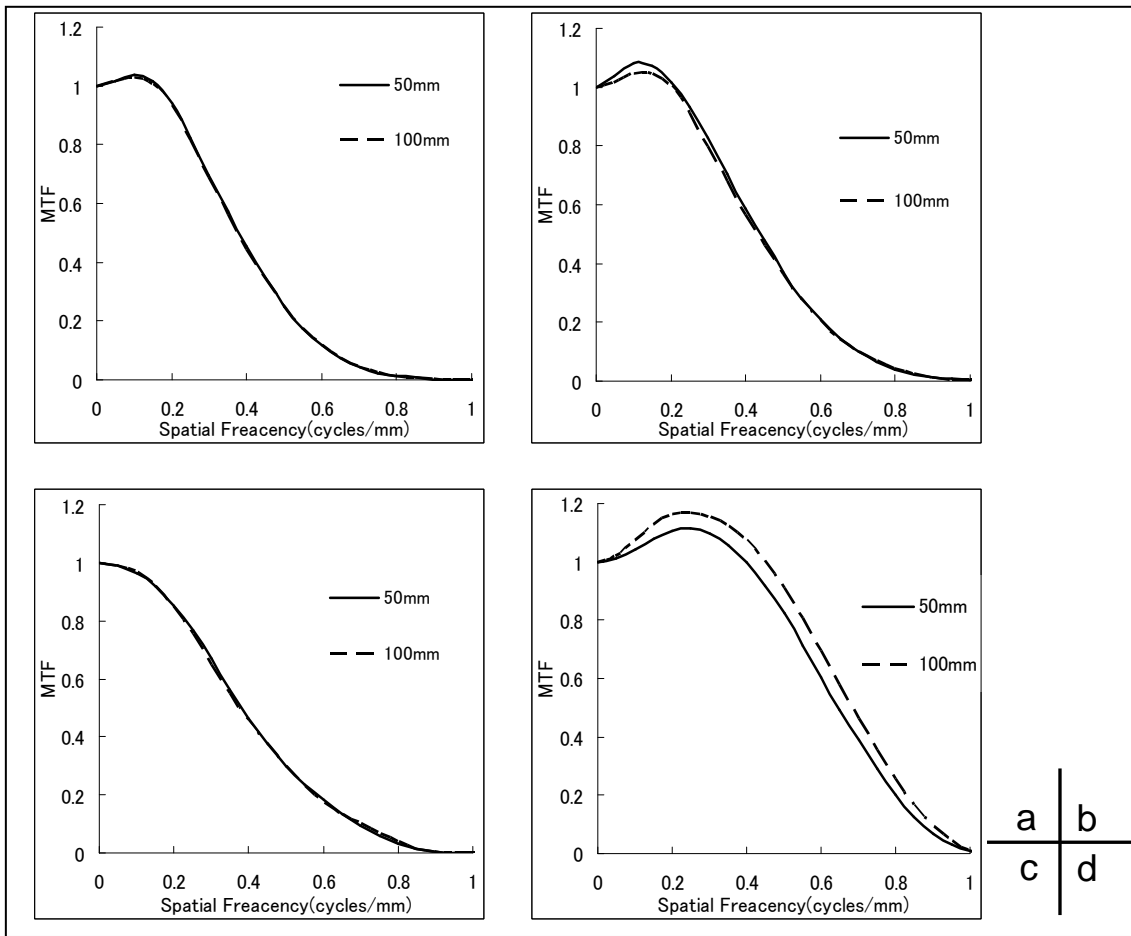


Fig.7 ワイヤファントムにおける MTF の径の違いによる比較. (a) 再構成関数 B30 の MTF, (b) 再構成関数 B40 の MTF, (c) 再構成関数 B41 の MTF, (d) 再構成関数 B60 の MTF

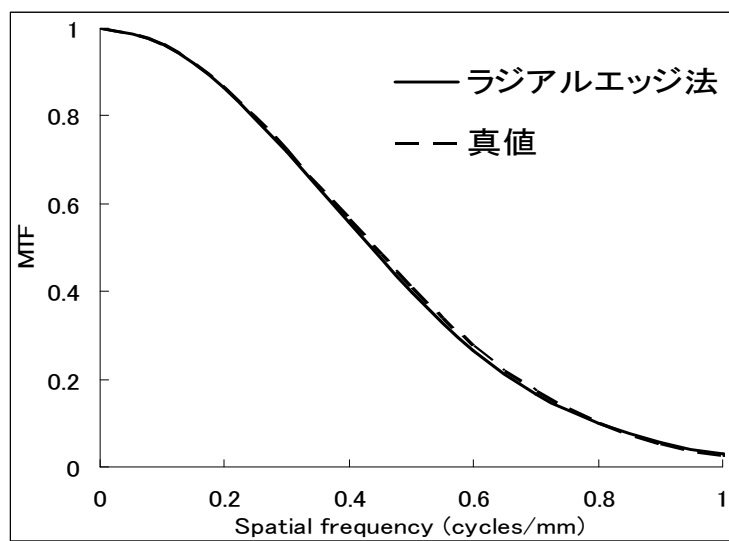


Fig.8 真値 MTF(u)とラジアルエッジ法で実測した MTF の比較.

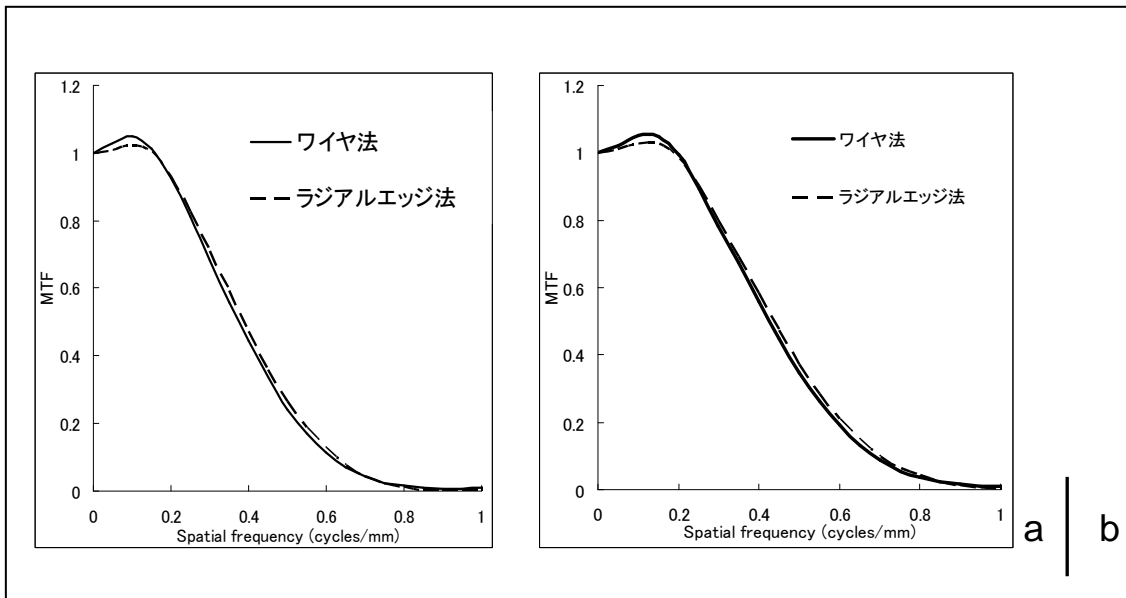


Fig.9 ワイヤ法とラジアルエッジ法における MTF の比較. (a) 再構成関数 B30 の MTF, (b) 再構成関数 B40 の MTF

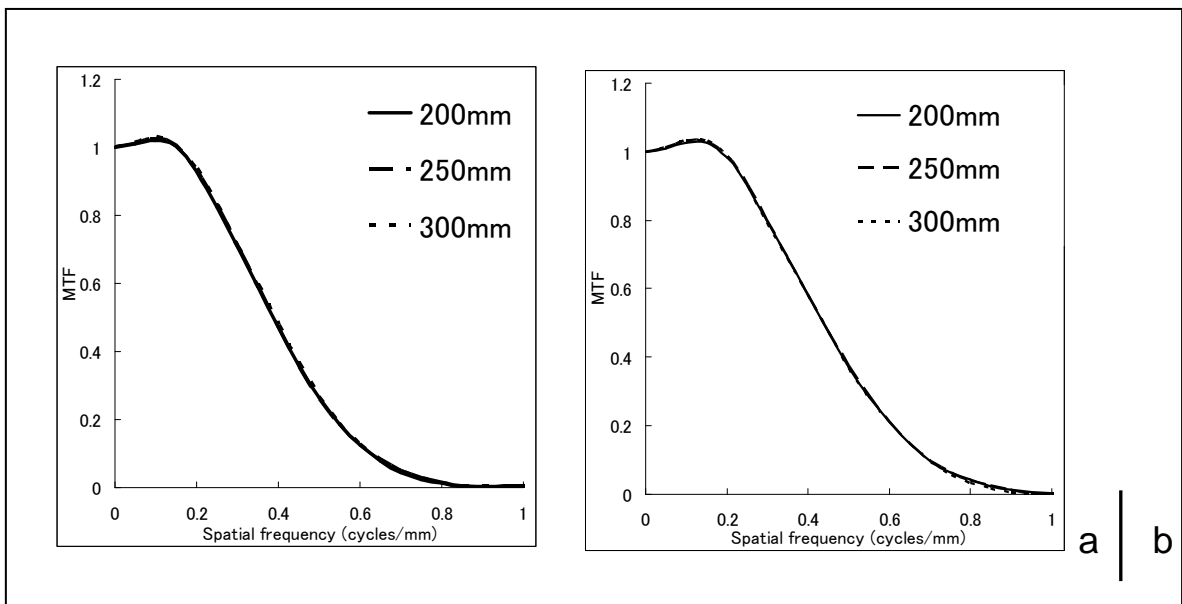


Fig.10 ラジアルエッジ法における DFOV の違いによる MTF の比較. (a) 再構成関数 B30 の MTF, (b) 再構成関数 B40 の MTF

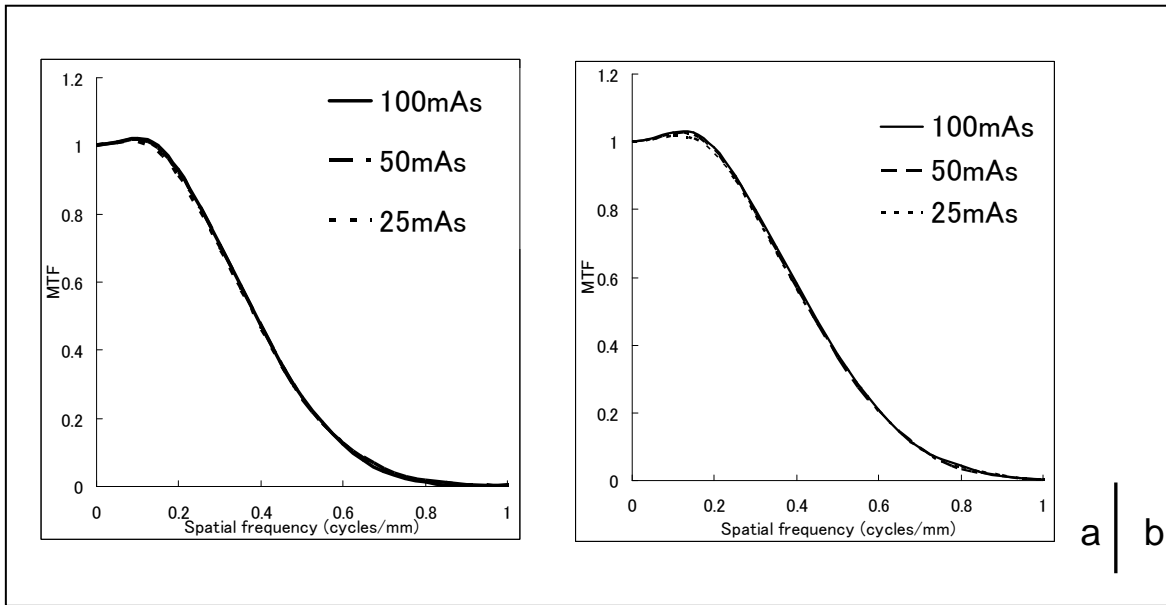


Fig.11 ラジアルエッジ法における effective mAs の違いによる MTF の比較. (a) 再構成関数 B30 の MTF, (b) 再構成関数 B40 の MTF

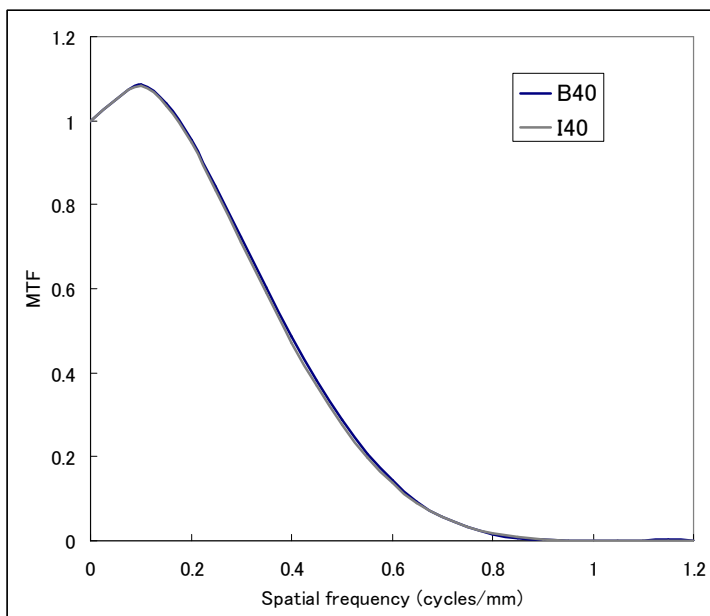


Fig.12 ワイヤ法における FBP (B40) と SAFIRE (I40) の MTF 測定結果

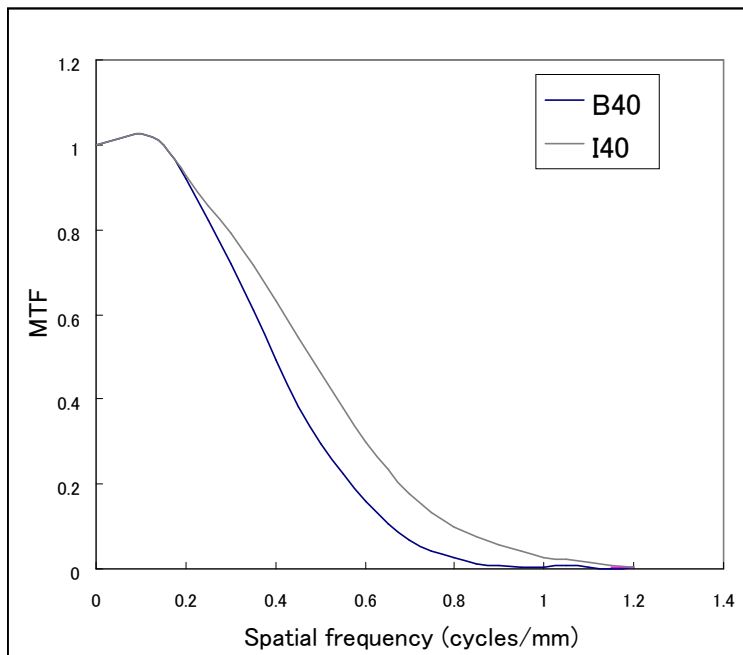


Fig.13 ラジアルエッジ法における FBP (B40) と SAFIRE (I40) の MTF 測定結果

6. 考察

直径 50mm と直径 100mm のワイヤファントムの MTF を比較した結果、B40 と B60 においては MTF が明らかに異なる結果となった。これはファントムの辺縁のエッジによる内部の CT 値への影響によるものと考えられた。ファントムの辺縁のエッジは、空気と容器物質及び水との非常に大きな CT 値差のエッジである。このようなエッジに対して、エッジ強調の強い B40 や B60 の再構成関数ではその部分において、アンダーシュートとオーバーシュートが発生し、その範囲はファントムの辺縁から 5~10mm 程度まで及んだ。このオーバーシュートやアンダーシュートは、ワイヤのプロファイルにも当然生じ、ワイヤから辺縁に向かって分布するため、ファントム径が小さいことにより、辺縁からの影響とワイヤからの影響が重なる現象が生じ、ワイヤからのプロファイルを評価することが不可能となる。このことから、本研究で用いたファントムにおいては、直径 100mm のもののほうが精度的に優れていると考えられた。

シミュレーションの結果においても、ラジアルエッジ法は真値と等しい結果を示し、ワイヤ法とラジアルエッジ法の比較においても、MTF は再構成関数 B30, B40 とともにほぼ同じであった。よってラジアルエッジ法はワイヤ法と同様 CT の MTF 測定法として妥当であることが示された。

ラジアルエッジ法の DFOV 依存性についての検討の結果より、ラジアルエッジ法では FOV を 200mm から 300mm に変化させても MTF がほとんど変化しないことが分かった。これは実ピクセルサイズより実効サンプリング間隔が細かい（本研究では実ピクセル間隔の 1/3）ことが寄与していると考えられ、臨床でよく用いられる 200~400mm の FOV でも正確な MTF が測定できることが示された。

ラジアルエッジ法において、effective mAs を 25~100 mAs に変化させた場合にも、MTF 測定結果にほとんど変化は見られなかった。この結果より、本研究において採用した 50 枚の画像加算がノイズ低減に有効であったことを示した。さらに、取得した 50 枚の画像は、ファントムを寝台と独立して配置して取得したため、画像間のアライメント差は皆無に近く、画像をページング観察しても僅かなズレも視認できなかったことから、加算による解像度への影響は回避できたものとする。

逐次近似応用再構成である I40 は、FBP の B40 に対して、ラジアルエッジ法にて顕著に低い値を示した。1.緒言で述べたように、逐次近似応用再構成法は、非線形処理であることから、SAFIRE においてもコントラスト依存の画質特性を持つことが推測されたが、ラジアルエッジ法で用いた水に対するアクリル円柱のコントラスト（約 120 HU）において、解像特性が顕著に低下する結果が示された。このことから、ラジアルエッジ法は、画像加算と組み合わせることで、コントラストを変化させた状態での解像特性の評価に用いることができると考えられた。

また、円柱は、湾曲したエッジを有していることから、ワイヤや直線的なエッジのファントムに対しては、人体構造からの解離は少ないことから、逐次近似応用再構成において臨床画像に表れる解像特性変化をより正確に評価できることが示唆された。今後は、SAFIRE を用いて、コントラストや線量レベルを変化させて解像特性を測定し、またその時のノイズ特性との対比を行うことでさらにラジアルエッジ法の精度についての検討が可能であると考えられる。

本研究では円柱ファントムはアクリル円柱の周りを水で満たした構造としたが、円柱ファントムの水部分を希釈造影剤とすることでコントラストの調整が可能であり、解像特性のコントラスト依存性の評価にも利用可能であると考えられる。

7. 結語

CT 装置の MTF 測定法の精度に関して、ワイヤ法のファントムの径による影響を検討し、人体構造と解離しない構造をもつ円柱ファントムを用いるラジアルエッジ法を提案し、その有効性について検討した。ワイヤファントムは直径 50mm 程度のものが一般的に用いられているが、直径 100mm 程度のもののほうがエッジ強調タイプの関数において精度的が高いことが示唆された。ラジアルエッジ法は臨床的条件を考慮しつつワイヤ法とほぼ同等の MTF を算出でき、有効な MTF 測定法であることが示された。さらに逐次近似応用再構成においてラジアルエッジ法を使用し、解像特性のコントラスト依存性を確認した。

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). 日本医学会誌 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) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 大橋一也. CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. 日放技学誌 2008; 64 (6) 672_680
- 4) 河野 敦. 肝臓の CT. 東京女子医科大学雑誌 1986; 56 (2) : 194_202
- 5) NIST : X-Ray Mass Attenuation Coefficient : <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>

- 6) 高田忠徳, 市川勝弘, 林 弘之, 三井 渉, 作田啓太, 越田晴香, 横井知洋, 松原孝祐, 堀井純清, 飯田泰治. 逐次近似再構成法を応用した新しい画像再構成法に対する画質評価. 日放技学誌 2012 ; 68 (4) 404_412
- 7) 市川勝弘, 村松禎久. 標準 X 線 CT 画像計測. 日本放射線技術学会. 2009
- 8) P. F. Judy. The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. Med. Phys. 1976 ; 3 (4) 233_236