

## (解説) CT における画像平均化手法を用いた逐次近似再構成のための空間分解能測定

瓜倉厚志<sup>1</sup>, 市川勝弘<sup>2</sup>, 原孝則<sup>3</sup>, 西丸英治<sup>4</sup>, 中屋良宏<sup>1</sup>

1. 静岡県立静岡がんセンター画像診断科
  2. 中津川市民病院医療技術部
  3. 金沢大学医薬保健学域
  4. 広島大学病院診療支援部
- 

### 緒言

CT の画像再構成において filtered back projection (FBP) は標準的な再構成法である。最近、主要な CT メーカーが逐次近似 (IR) 技術を利用した再構成法を開発し、臨床 CT 検査に適用している。

IR は、空間分解能を維持しながら、主に量子ノイズを低減する特徴を有するため、放射線量を低減するために使用される。ほとんどの IR は非線形プロセスに基づいて設計されているため、FBP と比較して画像特性が複雑であり、IR 画像の画質評価方法はまだ確立されていない。従来の評価手法は、線形の信号応答に基づいた FBP 画像のために考案されたため、そのまま適用することはできない。

解像特性は CT の画質評価において重要であり、従来の測定法において正確な結果を得るためには、金属ワイヤや高コントラストの周期パターンなどの高コントラストの物体が必要である。高コントラスト物体で解像特性を評価した IR の画質に関する報告はあるが、その結果は人体の高コントラスト部分 (例えば、骨) についてのみの解像特性を表し、低コントラストまたは中コントラストの物体の特性を示さない。

一般に、低コントラスト物体の検出には空間分解能は重要ではない。これは、直径が 2.0 mm より小さい物体が低コントラストファントムに含まれないことから明らかである。正常な肝実質と 5~20 Hounsfield unit (HU) のコントラストを有する肝腫瘍は、臨床 CT 画像における典型的な低コントラスト物体としてよく知られている。したがって、空間分解能の評価は、このような低コントラスト領域ではそれほど重要ではない。一方、冠状動脈 CT において脂質が豊富なプラーク (約 50 HU の濃度差) を診断するためには、プラークの詳細な構造を表すことが重要である。また、50 HU 程度のコントラストを有する深部静脈血栓症の正確な診断のためには、より高い解像特性を必要とする。したがって、IR の解像特性

を評価するために、約 50 HU のコントラスト（中コントラスト）を有する物体の空間分解能を評価することは重要である。

Richard らは、ACR ファントムに構築された円形オブジェクトから得られた edge spread function の平均化を伴う modulation transfer function (MTF) の測定手法を提案した。彼らは、逐次近似応用再構成 (ASIR) およびモデルベース逐次近似再構成 (MBIR) から得られた MTF は、コントラストおよび線量に依存することを明らかにした。彼らの研究では、995, 120, および 95 HU のコントラストを有する円形物体を MTF 測定に使用しており、コントラスト 120 および 95 HU の結果に、画像ノイズによる MTF 値の顕著なばらつきが示されている。したがって、コントラストノイズ比が低い中コントラストの方が偏差が大きくなることが予想される。

本研究では、中コントラスト (50 HU) 物体に適用可能な MTF 測定手法の有効性を調査し、FBP と IR 画像の空間分解能の差異を評価することを目的とした。

## 方法

### CT スキャナと逐次近似再構成

すべての検査は、multidetector CT スキャナ (Aquilion ONE) を用いて行った。このシステムは、z 方向に最大 160mm のカバレッジを得ることができる 320 列の検出器アレイを備えている。Aquilion ONE に搭載された IR 技術である Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D) を評価した。すべてのデータ収集は、ノンヘリカルスキャンモードで実施した。

### バーパターン法

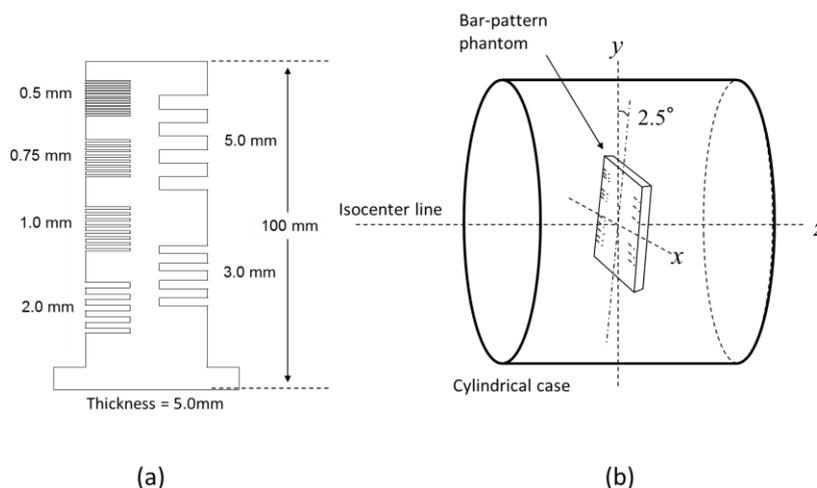


Fig. 1

Fig. 1a に示すようなアクリルのバーパターンファントムを使用した。このファントムは、0.5~5.0 mm (対応する周波数: 1.0~0.1 cycles/mm) のバーサイズを有する 6 つのバーパターンセグメントから構成され、

CT 値は 135 HU であった。Fig. 1b に示すように、バーパターンファントムは、直径 200 mm の円筒状の亚克力ケースに固定され、バーパターンのファントムの平面は、円筒ケースの軸平面に平行であった。円柱状のケースをアイソセンタに置き、バーパターンの長軸が y 軸に対してわずかに（約 2.5°）傾くように調整した。この傾斜は、後述するフーリエ解析のための十分に小さい有効サンプリングピッチを提供するために必要であった。バーパターンとバックグラウンドの間のコントラスト ( $\Delta$ HU) を 50 HU にするために、ケースに希釈ヨード造影剤 (2.7 mgI / ml) を充填した。高コントラスト条件の設定については、ケースが空気で満たされていた ( $\Delta$ HU = 1135 HU)。

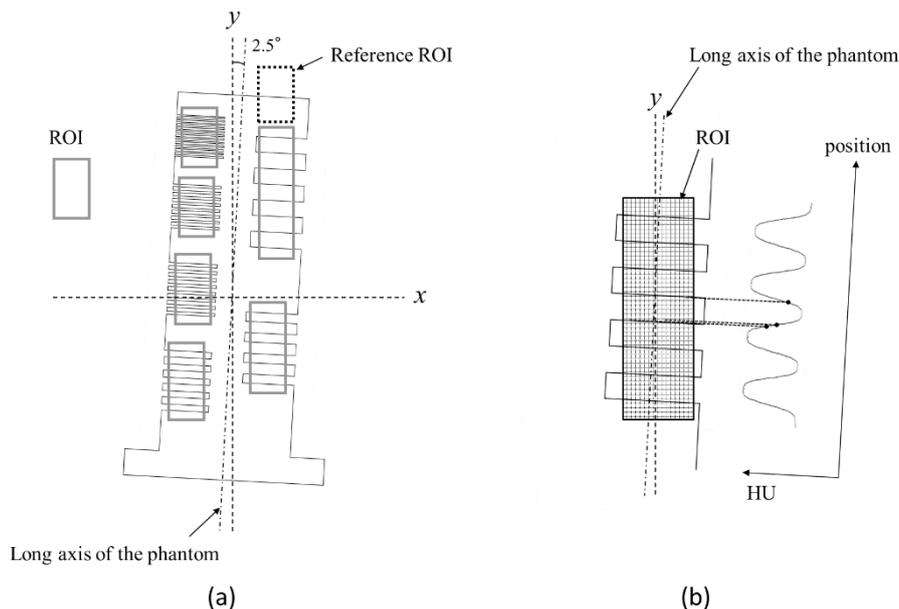


Fig. 2

MTF は、フーリエ変換を用いて、各バーパターンセグメントの方形波プロファイルから正弦波振幅を抽出する方法によって測定された。MTF 計算のために、以下のステップを実施した：(1) Fig. 2a に示すように、各セグメントに関心領域 (region of interest: ROI) を配置した。(2) 各 ROI 内で、様々な画素値をバーラインと直交する線に投影し、実際のピクセルピッチよりも有効なサンプリングピッチで方形波プロファイルに対する応答を得た (Fig. 2b)。ミスアライメントによる投影データのぼけが視覚的に最小になるように、投影角度を約 2.5 度に微調整した。このプロシージャは、オーバーサンプリングされたプロファイルを提供し、ナイキスト限界を超えるセグメントの周波数応答の測定を可能にする。(3) 得られたプロファイルにフーリエ変換を適用することにより、プロファイルにおける基本周波数の正弦波振幅 ( $A_n$ ,  $n$  = セグメント数) を抽出した。(4) 入力振幅 ( $A_0$ ) は、Fig. 2 に示すように、ファントムの最上部に位置する reference ROI から測定されたコントラストによって決定された。(5) 各セグメント (周波数) における MTF 値は、 $A_n$  から  $A_0$  までの振幅の比を計算することによって得られた。ステップ (2) で使用されたビンニング処理のわずかな影響は、ビンの幅に対応する sinc 関数によって補正された。

スキャン条件は、120 kV, 80 mA, 2.0 s / rot., および  $80 \times 0.5$  mm の検出器構成であった。CT 画像は、240 mm の display field of view (DFOV), 0.5 mm スライス厚, および FC12 の再構成カーネルを用いて FBP

および AIDR 3D によって再構成された。

中コントラスト条件については、ファントムをスキャンし、次いで、再構成画像からバーパターンファントムの軸平面を含む 2 つの軸方向画像を選択した。スキャンを 50 回繰り返した結果、各 FBP および AIDR 3D それぞれについて 100 枚の画像が得られた。これらの画像は、後のセクションで説明するように、正しい解像度特性を測定するために採用した画像平均化手法を使用した評価に使用した。高コントラスト条件では、2 回ファントムスキャンを行い、再構成ごとに 4 枚の画像を得た。

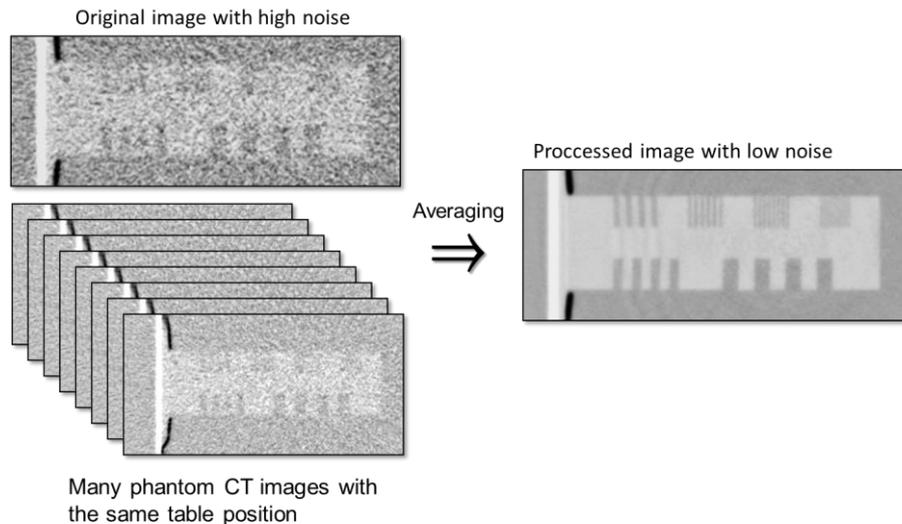


Fig. 3

### 画像平均化技術

CT 画像の空間分解能は、ノイズのない領域で評価する必要がある。従来の空間分解能測定においては、この要件を満たすためにノイズのない状態に近づけることができる高コントラストの物体（例えば、金属線）が使用される。したがって、中～低コントラストでは、ノイズ要件が満たされていないため、コントラストの低いオブジェクトは測定に使用できない。この問題を解決するために、同じテーブル位置で取得した多くの画像を平均化することによって画像ノイズを低減する画像平均化手法を使用した。この手法を適用することにより、CT 画像ノイズで支配的なランダムノイズ成分としてよく知られている量子ノイズを低減することができ、解像度測定に適したバーパターンの低ノイズ画像を得ることができた (Fig. 3)。この手順により、データフィッティングなどの近似技法の使用が不要になった。同じテーブル位置を持つ多くの画像を得るために、固定テーブル位置でファントムスキャンを繰り返した。

### 必要とされるコントラスト - ノイズ比

バーパターンファントムを使用して正確な測定値を得るために、最低限必要なコントラスト - ノイズ比 (CNR) を調べた。具体的には、バーパターンファントムの FBP 画像を用い、平均化手法の画像数を調整することにより、様々な CNR の CT 画像を得た。解像特性を正しく評価するためには、方形波プロフ

ファイルが各 ROI で正しく得られることが重要であった。したがって、MTF 誤差は CTF 誤差とほぼ同じレベルにあると予想されるため、contrast transfer factor (CTF) を採用してプロファイルの精度を評価した。各平均化された画像において、 $u$  の矩形波周波数を有する各バーパターンセグメントに対する CTF は、以下の式によって計算された。

$$CTF(u) = \text{Contrast}_{target} / \text{Contrast}_{reference} \quad (1)$$

$\text{Contrast}_{reference}$  および  $\text{Contrast}_{target}$  は、それぞれ、Fig. 2 に示す各バーパターンセグメントにおける reference ROI およびそれぞれの ROI で得られたプロファイルの振幅の差であった。振幅の差は、それぞれ上部および下部のピーク値で測定した。

我々は、以下の 5 つの CNR レベルを試験した：20, 24, 28, 32, および 36; 平均化のための対応する画像数はそれぞれ 44, 60, 100, 140, および 180 であった。平均画像から測定した CTF 値を真の CTF 値と比較した。真の CTF 値は、高コントラスト条件の平均画像から測定したものとして定義した。

### バーパターン法の精度

バーパターン法の精度を検証するため、バーパターン法および従来法で測定した MTF 値を、ワイヤファントムを用いて比較した。線形性を有する画像がこの比較に適していたため、FBP 画像を使用した。

ワイヤファントムは、直径 50 mm の円筒状の亚克力ケースからなり、0.05 mm の細いタングステンワイヤがケースの中心軸に沿って張られていた。ケースは水で満たされた。ワイヤファントムを CT システムのアイソセンタラインに沿って配置した。スキャン条件は、120 kV, 100 mA, 2.0 s / rot, および 80 × 0.5 mm の検出器構成であった。CT 画像は、50 mm の DFOV, 0.5 mm のスライス厚, および FC12 の再構成関数を使用し、FBP および AIDR3D で再構成された。ワイヤの CT 画像から line spread function (LSF) を抽出するために、Giger らが提案した仮想スリット法を用いた。スリットサイズ ( $x \times y$ ) は  $1 \times 40$  画素に設定し、 $x$  方向に走査した。スリットスキャンを適用することにより、256 データポイントの LSF が得られ、LSF 中心から遠い両側のデータのテール部分がテール部分のノイズの悪影響を低減するためにゼロデータに置き換えられた。MTF は、補正された LSF の一次元フーリエ変換の使用によって計算された。

### 逐次近似再構成の MTF

バーパターンファントムの平均化画像から、FBP と 2 つの異なる強度 (weak, strong) の AIDR 3D の MTF を測定した。平均化のための画像数は、調査で既に得られた最小限必要な CNR について決定された。また、解像特性の線量依存性を調べるために、管電流 270 mA の高線量条件でも MTF を測定した。高線量条件では FBP および AIDR 3D (weak) において、それぞれ平均化のため 32 の画像を使用した。

## 結果

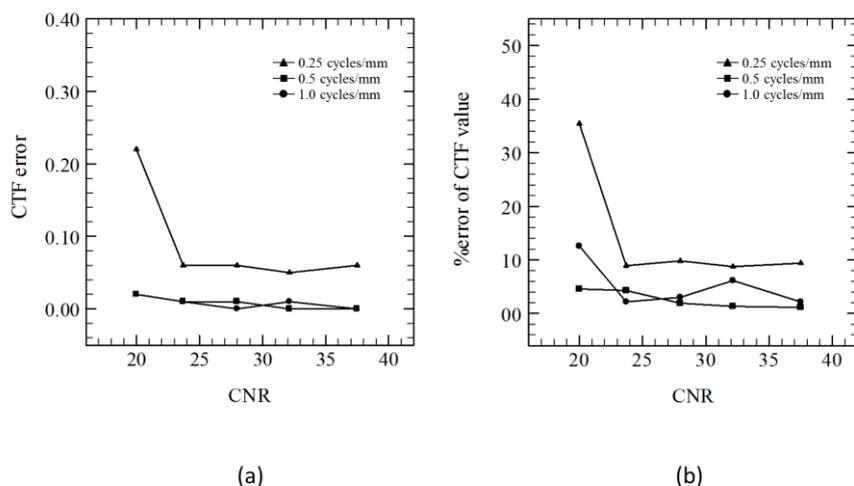


Fig. 4

### 必要な CNR

Fig. 4 は、空間周波数が 0.25, 0.5, 1.0 cycles / mm における CNR と CTF 誤差 (真の CTF 値との差) の関係および、CNR と CTF の百分率誤差との間の関係を示す。CTF の誤差は CNR レベルが 24 で低下し、28 以上では十分に小さかった。そこで、バーパターン法を用いた MTF 測定の精度を十分に確保するための CNR レベルを 28 に決定した。

### バーパターン法の精度

Fig. 5 は、FBP 画像から測定したワイヤおよびバーパターン法の MTF 結果を示す。バーパターン法では、高コントラストおよび中コントラストの結果を示した。バーパターン法の結果はワイヤ法の結果とほとんど一致したため、バーパターン法の精度が確認された。

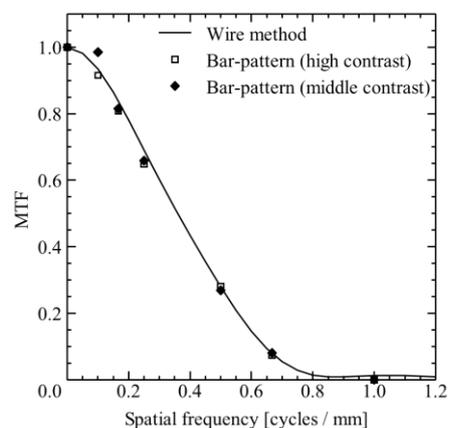


Fig. 5

### ワイヤ法の MTF

Fig. 6 は、FBP の従来のワイヤ方法と AIDR 3D の 4 つの強さの MTF 結果を示す。全ての MTF 結果は正確に同一であり、これは高コントラスト物体の解像特性が AIDR 3D の強度とは無関係であることを示している。

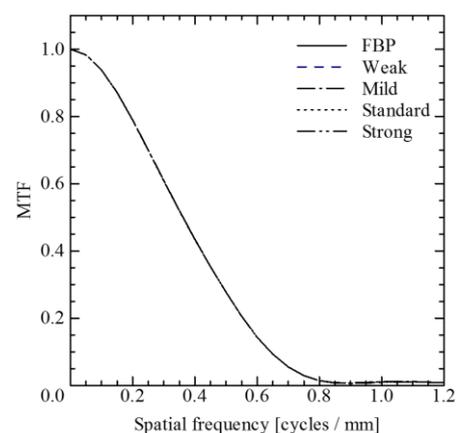


Fig. 6

### AIDR 3D の MTF

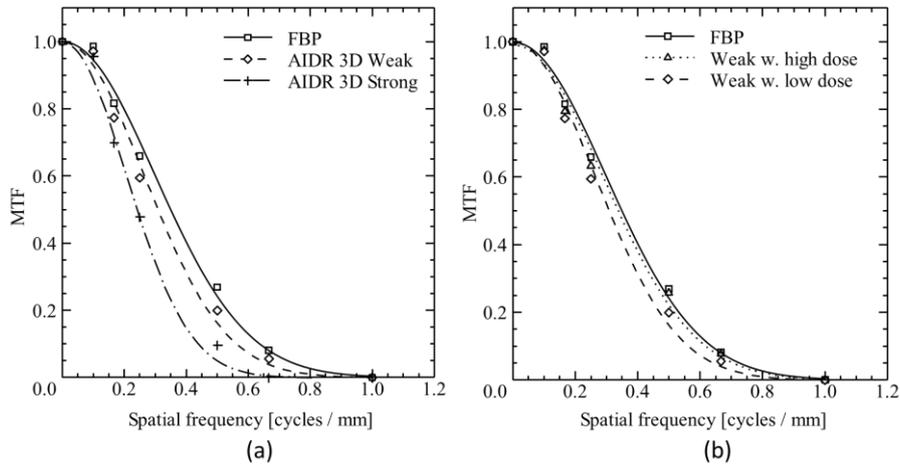


Fig. 7

Fig. 7a は、FBP と AIDR 3D の中コントラスト条件の MTF 結果を示す。AIDR 3D の MTF プロットについては、ガウスフィッティング MTF カーブも示した。FBP, AIDR 3D (weak, strong) の 10% MTF における周波数は、それぞれ、0.64, 0.56, および 0.44 であった。AIDR 3D の MTF は、AIDR 3D の強度に伴って減少した。

Fig. 7b は、FBP と、2つの異なる線量レベル (270 mA および 80 mA) に対する AIDR 3D (weak) の MTF を示す。高線量および低線量レベルについての volume computed tomography dose index (CTDI<sub>vol</sub>) は、それぞれ 44.2 および 11.5 mGy であった。AIDR 3D の MTF は、線量レベルに依存して変化した。10% MTF の周波数は線量減少に伴って 0.618 から 0.562 に低下した。

### 処理画像

Fig. 8 は、画像平均化手法によって処理されたバーパターン画像を示す。(a) 低線量の FBP で取得した原画像、(b) 高線量の AIDR 3D (weak)、(c) 低線量の AIDR 3D (weak)、(d) 低線量の AIDR 3D (strong) の CNR 値はそれぞれ 2.43, 4.67, 3.60, および 6.50 であった。高線量の AIDR 3D (weak) の鮮鋭度は FBP のそれとほぼ同等であった。低線量では、AIDR 3D の鮮明度が低下し、strong は最も低い鮮鋭度を示した。特に、0.50 および 0.67cycles/mm のバーパターンセグメント (Fig. 8 の点線のボックス内の領域) では、バーの分離の変化が顕著であった。これらの知見は、バーパターン法によって測定された MTF の結果とよく相関していた。

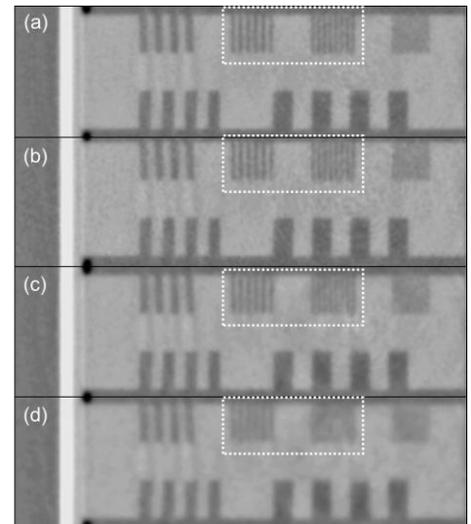


Fig. 8

### 考察

従来のワイヤ法の結果は、FBP と AIDR 3D の空間分解能に差異がないことを示した。Miéville らは、高コントラストのビーズを使用して測定した 3 つの IR, ASIR, VEO (GE Healthcare) と iDose<sup>4</sup> (Philips

Healthcare) の MTF 結果を発表した。この研究では、ASIR と iDose<sup>4</sup> は FBP とほぼ同じ MTF を提供し、VEO は FBP よりも高い MTF を示した。Gervaise らは、東芝メディカルシステムズによって開発された第 1 世代 AIDR の MTF 結果を、0.28 mm タングステンワイヤを含むファントムを用いて測定した。この研究では、FBP と AIDR の間に空間分解能の差はなかった。IR は一般的に非線形プロセスに基づいているため、これらの結果はコントラストの高いオブジェクトのみの結果でしかない。さらに、従来のワイヤやビーズの方法では、十分に小さいサンプリングピッチで正確な LSF を提供するために、小さな DFOV が必要である。IR の解像特性は DFOV に依存する可能性があるため、ワイヤまたはビーズ画像から測定した MTF の結果は、成人向けの大きな DFOV を有する臨床画像に対応する正しい MTF を示さない。画像平均化技術は、50 HU の中コントラストのために十分な CNR (28 以上) を得るために有効であった。中コントラスト状態では、画像平均化技術は、低ノイズで空間解像度を測定することを可能にする。さらに、十分に小さいサンプリングピッチを得るために使用されるバーパターンファントムの傾斜配置は、臨床用途に対応する大きな DFOV を用いる用途において有効であった。

バーパターンとワイヤの両手法で得られた FBP 画像の MTF 結果はほぼ同一であった。さらに、バーパターンを用いた高コントラストと中コントラストの比較研究では、両方のコントラストの MTF がほぼ同じ値を示した。これは、Fig. 4 に示すように、中コントラスト画像に適用された画像平均化技術が MTF 測定精度に影響しないことを示している。画像平均化のための画像間の位置合わせの差異は無視できるからである。バーパターンのほとんどの MTF 結果では、0.1 cycles/mm での MTF 増加が見出された。リングアーチファクトが Fig. 5 の 5 mm バー (周波数: 0.1 cycles/mm) のセグメントで認識することができるため、MTF の増加はアーチファクトに起因するプロファイル歪みに起因すると考えられた。画像平均化技術は、ランダムノイズ (量子ノイズ) を低減するのに有効であるが、リングアーチファクトおよび他の固定パターンノイズを低減するためには適切に機能しない。したがって、我々の方法を使用する測定手順の他に、これらのアーチファクトを低減するために通常空気または水ファントムを用いて実施されたより慎重なキャリブレーション操作が必要とされる。

中コントラスト条件の場合、AIDR 3D の MTF は、FBP と比較して、IR プロセスの強度とともに減少した。IR を使用した線量低減においては、IR が解像度を維持しながらコントラストのある対象物のノイズを同時に低減することを期待している。しかし、AIDR 3D は臨床的に解決が必要な中コントラスト物体の解像度を維持することができなかった。さらに、AIDR 3D の MTF は低線量条件で減少したが、MTF は高線量条件でほぼ維持された。これらの結果は、より多くのノイズ低減が期待されるほど、IR 画像において分解能劣化が生じることを示した。残念なことに、これらの関係はオペレータによる強度設定および線量減少率の選択を困難にする。

この研究にはいくつかのリミテーションを有する。まず、バーパターンのファントムの固定位置で MTF を測定したので、我々の結果では、解像度の方向依存性または位置依存性の影響が混在する可能性がある。第二に、この研究では、円筒状物体を用いた Richard らの方法や、Mori and Machida が行った低 CNR

のエッジ画像に適用できる MTF 計算法との比較を行っていない。したがって、解像度の形状依存性などは調査しなかった。

## 結論

バーパターンファントムと画像平均化技術の組み合わせを使用したこの方法では、合理的な精度で中コントラスト (50 HU) の IR の分解能を評価することができた。我々の方法で得られた結果は、IR の分解能が、IR プロセスの強度および線量の減少とともに低下することを明らかにした。IR による線量減少率の決定過程では、我々の方法で正確に評価できる MTF のコントラストと線量依存性を考慮する必要がある。