

研究ノート

円形エッジを用いた MTF 測定の精度検証

丸 山 星¹⁾Accuracy Verification of the MTF Measurement
using a Circular EdgeSho MARUYAMA¹⁾

キーワード：円形エッジ法、MTF、画質評価、シミュレーション

I. はじめに

画像診断に関わる診療放射線技師にとって、使用するイメージングシステムで診断タスク毎に求められる画質を得られるかを理解することは重要である。そのためには、システムの物理的特性を適切に測定することによって、その特徴を定量的に把握する必要がある^{1,2)}。ここで、“タスク”は、目的や役割、そして対象等によって変化する業務・作業を包括的に表現している。

Modulation transfer function (MTF) は、イメージングシステムの解像特性を評価するための定量的指標であり、システムの信号伝達特性を空間周波数の関数として表現する^{3,4)}。そして、X線撮影装置や computed tomography (CT) などのイメージングシステムの性能を特徴づけるうえで重要な役割を果たす⁵⁻⁸⁾。MTF を測定するための方法はいくつかあるが⁴⁾、国際的な標準規格ではデバイスの扱いやすさやデータ取得の簡便さから金属板のエッジ部分を用いた方法(エッジ法)を推奨している⁹⁾。現在でも、正確な MTF を取得するために、測定方法の開発を含めて様々な研究が続けられている^{10,11)}。

円形エッジ法は、MTF を求める手法の1つであり、円柱状の構造物を測定用被写体(テストデバイス)として使用し、画像化された円周囲のエッジ部分を用いて計算を行う¹²⁾。視覚的な評価で使用される信号形状の多くが円であることや、医用画像における腫瘍等の形状が円に近いということから、円形エッジ法によ

て求めた MTF は診断的な画質との関連を考えやすいという利点がある¹³⁾。これは、円形エッジ法における被写体の直径や信号強度をイメージングタスクに合わせることで、MTF という物理的評価の結果と視覚的な特性を評価した結果に矛盾が生じにくいことを意味している。このような理由から、システム固有の物理的特性のみならず、イメージングタスクに依存した(画像のノイズ量や被写体コントラストなどの撮影条件や画像処理で変化する) MTF を表す task-based MTF: MTF_{task} を測定できる方法として円形エッジ法が普及しつつある¹⁴⁻¹⁷⁾。

円形エッジ法は、非線形な処理過程で画像再構成された CT 画像の特性を評価するために開発されたが¹²⁾、X線画像においても非線形な画像処理技術が普及しており、イメージングタスクに依存する画質特性を評価するニーズは高まっていることから¹⁸⁾、このような評価方法の適用が必要であると考えられる。わが国においては、日本 CT 技術学会が公開している画像計測プログラム「CT measure」¹⁹⁾を用いて円形エッジ法による MTF 測定を行うことが一般的である。しかし、その解析アルゴリズムが明らかにされているわけではなく、ユーザー側が測定原理や精度を十分に理解せずに使用していることが懸念される²⁰⁾。

そこで本研究では、円形エッジ法による MTF 測定について検討する。円形エッジ法の測定精度について、デジタル X 線画像に焦点をあて、一般的に使用されている従来のエッジ法(矩形エッジ法と表現する)と

1) 前 群馬パース大学保健科学部放射線学科(現 群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部診療放射線学科)

比較検証を行ったので報告する。

II. 方 法

II-1. デジタル X 線画像における MTF 測定

一般的なデジタル X 線撮影システムは 0.1mm 前後のサンプリング間隔（ピクセルサイズ）によって離散的にデータを取得し画像を表現するため、入力信号の位置によって出力信号が変化する（図 1）。このように、アナログ信号の標本化の過程が十分に細かいピクセルサイズで行われない場合、標本化定理²¹⁾を満たすことができないため、エリアシングという現象が発生する。そして、このような条件下で測定される MTF ではシステムの特徴を正しく示すことができない（図 2）。そのため、デジタル X 線画像システムの MTF を測定する際にはエリアシングの影響を含まない presampled MTF を使用する⁹⁾。Presampled MTF を測定するためには、エッジやスリットなどのテストデバイスを検出器のピクセル配列に対して 2 ~ 3° 傾斜させて配置し画像化する。これにより、異なる値をもってエッジ部分を横切る様々なプロファイル（edge spread function: ESF）を取得し、異なる値をもった複数の ESF を合成²²⁾することによって、測定のための実効的なデータ間隔を非常に細かくでき、解析時のナイキスト周波数を高くすることでエリアシングの影響が回避される。この細かい間隔で値をもつ合成 ESF を微分し、line

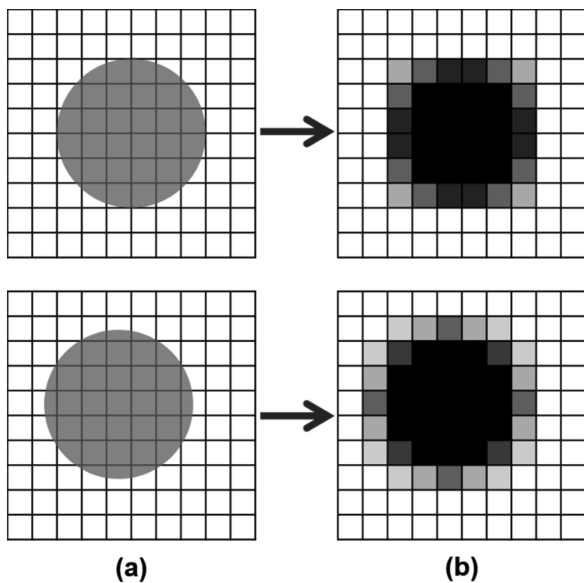


図 1 (a) デジタルシステムにおけるピクセル配置に対する被写体の位置。(b) デジタル画像での濃淡表現の例。

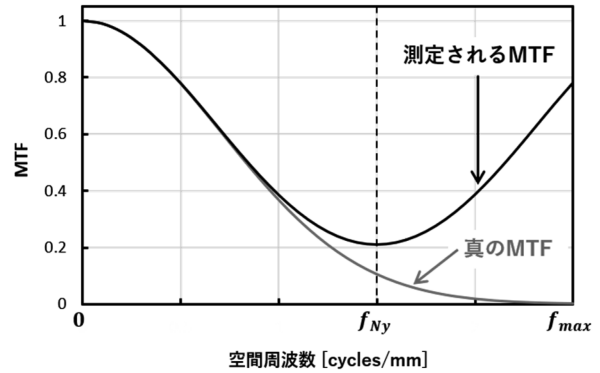


図 2 MTF 測定におけるエリアシングの影響。被写体がナイキスト周波数： f_{Ny} よりも高い空間周波数： f_{max} の信号成分を含む場合、測定される MTF は正しい値を示さない。

spread function (LSF) を求め、これをフーリエ変換すると、presampled MTF を計算することができる。

II-2. 円形エッジ法による MTF の測定原理

矩形エッジ法では、エッジの傾斜角度とピクセルの位置から求められるシフト量を基に合成 ESF を作成する²¹⁾。それに対して円形エッジ法では、画像化された円の中心点からの距離を基にプロファイルの合成を行う¹²⁾。以下にその測定原理をまとめる。

まず、円形エッジ法では、矩形エッジ法で必要となるわずかにエッジを傾斜させるアライメントの調整を基本的に必要とせず、円柱状の被写体をそのまま撮影すればよい。そして、得られた画像に対して、円を含むように region of interest (ROI) : $R(x, y)$ を設定し（図 3 a）、その ROI の中心座標 $(R(x_c, y_c))$ を決定する（図 3 b）。各ピクセル $(R(x, y))$ の位置で決まる中心座標からの距離 $d[\mu\text{m}]$ は、ピクセルサイズ $p[\text{mm}]$ を用いて、

$$d = 1000 \times p \times \sqrt{(x-x_c)^2 + (y-y_c)^2} \quad (1)$$

と表すことができる。式 (1) によって、 $R(x, y)$ を $R(d)$ のように中心座標からの距離 $[\mu\text{m}]$ の関数とすることにより、 $R(x, y)$ で表される ROI 内のピクセル値の 2 次元分布を $R(d)$ という 1 次元プロファイルに投影することができる（図 3 c）。この $R(d)$ は円の中心から放射状に延びる ESF を 360° 方向すべてについて合成したものであり、II-1 で説明した矩形エッジ法における合成 ESF と同義のものである。つまり、細かいデータ間隔で構成される様々な値をもってエッ

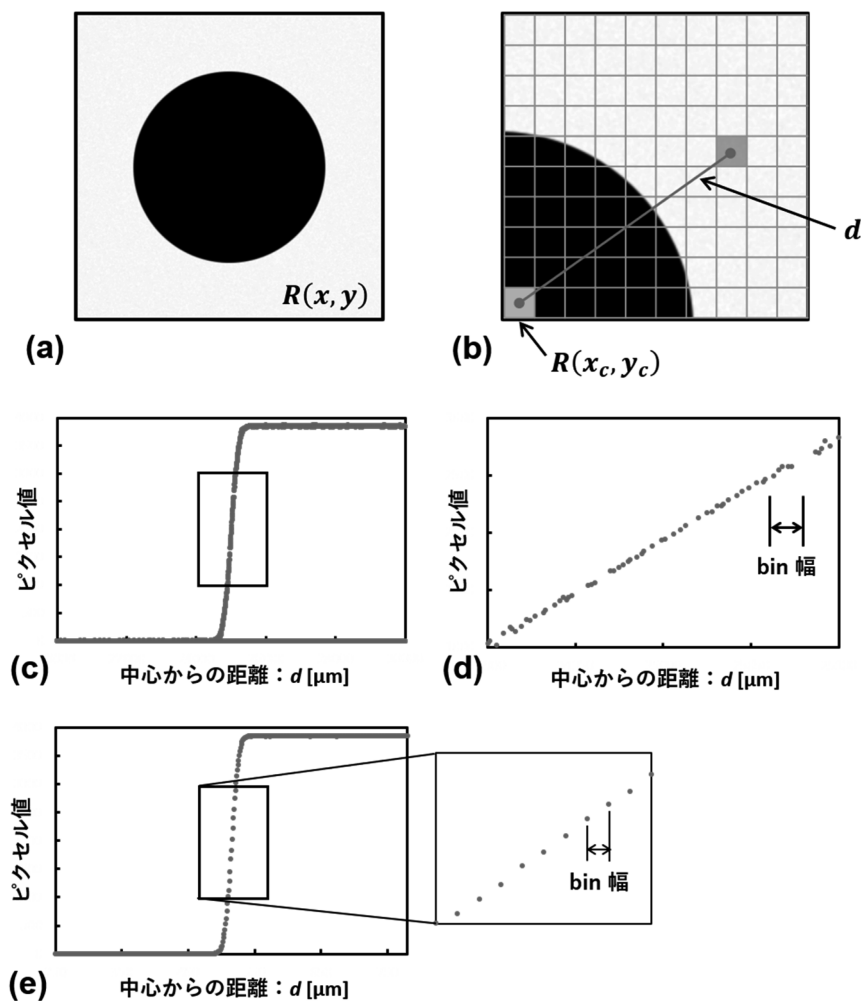


図3 (a) 円柱状被写体を撮影して得られた画像に対して設定したROIによって抽出された領域 $R(x, y)$ 。(b) $R(x, y)$ の右上隅の拡大図。 d はROIの中心 $R(x_c, y_c)$ と各ピクセルとの距離を示す。(c) $R(x, y)$ を距離 d の関数としてプロットしたプロファイル。(d) (c) の矩形領域を拡大した図。(e) (c) のデータを bin 幅で平均化したプロファイル。不均等であったデータ間隔が bin 幅で均等化され、ノイズの影響も抑制される。

ジ部分を横切るプロファイルである。しかし、図3dに示すように距離 d の値によってはデータが存在せず、また、得られる合成ESFは均等なデータ間隔となっていない。この不均等なデータ間隔の状態ではこれ以降の計算を行うことはできないため、ある一定間隔の“bin”を設定して、bin内に含まれるデータを平均する (binning)²¹⁾ ことで等間隔のデータとする処理を行う。binの幅はピクセルサイズの10~20% (ピクセルサイズが0.1mmであれば、0.01~0.02mm) が推奨されており、この計算過程はESFに含まれる画像ノイズの影響を抑制する効果も含んでいる²¹⁾。また、フーリエ変換の計算には高速フーリエ変換のアルゴリズムが適用されるため、binning後のデータ数が2のべき

乗個となるように合成プロファイルを作成する (図3e)、以上の過程によって、円形エッジ法を用いて presampled MTF を計算することができる。

II-3. 矩形エッジ法と円形エッジ法によって求めた MTF の精度

(1) シミュレーション画像の作成

既知のMTFを持つように矩形エッジ画像と円形エッジ画像を作成し、矩形エッジ法と円形エッジ法による presampled MTF をそれぞれ算出して測定精度の検証を行った。

画像の作成には、X線画像を模擬するためにモンテカルロシミュレーションコード Electron Gamma

Shower Version. 5²³⁾を使用した。各エッジは検出部の上部に配置し、平面線源から30keV単一スペクトルのX線光子をエッジと検出部に対して垂直に入射させた。平面線源とした理由は幾何学的なボケの影響を抑制するためである。X線検出部はセンサ内における散乱等による影響を除外するために空気の層とし、0.2mm×0.2mmのピクセルサイズで入射した光子数を全てカウントする photon-counting タイプとして設定した(入射光子数をピクセル値とする)。このシミュレーション画像に対して、既知のMTFを持つようガウス関数状の空間的なボケ成分を人工的に付加した。以上の過程によって作成されるシミュレーション画像の例を図4に示す。シミュレーション画像については、入力信号の光子数と出力画像のピクセル値について線形性が保たれている。

シミュレーション画像の作成にあたっては、異なるコントラストを有するエッジ画像による presampled MTFの測定精度²⁴⁾を検証するために、各エッジを1mm厚のタンゲステン(W)と2mm厚のアルミニウム(Al)によって作成した。また、単位面積当たりの入射X線光子数は、エッジに覆われない領域で $1 \times 10^5 \text{mm}^2$ となるように設定した。

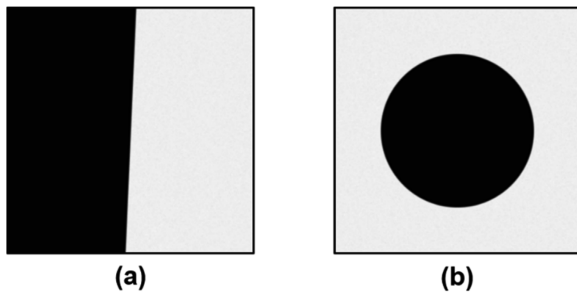


図4 矩形エッジ (a) と円形エッジ (b) のシミュレーション画像。灰色の領域は入射X線光子数が多いことを示しており、黒色の領域は入射光子数が少ないことを表す。

(2) 解析手順

presampled MTF算出のための解析は、円形エッジ画像と矩形エッジ画像ともに400 pixel×400 pixelのROI範囲で行った。図4に示している範囲がこのROIで抽出した範囲である。MTFを算出するための合成ESFの生成にはFortranによる自作プログラムを使用した。このプログラムは、各エッジ画像に対して設定されたROI内のデータから合成ESFを求め、任意の設定bin幅で各位置のデータを平均し、任意のデータ

点数の合成ESFを出力するものである。本検証では、bin幅を0.02mm(ピクセルサイズの10%)とし、データ点数は1024とした。また、高速フーリエ変換の計算にはMicrosoft Excelを使用した。

解析のためのシミュレーション画像はそれぞれ5枚ずつ作成し、独立した5つのpresampled MTFの結果をもとに測定精度の検証を行った。測定精度はタイプAの不確かさ評価によって求めた²⁵⁾。

なお、本研究では人体を対象とした画像の取得や個人情報に伴うような画像データは扱っておらず、画像の評価についても人による観察実験等の結果は含まれていない。

III. 結 果

シミュレーションにて作成した円形エッジ画像と矩形エッジ画像から算出した presampled MTFの結果を図5(1mm厚Wエッジ)と図6(2mm厚Alエッジ)に示す。MTFの軸を線形で表示した場合、MTFの解析結果は一致しているようにみえるが、対数表示にすると高い空間周波数領域においてわずかながら誤差を生じているのが確認された。

本検証で使用した各条件で計算されたMTFの標準不確かさ(ナイキスト周波数までの平均値)は、1mm厚のWをエッジとしたとき、円形エッジで0.00062、矩形エッジで0.00074であった。また、2mm厚のAlをエッジとしたとき、円形エッジで0.002027、矩形エッジで0.002508であった。コントラストの低いAlをエッジとしたときに不確かさが大きくなる傾向があったが、いずれの条件においても算出された不確かさは非常に小さく、円形エッジ法は矩形エッジ法と同等であった。

IV. 考 察

本検証では、円形エッジを用いたMTF測定に着目して、具体的な測定方法を再確認したうえで、デジタルX線画像の画質評価における測定精度を調べた。真のMTFが既知であるシミュレーション画像を用いて、MTF測定で最もよく使用される矩形エッジ法と比較して検証を行った。

本シミュレーション条件においては、円形エッジ法によるMTFの測定精度は矩形エッジ法と同等であり、真のMTFに対してもほぼ一致した値で測定できることがわかった。MTF測定について、約1cycle/mmの

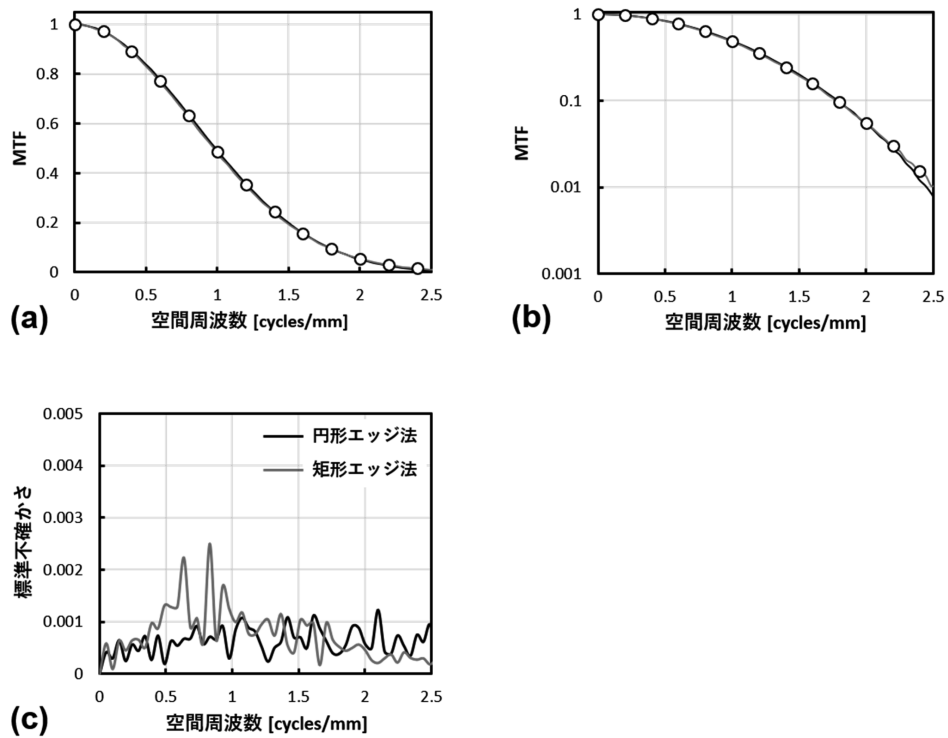


図5 (a) 1 mm 厚 W をエッジ材質として測定した presampled MTF の結果 (5 回測定 の平均値)。 (b) 縦軸を対数軸として表示。円のプロットが各空間周波数における真の MTF 値を示して おり、黒色の実線が円形エッジ法により算出した MTF、灰色の実線が矩形エッジ法により算出した MTF である。 (c) 各測定法における 5 回測定 の標準不確かさ。

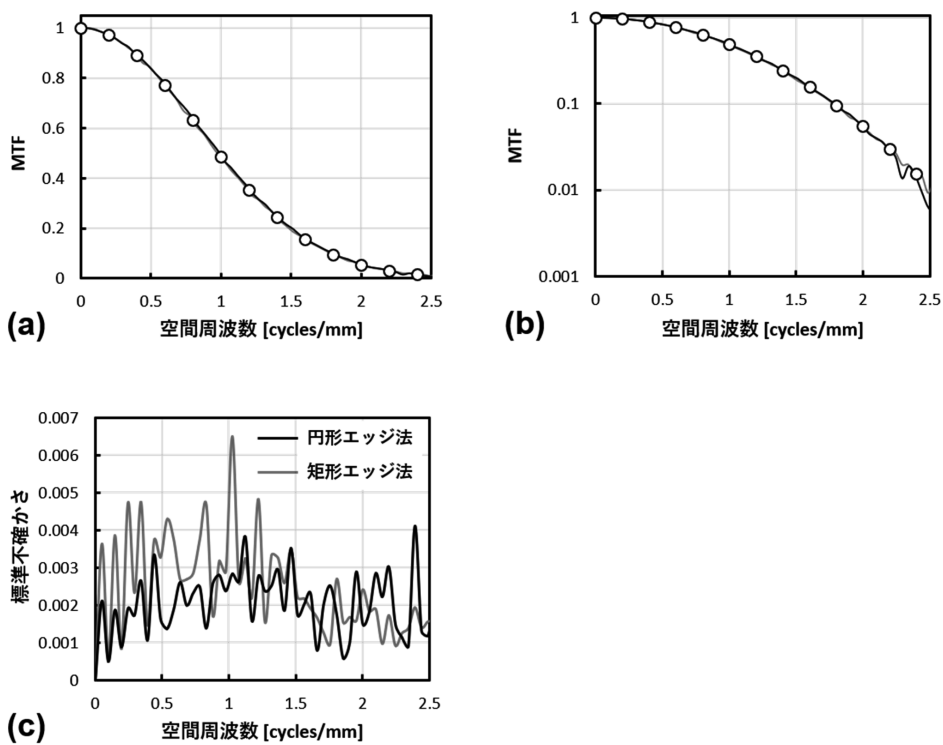


図6 (a) 2 mm 厚 Al をエッジ材質として測定した presampled MTF の結果 (5 回測定 の平均値)。 (b) 縦軸を対数軸として表示。円のプロットが各空間周波数における真の MTF 値を示して おり、黒色の実線が円形エッジ法により算出した MTF、灰色の実線が矩形エッジ法により算出した MTF である。 (c) 各測定法における 5 回測定 の標準不確かさ。

周波数領域では矩形エッジ法よりも円形エッジ法の不確かさが小さかったが、ナイキスト周波数に近い高空間周波数領域では、円形エッジ法の不確かさがわずかに高くなる傾向が見られた。また、エッジの材質が1 mm厚のW条件よりも2 mm厚のAl条件の方が不確かさが大きかったが、これはエッジ像の信号強度 (contrast-to-noise ratio : CNR) がMTFの測定精度に影響することを示しており、エッジ像のCNRが小さいほど不確かさが増加するという先行研究の結果とも一致する²⁴⁾。いずれにしても、これらの不確かさは非常に小さく、本検証で使用した両エッジに対するMTF計算プログラムのアルゴリズム等が適切であっただけでなく、円形エッジ法は矩形エッジ法と同等の精度でMTFを測定することができる手法であると考えられた。

Presampled MTFの測定において、矩形エッジ法ではわずかに傾斜させたエッジの角度計測が非常に重要であり、計測誤差がMTF値を低下させる要因となることが知られている¹⁰⁾。円形エッジ法ではこのようなアライメントに関連する誤差要因は非常に小さいと思われるが、II-2で述べた円の中心座標である $R(x_c, y_c)$ の正確な同定が重要となる。本検証ではシミュレーション画像を使用したため中心座標を正確に求めることができるが、中心座標の推定誤差は、矩形エッジ法における角度計測誤差のように合成プロファイルを収束させる妨げとなり、測定されるMTF値を低下させると考えられる。

さらに、円形エッジ法の測定精度に影響を与えるその他の因子については、線量分布の不均一性や検出器の構造的なノイズが挙げられる。矩形エッジ法においてもこれらは誤差要因となるが²⁶⁾、このような構造的な不均一性は入射線量の2乗に比例して増加するため、円形エッジ法は矩形エッジよりもエッジが検出器を覆う面積が小さいことから、これらの影響を大きく受ける可能性があるため測定時には注意が必要である。また、矩形エッジ法で使用される測定用エッジの断面は高い精度で垂直に切断されている必要があるが⁹⁾、円形エッジ法で使用する円柱状被写体についてそのような規定はない。CTのように解像特性がそれほど高くなければ、正確な切断面でなくてもある程度の精度でMTFを算出することができるかもしれないが、デジタルX線画像システムで得られるような高い解像特性をもつ画像の場合、円柱のエッジ部分の切断面の正確性がMTF値に影響を及ぼす可能性は十分考えら

れる。さらに、円の形状、つまり円形度についても考慮が必要な場合があると思われる。

本検証の結果で示されたように、適切な計算プロセスを経ていれば、円形エッジ法のMTF測定精度は担保されていると考えられるが、上記で言及したように、いくつかの誤差要因が内在している可能性がある。そのため、円形エッジ法によるMTF測定を実際のデジタルX線画像システムに適用し、測定精度に影響を及ぼす因子についての検証を行うことが必要であると考える。また、非線形な画像処理が行われたデジタルX線画像の物理的特性を円形エッジ法によって測定した場合にどのような結果が得られるかについては、引き続き検討を進めていく予定である。

V. 結 論

本研究では、MTF測定のうち1つの測定手法として使用されつつある円形エッジ法に着目し、その測定原理と精度について検証を行った。真のMTFが既知であるシミュレーション画像を用いて、矩形エッジ法と円形エッジ法によってMTFを測定し、それらの測定精度について比較した。その結果、円形エッジ法の測定精度は矩形エッジ法と同等であり、真のMTFに対してもほぼ一致した値で測定できることがわかった。今後、円形エッジ法に内在する測定精度に影響を及ぼす因子を明らかにすることで、より汎用性の高い測定方法として適用範囲が拡張されることを期待する。

利 益 相 反

本研究に開示すべき利益相反事項はない。

参 考 文 献

- 1) Metz CE, Wagner RF, Doi K, Brown DG, *et al.* Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Medical Physics*. 1995, Vol.22, No.7, p.1057-1061.
- 2) 市川勝弘. 基礎講座—デジタルラジオグラフィの物理的画質評価法— 総論. *日本放射線技術学会雑誌*. 2009, 65巻, 6号, p.869-876.
- 3) Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL. *Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics*. Bellingham, USA, SPIE press, 2000. ISBN:

- 9780819477729.
- 4) 市川勝弘, 石田隆行, 國友博史, 他. 標準デジタルX線画像計測. 東京, オーム社, 2010. ISBN: 9784274209321.
 - 5) Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. *Medical Physics*, 1984, Vol.11, No.3, p.287-295.
 - 6) Fujita H, Tsai DY, Itoh T, *et al.* A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1992, Vol.11, No.1, p.34-39.
 - 7) Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical Physics*. 1998, Vol.25, No.1, p.102-113.
 - 8) Maruyama S. Visualization of blurring process due to analog components in a digital radiography system using a simple method. *Physical and Engineering Science in Medicine*. 2020, Vol.43, p.1461-1468.
 - 9) IEC 62220-1. Medical electrical equipment -Characteristics of digital X-ray imaging devices part 1: Determination of the detective quantum efficiency. International Electrotechnical Commission. 2015.
 - 10) 東出 了, 市川勝弘, 國友博史, 他. 角度計測誤差が presampled MTF へ及ぼす影響の検証と角度計測の最適手法の提案. *日本放射線技術学会誌*. 2009, 65巻, 2号, p.245-253.
 - 11) Higashide R, Ichikawa K, Kunitomo H, *et al.* Application of a variable filter for presampled modulation transfer function analysis with the edge method. *Radiological Physics and Technology*, 2015, Vol.8, p.320-330.
 - 12) Richard S, Husarik DB, Yadaba G, *et al.* Towards task-based assessment of CT performance : system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Medical Physics*. 2012, Vol.39, No.7, p.4115-4122.
 - 13) 市川勝弘, 村松慎久. 標準X線CT画像計測 改訂2版. 東京, オーム社, 2018. ISBN: 9784274222078.
 - 14) 森 一生. 近年のX線CT画像の非線形的特性と画質の物理評価について. *東北大学医学部保健学科紀要*. 2013, 22巻, 1号, p.7-24.
 - 15) Samei E, Richard S. Assessment of the dose reduction potential of a model-based iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology. *Medical Physics*, 2015, Vol.42, No.1, p.314-323.
 - 16) Takenaga T, Katsuragawa S, Goto M, *et al.* Modulation transfer function measurement of CT images by use of a circular edge method with a logistic curve-fitting technique. *Radiological Physics and Technology*, 2015, Vol.8, p.53-59.
 - 17) 橋本純一, 阿部慎司, 石森佳幸, 他. CT画像の低コントラスト検出能に対する信号雑音比に基づく新たな指標の提案. *日本放射線技術学会誌*, 2017, 73巻, 7号, p.537-547.
 - 18) 丸山 星. デジタルX線画像における自己相関行列を用いた画質解析. *群馬パース大学紀要*, 2021, 26巻, p.19-28.
 - 19) Ichikawa K. CT measure, <http://www.jsct-tech.org> (2021/10/17 アクセス) .
 - 20) 福永正明, 大西英雄, 松本紀和, 他. CT画像計測プログラムを用いた円形エッジ法における標的系とFOVに対するMTF測定精度. *日本放射線技術学会誌*, 2016, 72巻, 6号, p.489-495.
 - 21) 石田隆行, 松本政雄, 加野亜紀子, 他. よくわかる医用画像工学 第2版. 東京, オーム社, 2015. ISBN: 9784274217156.
 - 22) 東出 了, 市川勝弘, 國友博史, 他. エッジ法による presampled MTF の簡便な解析法の提案と検証. *日本放射線技術学会雑誌*. 2008, 64巻, 4号, p.417-425.
 - 23) Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, *et al.* The EGS5 code system. SLAC Report number: SLAC-R-730. 2005.
 - 24) Maruyama S. Assessment of uncertainty depending on various conditions in modulation transfer function calculation using the edge method. *Journal of Medical Physics*, 2021, Vol.46, No.3, p.221-227.
 - 25) Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM). Evaluation of measurement data-Guide to the expression of uncertainty in measurement. JCGM 100: 2008, ISO, Geneva, Switzerland.
 - 26) Carton AK, Vandenbroucke D, Struye L, *et al.* Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Medical Physics*, 2005, Vol.32, No.6, p.1684-1695.