

Object shape dependency of in-plane resolution for iterative reconstruction of computed tomography

Physica Medica, 2017;33(1):146-51.

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179717300017>

(解説) X線 CT の逐次近似再構成画像における面内解像度の物体形状依存性

○高田忠徳¹⁾ 市川勝弘²⁾ 三井渉¹⁾ 林弘之¹⁾ 峰広香織¹⁾ 作田啓太¹⁾ 布目晴香¹⁾
松原孝祐²⁾ 川嶋広貴²⁾ 松浦幸広¹⁾ 蒲田敏文³⁾

1) 金沢大学附属病院放射線部

2) 金沢大学大学院医薬保健学総合研究科 医療科学領域

3) 金沢大学大学院医薬保健学総合研究科 内科系医学領域 放射線科学

要約

コンピュータ断層撮影 (CT) における逐次近似再構成 (IR) の面内解像度特性が画像ノイズおよびコントラストに依存することは既に知られている。ただし、これまでの面内解像度解析手法では高ノイズ、低コントラストの状況下での評価は困難であった。さらに臓器のサイズや形状といった人体構造を考慮した評価はなされておらず、実臨床での状況を想定した解像度評価 (Task based MTF: MTF_{Task}) の重要性が高まりつつある。そこで我々は、実臓器を想定した大きさや形状が異なるオブジェクトが IR の解像特性に与える影響を評価することを本研究の目的とした。

使用するファントムは直径 3, 7, および 10 cm の円柱状オブジェクトをアクリル (CT 値 = 120 程度のコントラスト) および軟部組織等価物質 (CT 値 = 50 程度のコントラスト) で作成した。さらに 1 辺が 5 cm の立方体のオブジェクトも同様の材質で作成した。解析方法は Richard らが報告した円柱オブジェクトの円周上におけるエッジから広がり関数 (ESP) を得て、それをフーリエ変換し変調伝達関数 (MTF) を求める手法 (円周エッジ法) を用いた。一方、立方体オブジェクトに対しては 1 辺の直線上における直線エッジから ESF を得て MTF を求める手法 (直線エッジ法) を用いた。さらに、従来法である金属ワイヤを用いた手法 (ワイヤ法) による解像特性評価を加えることで、本手法の妥当性を確認した。データ収集において、2 台のマルチスライス CT スキャナーを使用し、5 および 10 mGy の撮像線量ですべてのオブジェクトを撮像し、IR およびフィルタ逆投影法 (FBP) の MTF を測定した。ここで、本研究では低コントラストの状況下での評価を目的としているため、画像ノイズによる解像特性評価への影響が懸念された。そこで、本研究では画像加算の手法を取り入れて、十分なコントラストノイズ比 (CNR) が担保されるよう 100-600 スライス程度の画像

を加算し平均された画像より MTF を求めた。

結果では、まず FBP によって再構成されたすべてのオブジェクト画像において各エッジ法とワイヤ法の MTF はほぼ一致した結果を示した。これにより、我々の解析技術の妥当性を示した。IR 画像において、異なるオブジェクトの直径や形状での MTF の結果は各コントラストと線量の組合せでほぼ一致した。そして、我々は 2 機種 of 異なる CT で撮像された IR の解像度特性においてオブジェクト形状依存性を観察しなかった。ただし、機種によりコントラストおよび線量依存性は異なることを確認した。

これらの結果より、オブジェクトサイズや形状が IR の解像特性に影響を与えることはなく、線量とコントラストによる影響を考慮すべきと考える。さらに、円周エッジ法と直線エッジ法が IR の解像度特性を評価することにおいて等しく役立つと結論する。

1. 背景

現在、フィルタバックプロジェクション (FBP) は、標準的なコンピュータ断層撮影 (CT) 画像再構成法と考えられ、この方法の線形プロセスゆえに画像ノイズおよびオブジェクトコントラストにほぼ依存しない解像度特性を特徴とする。結果として、ほぼすべての臨床の CT システムは、画像出力において FBP を使用している。近年、逐次再構成 (IR) 技術が臨床に導入されている。しかしながら、これらの技術の非線形特性は、画像ノイズレベルおよび物体のコントラストに依存する解像度変動の報告をもたらした[1-5]。したがって、IR 画像の解像度を評価するために、異なる CT 値コントラストを有するディスク (円柱) オブジェクトの円周エッジから変調伝達関数 (MTF) を測定するタスクベースの技術 (すなわち、円周エッジ法) が提案された。さらに、この方法を用いて IR の非線形解像度特性を評価した[3,4]。タスクベースの MTF (MTF_{Task}) をコンセプトとする原著論文[4]では、CT 品質管理によく利用される ACR CT ファントムが使用され、ファントムのいくつかのセクションのうちの 1 つで、120 kV で -95, 120, および 955 Hounsfield units (HU) の CT 値精度管理用の円形オブジェクトを含むディスクの画像が、広範囲の線量で取得された。 MTF_{Tasks} は 3 つ円形オブジェクトの円周エッジから測定され、2 つの IR 法の MTF_{Tasks} がコントラストと線量に依存して変化することが実証された。

円周エッジ法は IR に対して有効に使用されてきたが、IR の MTF_{Task} に対するディスク径の影響は検討されていない。特に、 MTF_{Task} 測定における他の候補として考案されている直線エッジ法は、平坦な表面 (例えば、立方体または直方体) を有する物体を撮像することによって得られる傾斜した線形エッジ画像[1,6,7]を使用し、 MTF_{Task} に適用可能であるように思えるが、直線エッジ法は IR の MTF_{Task} を評価するためには使用されておらず、円周エッジ法と直線エッジ法で得られた IR の MTF_{Task} は比較されていない。特に、IR の解像度の形状

依存性は、オブジェクトの形状がタスクとしての包含を必要とするため、タスクベースの評価を複雑にする。本研究では、直径の異なる円柱状オブジェクトと立方体オブジェクトを用いて IR の MTF_{Task} の形状依存性を調べることを目的とした。

2. 使用機器および方法

2.1 CT 装置および逐次近似再構成

Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) と Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) をそれぞれに搭載する SOMATOM Definition Flash (DF; Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) と Discovery CT750 HD (GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) の 2 台のマルチスライス CT 装置を使用した。SAFIRE (1-5 のノイズ低減レベルのうち 5 が最もノイズを低減する) は、投影データレベルでアーチファクトを除去し、画像領域での反復によるノイズリダクションとエッジ保存を実行することで高速再構成を容易にする [8]。ASIR は、フォワードプロジェクションとバックプロジェクションの両方において反復処理中に生データレベルでノイズとアーチファクトの両方を低減し、10% 間隔で 0~100% の FBP と IR 画像をブレンドできる。ASIR-100% は最大のノイズ低減をもたらす。

2.2 テストオブジェクト

この実験で使用されたファントムの概要を図 1 に示す。直径 200 mm のアクリル製円筒形ケースを使用して、異なる形状のテストオブジェクトを封入した。具体的には、オブジェクトは、直径が 3, 7, および 10 cm で高さが 10 cm の円柱状もしくは、1 辺の長さが 5 cm の立方体とした。各形状について、軟部組織等価物質 (SZ-207, Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan) およびアクリルの 2 種の材質からオブジェクトを生成した。これらのオブジェクトを使用して、円柱オブジェクトの円周エッジおよび立方体オブジェクトの直線状エッジ間の違いと同様に異なる曲率の円周エッジの解像度特性を調べることができた。軟部組織等価物質 (SZ-207) およびアクリルの 120kV における CT 値は、それぞれ約 50 HU および 120 HU であった。各オブジェクトは、円筒形ケースの同軸上に配置され、水で満たされた。

水を充填した直径 50 mm の円筒状のアクリルケースに 0.15 mm の銅線を封入したワイヤファントムが従来の MTF 測定法として使用された。FBP 画像の場合、ワイヤ法で得られた MTF 結果は、ここで使用された測定手法および計算技術の検証のために、円柱および立方体オブジェクトを使用して測定された MTF 結果と比較された。

3, 7 および 10 cm の各円柱サイズの円周エッジは、回転軸から異なる距離に配置された。しかし、焦点からの線束に沿った円周エッジ上の各オブジェクトと X 線焦点間の距離は、3

パターンの直径において有意な違いはなかったため、オブジェクトの中心位置決めは、すべての直径に対して非常に類似した幾何学的半影状態をもたらした。したがって、3パターンオブジェクト径は円周上の接線の点でほぼ等しい幾何学的半影を示すので、形状（曲率）依存性評価に使用することが可能であった。円柱状オブジェクトが中央に配置されていない場合、幾何学的半影の類似性は分断される。したがって、直径の異なる円柱状オブジェクトを用いて形状依存性を評価することはできない。

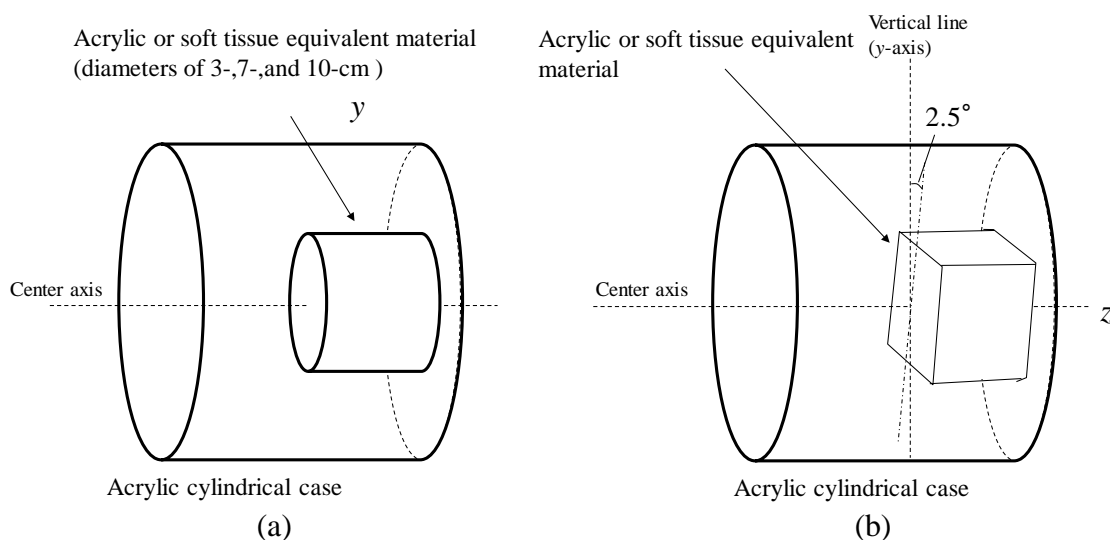


Fig. 1 Phantom overviews. (a) Columnar and (b) cubic objects were enclosed in a 200-mm-diameter acrylic cylindrical case filled with water. For each object shape, two objects made of acrylic or a soft tissue-equivalent material were prepared.

2.3 データ収集

円柱状オブジェクトについて、中心軸は、CTシステムの回転軸に平行で、y方向に10 mmのオフセット位置に設定された。このオフセット位置は、オブジェクトの中心軸がCTシステムの回転軸に正確に一致したときの特異的な MTF_{Task} 結果（異常に低い MTF_{Task} ）を回避するために採用された。これは、我々の予備実験で観察された現象であった。立方体オブジェクトの中心軸は、測定された表面（垂直面の1つ）が25 mmのオフセット位置に配置されるように、CTシステムの回転軸に一致させた。また、直線エッジ法で一般的に用いられているオーバーサンプリングされたエッジプロファイルを得るために、立方体はx-y座標に対してわずかに（約 2.5° ）傾斜させた[7]。

SOMATOM DF および CT750 HD の検出器構成はそれぞれ $0.6 * 128 \text{ mm}$ および $0.625 * 64 \text{ mm}$ であった。スキャン条件は、管電圧 120 kVp、管回転時間 0.5 s、ピッチファクタ 0.6 (SOMATOM DF) および 0.516 (CT750 HD) であった。CT画像は、200 mm 表示視野サイズ (DFOV)、公称スライス厚 0.75 mm (SOMATOM DF) および 0.625 mm (CT750 HD)、B40

(SOMATOM DF) および Standard (CT750 HD) の FBP 用再構成カーネルを用いて再構成した。IR の再構成カーネルは、強度 5 で I40 (SOMATOM DF)、混合率 100% の ASIR (CT750 HD) であった。CT 線量指数 (CTDIvol) における推定線量は、IR については 5 および 10 mGy であった。FBP 画像の場合、解像度特性は線量とオブジェクトコントラストとは無関係であるため、アクリルのオブジェクトのみで、10 mGy のみで使用された[1-4]。

各オブジェクトについて、次のセクションで説明するように、 MTF_{Task} の測定精度を向上させるために画像平均化技術を利用するにあたり 100-600 スライス画像を取得した。その際、円柱状および立方体オブジェクトの中心軸が CT システムの回転軸に正確に平行になるようにファントムを注意深く配置し、その後十分なスライス数の画像を得るためにスキャンを繰り返した。円柱状および立方体オブジェクトそれぞれについて 1 回の収集で 100 枚および 50 枚の画像が得られ、例えば SZ-207 を 10 mGy に設定したオブジェクトでは、十分な MTF_{Task} 精度を得るために、300 枚の画像が必要であった。ワイヤファントムもまた、その軸が回転軸に平行になるよう配置され、10 mGy の線量で撮像された。ワイヤ画像から得られた正確な点広がり関数を検出するために、50 mm に設定された DFOV を除いて、円柱状および立方体オブジェクトに使用されたのと同じ条件を使用してワイヤ CT 画像を再構成した。

2.4 ファントム画像の解析

MTF_{Task} データ解析に先立って、各円柱状および立方体の画像セットを平均して単一の画像にした。画像平均化技術をバーパターンファントムによる IR 解像度特性の評価精度を改善するために使用した報告[9]に従い、平均化画像の十分に高いコントラスト - ノイズ比 (CNR) (≥ 25) を得た。この高い CNR 条件に対しての予備実験では、5 回の測定値の標準偏差が、10% MTF_{Task} 未満の周波数範囲に対して 0.007 以内に収まることを確認した。

円柱状オブジェクトについては、Richard らによって報告された円周エッジ法を用いて、ディスク画像 (円柱状オブジェクトの axial 画像) からの 1 次元 (1D) エッジ広がり関数 (ESF) を得た[4]。等間隔の ESF データを作成し、同時にノイズを低減するために使用されるビンニングプロセスの bin 幅は、先に述べたように、200 mm の DFOV に対応するピクセルピッチ -0.39 mm の 1/5 に設定された。立方体オブジェクトについては、オブジェクト垂直面からの直線エッジを分析し、傾斜した直線エッジ周辺の様々な画素値をエッジラインに直交するライン上に投影して、1D 合成 ESF を得た。ビン幅も画素ピッチの 1/5 に設定された。ワイヤ画像については、ワイヤの周りの 256x256 ピクセルのサブ画像を 2D 高速フーリエ変換を用いて解析した。続いて、2D MTF を円周方向に平均化して、最終的に 1D MTF プロファイルを生成した。

2.5 MTF 測定および計算手法の検証

線形性を有する FBP 画像では, 円柱および立方体オブジェクトから測定された MTF_{Task} は, 線量と対象物のコントラストに関係なく, ワイヤファントムから測定された MTF と一致しなければならない[4]. したがって, アクリルオブジェクトの MTF_{Task} をワイヤファントムの MTF と比較することによって, 測定および計算手法を検証した. FBP 解像特性は線量とコントラストに依存しないので, 10 mGy のアクリルオブジェクトのみが MTF_{Task} に使用された.

2.6 形状依存解析

3, 7 および 10 cm の円柱状および立方体オブジェクトを用いて測定した MTF_{Task} の結果を比較して, アクリルおよび SZ-207 の材料について 2 機種 of IR の形状依存性をそれぞれ調べた. 線量レベルは 5 および 10 mGy であった.

2.7 線量およびコントラスト依存性解析

近年の論文[1~4]では, IR の線量とコントラスト依存性が実証されているが, 本研究で用いた条件での依存性を確認するためにデータ比較を行った. データ分析のために, アクリル (120 HU) および SZ-207 (50 HU) について, 2 種の線量レベル (5 および 10 mGy) の MTF_{Task} 結果および FBP の MTF_{Task} 結果をそれぞれ比較した.

3. 結果

我々の MTF 測定の再現性は, 高い CNR (>25) を生じさせる画像平均化技術の結果として十分に高かった. したがって, エラーバーは MTF の結果には表示されない.

3.1 MTF 測定および計算手法の検証

図 2 は, FBP 画像の MTF_{Task} (アクリルの円柱状および立方体) と MTF (ワイヤ) の比較を示す. ワイヤの MTF 結果と円柱状および立方体オブジェクトの MTF_{Task} 結果は各 CT システムでほぼ同じであり, 50%MTF の差は 5.0%未満であった. これは, それぞれのオブジェクト形状に対する MTF_{Task} の解析手法の有効性を実証した.

3.2 形状依存性

図 3 および図 4 は, それぞれ 5 mGy および 10 mGy で得られたアクリルオブジェクトの

SAFIRE および ASIR 画像の MTF_{Task} 結果を示す。これらの結果は、対象オブジェクトの形状にかかわらず各線量でほぼ同一であり、形状間の MTF_{Task} の差は 2.6% 以下であった。図 5 と図 6 に示されている SZ-207 オブジェクトでの同様の解析でも、形状依存性は示されず、50% MTF_{Task} の差は 2.9% 以下であった。

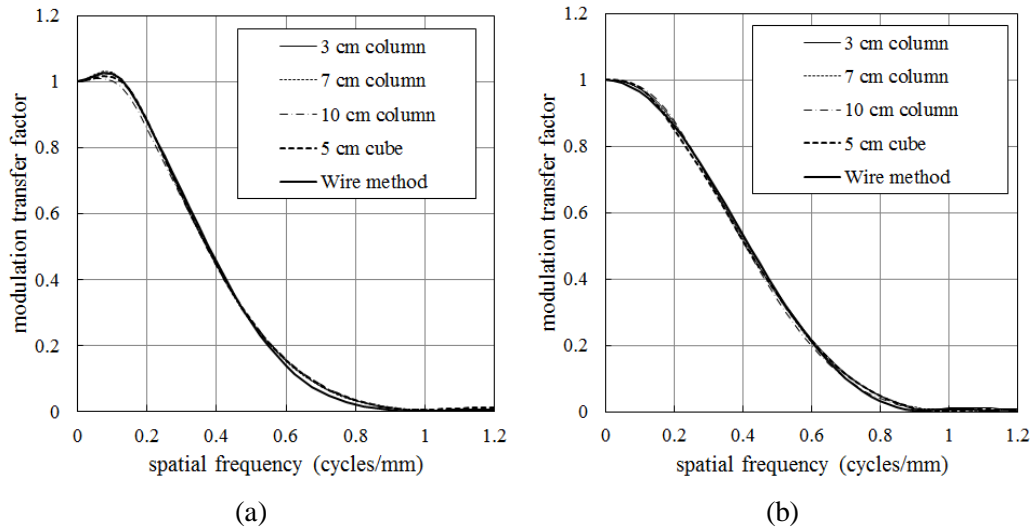


Fig. 2 MTF result of a wire phantom and MTF_{Task} results for acrylic objects with different shapes obtained using FBP with (a) SOMATOM DF and (b) CT750 HD at 10 mGy.

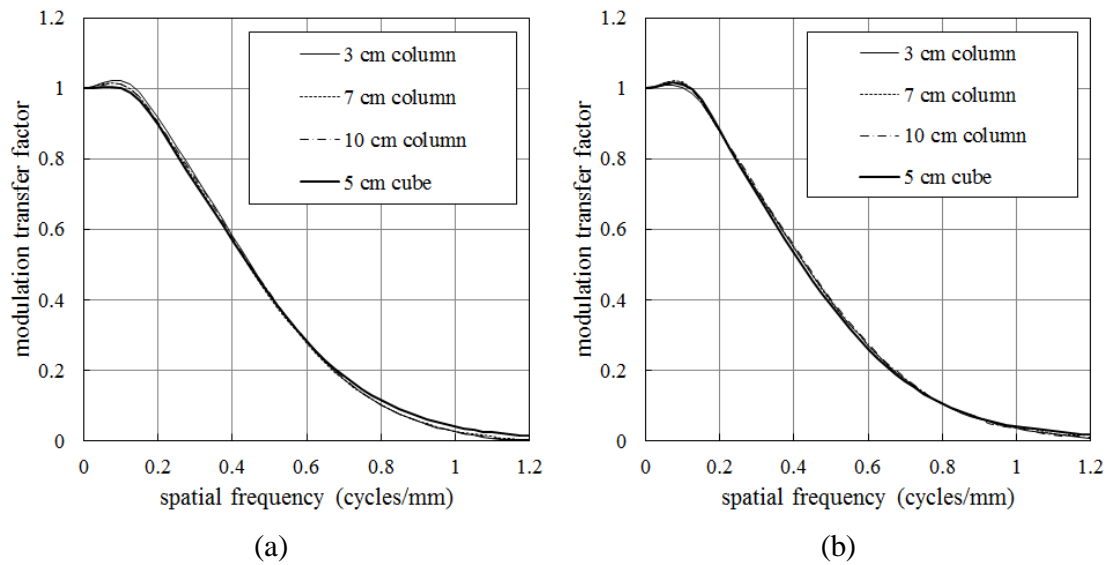


Fig. 3 MTF_{Task} results of SAFIRE images for acrylic objects obtained at (a) 10 and (b) 5 mGy.

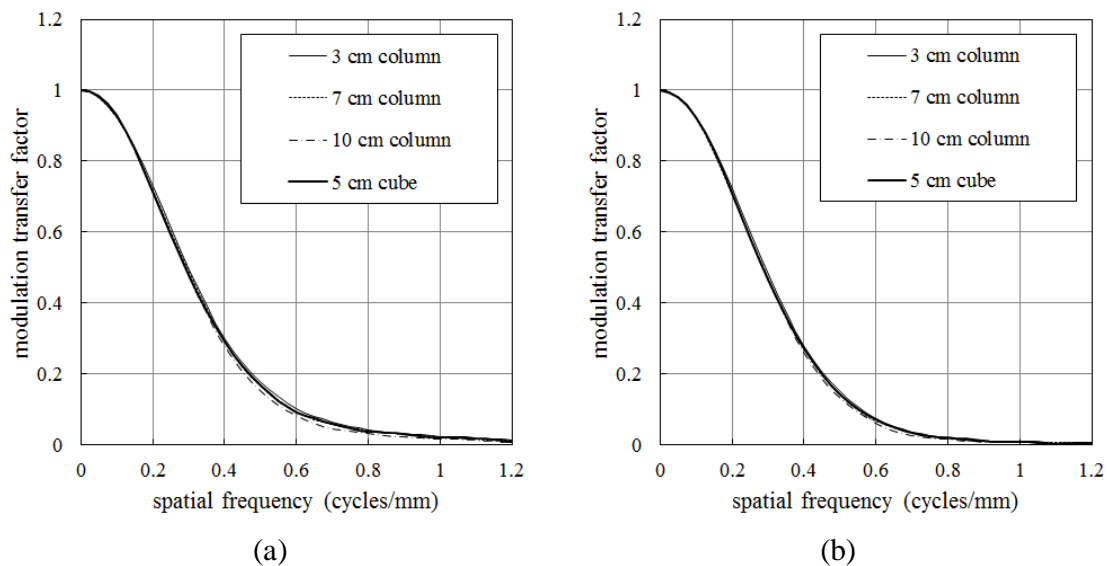


Fig. 4 MTF_{Task} results of ASIR images for acrylic objects obtained at (a) 10 and (b) 5 mGy.

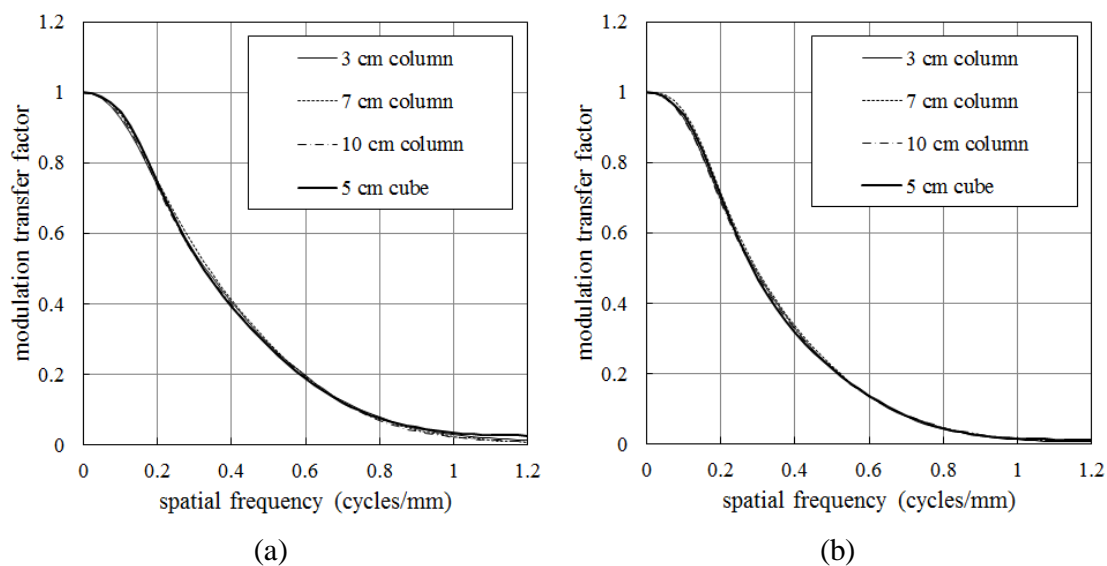


Fig. 5 MTF_{Task} results of SAFIRE images for objects made of a soft tissue-equivalent material obtained at (a) 10 and (b) 5 mGy.

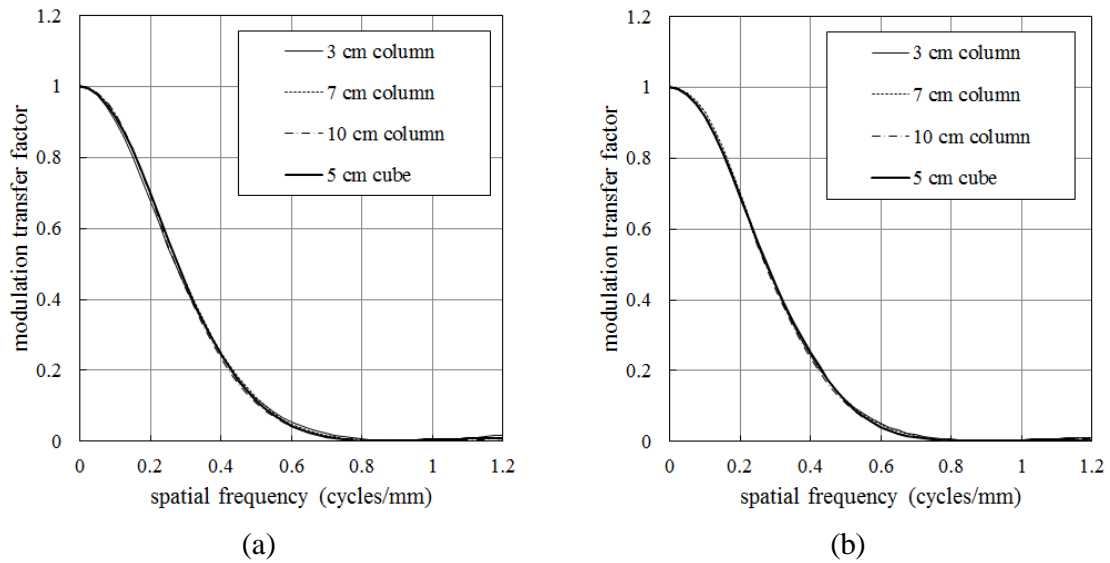


Fig. 6 MTF_{Task} results of ASIR images for objects made of a soft tissue-equivalent material obtained at (a) 10 and (b) 5mGy.

3.3 線量とコントラストの依存性

図 7 は、5 mGy および 10 mGy における 3 cm のアクリル円柱状オブジェクトの IR 画像の MTF_{Task} 結果、および FBP 画像の MTF_{Task} 結果を示す。SAFIRE は 0.5 cycles/mm での 5 mGy で 44.2%、10 mGy で 51.8% 増加と、FBP と比較して高い MTF_{Task} を示したが、ASIR は FBP に比べて MTF が有意に低く、0.5 cycles/mm での 5 mGy で 57.7%、10 mGy では 50.1% 低下した。図 8 に示すように、軟部組織等価物質の解像度は SAFIRE または ASIR のいずれでも維持されず、0.5 cycles/mm での MTF_{Task} 値は SAFIRE で 18.4% (5 mGy) 減少、および 7.9% (10 mGy) の増加を示し、ASIR で 65.2% (5 mGy)、および 64.3% (10 mGy) の減少を示した。

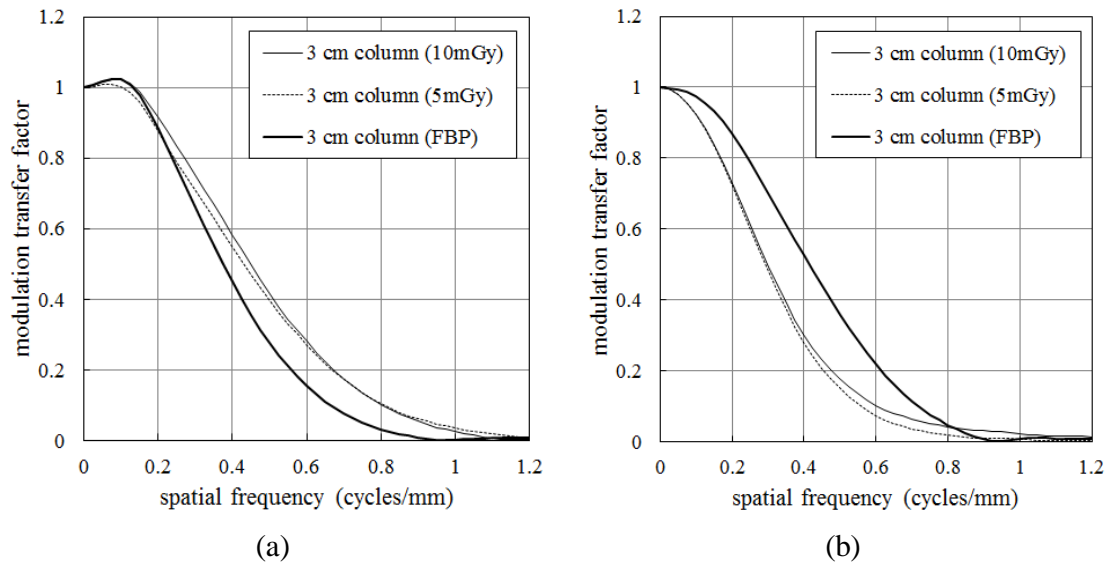


Fig. 7 MTF_{Task} results of IR images with different doses for acrylic object and of FBP images. (a) SAFIRE and (b) ASIR.

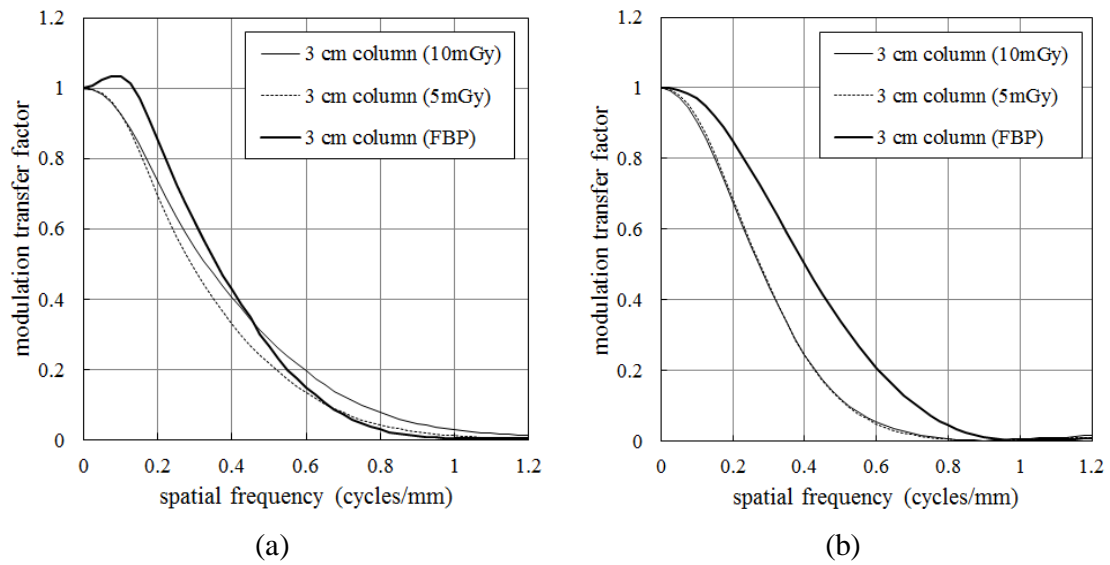


Fig. 8 MTF_{Task} results of IR images with different doses for objects made of a soft tissue-equivalent material and of FBP images. (a) SAFIRE and (b) ASIR

4. 考察

この研究では、SAFIRE および ASIR の解像度特性は、異なる直径ならびに立方体もしくは円柱状オブジェクトを評価するために使用される場合、形状依存性を示さなかった。換言すれば、円周エッジおよび直線エッジは、IR の解像度特性を評価するのに等しく有用であった。また、10 cm 以下の円周エッジ径は MTF_{Task} 評価に影響を与えなかった。したがって、

IR の解像度特性に関して形状の考慮は不要であることが実証された。

120 HU と 50 HU のコントラストについて MTF_{Task} を評価した。特に、IR の MTF_{Task} を用いたこれまでの研究では、50 HU のコントラストは評価されていない[4,10 - 12]。我々の結果では、特に SAFIRE で 50 HU と 120 HU の間に有意差が見られ、解像度は 50 HU のコントラストで維持されなかった。しかし、冠動脈や深部静脈血栓症などの詳細な構造を評価する場合、約 50 HU のコントラストの解像度を維持することが重要である[13,14]。したがって、50 HU のコントラストに対する我々の結果は、様々な臨床状況における IR の解像度特性に関して注目に値する。ASIR では、120 HU のコントラストでも解像度は維持されなかったが、50 HU でさらに劣化が観察された。この結果から、IR の MTF_{Task} は、IR 技術に依存して 50~120 HU の中間コントラストレベルに対して鋭敏であり、IR のエッジ保存能力を評価するためにはこのような中間コントラストレベルが必要であることが実証された。

IR 画像の場合、IR の解像度は画質の非線形挙動による信号コントラストと画素ノイズの作用として変化する[10,15]。この非線形性は、オブジェクトの位置がファントムの中心に限定されているにもかかわらず、我々の結果に見られた。線量依存性に関して、SAFIRE は 50 HU コントラストでの 10 mGy から 5 mGy への線量の減少に伴い MTF_{Task} の有意な低下を示したが、120 HU コントラストでは SAFIRE と ASIR の両方でわずかな低下が観察された。コントラスト依存性に関しては、SAFIRE と ASIR の両方が、120-HU から 50-HU へのコントラストの低下に伴い MTF_{Task} の低下を示したが、SAFIRE は ASIR よりも有意な依存性を示した。したがって、IR 技術の非線形特性も我々の結果で実証されている。

この研究で使用されるタスクベースの方法は、関心のある異なるタスクに関連する特定の特性が得られるような有用な結果を提供することができる。しかしながら、それは様々なタスクに対応する多数の測定を必要とする。したがって、画像化タスクの全範囲をカバーすることは困難であろう[15]。タスクベースの方法から得られた結果は、すべての臨床プロトコルに一般化できない可能性がある[16]。

この研究では、直線エッジ形状および異なる直径を有する円形のエッジの両方をテストしたが、これらは形状依存性の調査には十分ではないかもしれない。しかし、適切な合成 ESF 形式の作成はほとんど不可能であるため、MTF 測定に不規則なエッジを持つオブジェクトを使用することは困難である。さらに、軸方向 CT 画像上の人間の臓器の縁に沿って、異なる曲率および直線状のエッジがしばしば観察される。したがって、検討されたオブジェクト形状は、臨床状況に対応する形状依存性の評価と一致したように思える。形状依存性をより正確に実証するためには、より小さな円柱状のオブジェクト直径が必要な場合があるが、このような小さな直径でのデータサンプリングの数が不十分であるため、十分に正確な MTF_{Tasks} を得ることは困難であった。しかし、IR は比較的高い放射線量を減らすために冠動脈 CT 血管造影に適用されているため[17-19]、小径の冠動脈に対するエッジ保存能力を臨床画像タスクの 1 つとして正確に評価しうる。我々の結果はこの課題に対応しておらず、タスクベースの MTF 測定方法を改善するためにはさらなる検討が必要である。

5. 結論

調査した IR (SAFIRE および ASIR) は、異なる線量 (5 および 10 mGy) またはコントラストレベル (120 および 50 HU) における解像度の形状依存性を明らかにしなかった。これらの結果は、円周エッジ法と直線エッジ法の両方が IR の解像度評価に等しく有効であり、円周エッジの直径は考慮を必要としないことを示唆している。

謝辞

本研究に於いて、実験に協力頂いた奥村悠祐博士ならびに装置の使用に際し快諾頂いた石川県立中央病院医療技術部放射線室に心より感謝申し上げます。

参考文献

- [1] Yu LF, Vrieze TJ, Leng S, Fletcher JG, McCollough CH. Technical Note: Measuring contrast- and -dependent spatial resolution of an iterative reconstruction method in CT using ensemble averaging. *Med Phys* 2015;42:2261–7.
- [2] Chen BY, Christianson O, Wilson JM, Samei E. Assessment of volumetric noise and resolution performance for linear and nonlinear CT reconstruction methods. *Med Phys* 2014;41:071909.
- [3] Li K, Garrett J, Ge YS, Chen GH. Statistical model based iterative reconstruction (MBIR) in clinical CT systems. Part II. Experimental assessment of spatial resolution performance. *Med Phys* 2014;41:041906.
- [4] Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys* 2012;39:4115–22.
- [5] Urikura A, Takanori H, Ichikawa K, Nishimaru E, Hoshino T, Yoshida T, et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. *Physica Medica* 2016;32:992–98.
- [6] Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 1998;25:102–13.
- [7] Mori I, Machida Y. Deriving the modulation transfer function of CT from extremely noisy edge profiles. *Radiol Phys Technol* 2009;2:22–32.
- [8] Willemink MJ, de Jong PA, Leiner T, de Heer LM, Nieuvelstein RA, Budde RP, et al.

Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur Radiol* 2013;23:1623–31.

[9] Urikura A, Ichikawa K, Nishimaru E, Nakaya Y. Spatial resolution measurement for iterative reconstruction by use of image-averaging techniques in computed tomography. *Radiol Phys Technol* 2014;7:358–66.

[10] Samei E, Richard S. Assessment of the dose reduction potential of a model-based iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology. *Med Phys* 2015;42:314–23.

[11] Joemai RM, Veldkamp WJ, Kroft LJ, Hernandez-Giron I, Geleijns J. Adaptive iterative dose reduction 3D versus filtered back projection in CT: evaluation of image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2013;201:1291–7.

[12] Takenaga T, Katsuragawa S, Goto M, Hatemura M, Uchiyama Y, Shiraishi J. Modulation transfer function measurement of CT images by use of a circular edge method with a logistic curve-fitting technique. *Radiol Phys Technol* 2015;8:53–9.

[13] Pohle K, Achenbach S, Macneill B, Ropers D, Ferencik M, Moselewski F, et al. Characterization of non-calcified coronary atherosclerotic plaque by multidetector row CT: comparison to IVUS. *Atherosclerosis* 2007;190:174–80.

[14] Cham MD, Yankelevitz DF, Shaham D, Shah AA, Sherman L, Lewis A, et al. Deep venous thrombosis: Detection by using indirect CT venography 1. *Radiology* 2000;216:744–51.

[15] Gang GJ, Stayman JW, Zbijewski W, Siewerdsen JH. Task-based detectability in CT image reconstruction by filtered backprojection and penalized likelihood estimation. *Med Phys* 2014;41: 081902.

[16] Christianson O, Chen JJ, Yang Z, Saiprasad G, Dima A, Filliben JJ, et al. An Improved Index of Image Quality for Task-based Performance of CT Iterative Reconstruction across Three Commercial Implementations. *Radiology* 2015;275:725–34.

[17] Park EA, Lee W, Kim KW, Kim KG, Thomas A, Chung JW, et al. Iterative reconstruction of dual-source coronary CT angiography: assessment of image quality and radiation dose. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012;28:1775–86.

[18] Wang R, Schoepf UJ, Wu R, Gibbs KP, Yu W, Li M, et al. CT coronary angiography: image quality with sinogram-affirmed iterative reconstruction compared with filtered back-projection. *Clin Radiol* 2013;68:272–8.

[19] Puchner SB, Ferencik M, Maurovich-Horvat P, Nakano M, Otsuka F, Kauczor HU, et al. Iterative image reconstruction algorithms in coronary CT angiography improve the detection of lipid-core plaque - a comparison with histology. *Eur Radiol* 2015;25:15–23.