

## 原著論文

## 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

丸 山 星<sup>1)</sup>

## Image Quality Analysis for Digital Radiography Using the Autocorrelation Matrix

Sho MARUYAMA<sup>1)</sup>

## 要 旨

臨床で使用されている非線形な過程を含む画像処理技術にはユーザーにとってブラックボックス的な側面があり、従来の評価法ではその特性を正確に評価することが困難な場合が多い。本研究では、この問題を解決するために自己相関行列を用いた画質解析手法の意義を明らかにすることを目的として、新たな解析手法を提案し、どのような評価結果を導き出すのかシミュレーションを用いて検証した。画像に含まれるボケやノイズなどの画質因子が既知であるシミュレーション画像を作成し、この画像に対して自己相関行列による解析を行った結果、この手法によって得られる評価値はアナログ成分のボケを反映していることがわかった。本研究により、自己相関行列を用いた解析結果は画像処理に起因する周波数特性の変化を表していることが明らかになり、従来の評価法のような制約が少なく、簡便に画質解析が行えることがわかった。

キーワード：画像評価、シミュレーション、MTF、デジタルX線画像

## I. はじめに

診断に有用な医用X線画像を取得するためには、使用する画像システムの特性を定量的かつ正確に評価し、その特徴を十分に理解した上で運用していくことが重要である<sup>1)</sup>。

現在、一般X線撮影の領域では、被写体からの散乱線の影響を低減するために、ソフトウェアベースの散乱線補正技術が多くの施設で使用されている<sup>2)</sup>。この技術では、各メーカーで異なるアルゴリズムを開発しており、基本的に非線形な処理過程が含まれる<sup>3-5)</sup>。また、人工知能技術に基づく画像処理法が急速に発展しており<sup>6-8)</sup>、複雑な処理を経た画像が臨床で広く利用されつつある。これらの技術にはその処理がどのように行われたかをユーザーが把握することができない場合が多く、ブラックボックス的な側面を有するという

問題がある<sup>9)</sup>。

Computed tomography (CT) では、非線形処理である逐次近似再構成法が普及し、実用化されている<sup>10)</sup>。医用画像で広く使用されている modulation transfer function (MTF)<sup>11-14)</sup> といった従来の画質測定法では、線量依存性やコントラスト依存性などの非線形な信号特性を持つ画像を適切に評価することは困難である。しかしながら、前述のように、臨床で使用する画像の特性を正確に評価することが重要であるため、低コントラストの被写体を使用した task-based MTF<sup>15)</sup> と呼ばれる測定方法が開発され、非線形な特性を有する画像の評価が行われ始めた<sup>16)</sup>。

空間周波数領域で画像を解析するには、MTFなどのフーリエ変換を利用する方法と、相関関数を利用する方法がある<sup>17)</sup>。後者は線形代数の固有空間の概念に基づいて、自己相関行列の固有値を求める方法である。

1) 群馬バース大学保健科学部放射線学科

医用画像においては一般的ではないが、この手法を用いてCT画像における鮮鋭度に対する再構成法の影響を評価した報告がある<sup>18)</sup>。しかし、一般X線撮影における画像に適用された先行研究はなく、確立された評価方法であるMTFとの対比がされていないため、この評価結果から得られた情報が何を表しているのかわからなかった。また、この方法が様々なアルゴリズムで処理された画像の特性を適切に評価することができるのであれば、ユーザーにとって有用な情報が得られることが期待できる。そこで本研究では、これらの問題を解決するために自己相関行列を用いた周波数スペクトル解析手法の画質評価法としての意義を明らかにすることを目的としている。本論文では、自己相関行列を用いた解析手法を提案し、この手法がどのような評価結果を導き出すかシミュレーションを用いて詳細に検証した。

## II. 方 法

### II-1. 理論

#### (1) 自己相関行列の固有値

本研究で対象とする自己相関行列による解析手法の基本的な原理について簡単に述べる。まず、平均値がゼロである画像  $I(x, y)$  の二次元自己相関関数  $C(u, v)$  は以下の (1) 式で定義される。

$$C(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} I(u, v) I(x + u, y + v) dx dy \quad (1)$$

この自己相関関数  $C(u, v)$  の  $N$  次の自己相関行列  $M_c(u, v)$  は、たとえば、 $v=0$  のとき、

$$M_{c(u,0)} = \begin{bmatrix} C(0,0) & C(1,0) & C(2,0) & \dots & C(N-1,0) \\ C(1,0) & C(0,0) & C(1,0) & \dots & C(N-2,0) \\ C(2,0) & C(1,0) & \ddots & \dots & \vdots \\ \vdots & \dots & \dots & C(0,0) & C(1,0) \\ C(N-1,0) & C(N-2,0) & \dots & C(1,0) & C(0,0) \end{bmatrix} \quad (2)$$

のように表され、対称テプリッツ行列と呼ばれる形を呈する。ここで  $N$  次とは、 $N$  行  $N$  列で構成される行列であることを意味する。対称行列とは、行と列の成分を入れ替えても同じ行列となるものをいい、テプリッツ行列とは、各下降対角線に沿って要素が一定であるような行列である。この対称テプリッツ行列から求められる固有値は全て正であり、異なる固有値に属する固有ベクトルは直交するという性質がある<sup>19)</sup>。巡回行列とは、各行ベクトルが一つ前の行ベクトルを一つずらして配置した形になっているもので、テプリッツ行

列の特殊な形である。巡回行列の対角行列の対角成分(固有値)は離散フーリエ変換行列を用いて計算することができ、これはフーリエ変換の実行そのものである。つまり、自己相関行列が巡回行列であれば、その固有値を求める作業は自己相関関数に対してフーリエ変換を行うことと同義と考えることができるので、求められた固有値はウィーナー・ヒンチンの定理から元の関数(ここでは画像)のパワースペクトルを表すことになる(自己相関行列が巡回行列であることは(2)式から明らかである)。対称行列の固有値の性質によると、大きい固有値はその行列の特徴をよく表す固有ベクトルの重み係数を意味している。画像で考えれば、大きい固有値に対する固有ベクトルは画像における主要な構成要素であるコントラストのような低い空間周波数成分の平均値の大きさを表現すると考えられる。したがって、自己相関行列の固有値が画像のパワースペクトルの成分を表し、各固有値は画像に含まれる周波数成分の量を表現するという考え方に基づくと、解析する対象の空間周波数特性に基づく評価が可能であることがわかる。

#### (2) MTF 測定における制約

画像の特性を評価するために一般的に用いられるMTFは、タングステン(W)などの高コントラストな物質を用いてインパルス信号を模擬し、そのシステムレスポンスであるpoint spread function (PSF) やline spread function (LSF) を取得してフーリエ変換を行うことで、入力信号に対する出力信号のレスポンス特性を空間周波数領域の関数として評価するものである<sup>20)</sup>。この評価方法には精度よく作製されたスリットやエッジなどのデバイスを用いて高コントラストな信号を低ノイズで取得することが必須であることから臨床画像やファントム画像には適用が難しい。さらに、評価対象における入力に対する出力の線形性が十分に担保されており、位置不変でなければならないという制約がある。また、空間周波数成分を求める際には高速フーリエ変換アルゴリズムを適用することが多いため、解析するデータ数は2のべき乗でなければならない。これに対して、自己相関行列を用いる手法ではこのような多くの制約がなく、任意の解析範囲で評価を行うことができるとされている<sup>18)</sup>。

## II-2. シミュレーションによる検証

シミュレーションを利用して、この自己相関行列による解析方法がどのような評価結果を導き出すかを調べ、その妥当性を検証するために、一般的によく使用される MTF と比較を行った。MTF を比較対象とした理由は、何らかの処理によって画像に与えられる特性の変化を詳細に表現する画質評価尺度であり、相違点等を明確にすることで新しい評価法の意義を明確にできると判断したためである。

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を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は行われていない。

### (1) シミュレーション体系の構築

解析用シミュレーション画像の作成には、一般 X 線撮影で使用される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. 5<sup>25)</sup> を使用した。100 mm × 100 mm の平面線源から 50 keV 単一スペクトルの X 線光子を検出器に対して垂直に入射させた。点線源ではなく、平面線源とした理由はできる限り幾何学的なボケの影響を抑制するためである。1 画像を作成するためのヒストリー数は  $1.0 \times 10^9$  とし、この時の検出部表面での入射 X 光子数は約  $1.0 \times 10^5$  個 / mm<sup>2</sup> であった。X 線検出部は検出器内における散乱等による影響を除外するために 1.0 mm 厚の空気の層とし、エネルギー依存性がなく、0.1 mm × 0.1 mm のサンプリングピッチで入射した光子の数を全てカウントする photon-counting 型の検出器として設定した。この検出器のもつボケ因子は 0.1 mm × 0.1 mm のサンプリングピッチ (アパーチャ) のみであり、ノイズに関しては、電気的なノイズやセンサ感度の不均一による構造的なノイズなどの量子モトル以外のノイズ因子を含まない理想的な状態である。使用したシミュレーションジオメトリを図 1 に、各シミュレーションジオメトリから取得できる画像を図 2 に示す。使用する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おり、100 mm × 100 mm (1000 pixel × 1000 pixel) の領域に X 線光子が入射したものである (図 2 で示す灰色の領域)。

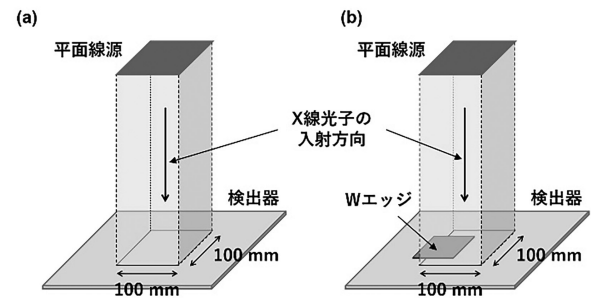


図 1 シミュレーションジオメトリ

- (a) 自己相関行列による方法を適用するための画像を取得するためのジオメトリ
- (b) presampled MTF 算出のためのエッジ画像を取得するためのジオメトリ

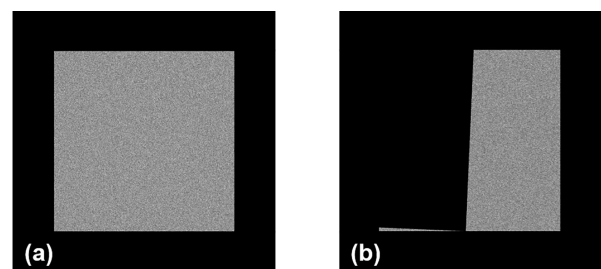


図 2 シミュレーション画像。黒い領域は X 線光子の入射数が少ないことを表す。

- (a) 自己相関行列による方法を適用するための画像
- (b) presampled MTF 算出のためのエッジ画像

### (2) 解析用画像の作成

図 1 (a) に示したジオメトリにて得られた画像 (図 2 (a)) に対して、画像処理による画質の変化を想定した付加的なボケ成分を与えるために、画像解析ソフトウェア Image J<sup>22)</sup> を用いて 3 種類の Gaussian フィルタ ( $\sigma = 0.5, 1.0, 2.0$ ) によって処理を行った。Gaussian フィルタは以下の式に従うように重み付け係数が配置されたフィルタであり<sup>23)</sup>、

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

$G(x, y)$  は中心座標が  $(0, 0)$  である 2 次元ガウス関数、 $\sigma$  は分布の標準偏差、 $\pi$  は円周率、 $x$  と  $y$  はガウス分布の座標を表し、 $\sigma$  の値が大きいほど処理の効果が強くなる。

### (3) 自己相関行列による解析

II-2 (2) で作成した解析用画像に対して自己相関行列による解析を行った。解析手順を図 3 に示す。

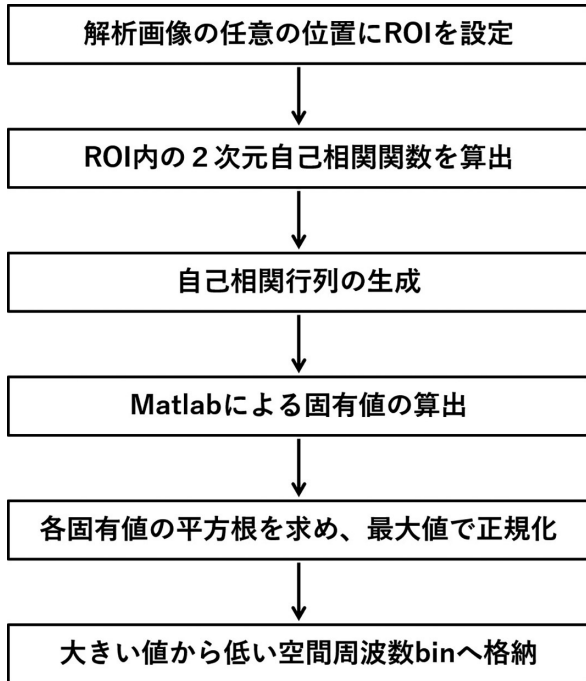


図3 提案手法による自己相関行列に基づく画質解析の手順

ここで、解析範囲による影響も検証するために、図3で示している region of interest (ROI) サイズを16×16、64×64、256×256、512×512の4種類とした。このROIサイズが本手法における解析範囲を表しており、自己相関行列の次数を決定する。自己相関関数の算出と自己相関行列の生成にはFortranによる自作プログラムを使用し、自己相関行列の固有値の算出には数値解析ソフトウェアであるMatlab (Math works社)を使用した。

II-1で述べたように自己相関行列解析によって求められる値はパワースペクトルであり、生成された画像のピクセル値を使用して解析するという導出過程から考えると、ナイキスト周波数までの周波数成分を表していると推測される。そこで、一般的に使用されるMTFとの比較を可能にするために、自己相関行列解析によって得られた値の平方根を求め周波数スペクトルに変換し、得られたスペクトル値を周波数の関数とするために、 $1/(\text{ROIサイズ} \times \text{ピクセルサイズ})$ で得られる最も低い空間周波数からナイキスト周波数までを均等なbinにわけ、大きいスペクトル値から各周波数binに割り振った。そして、最も低い空間周波数に割り振られた値で全ての値を正規化した。本研究では上記の手法を新しく提案し、この手法によって得られた評価値を周波数スペクトルと表すこととする。

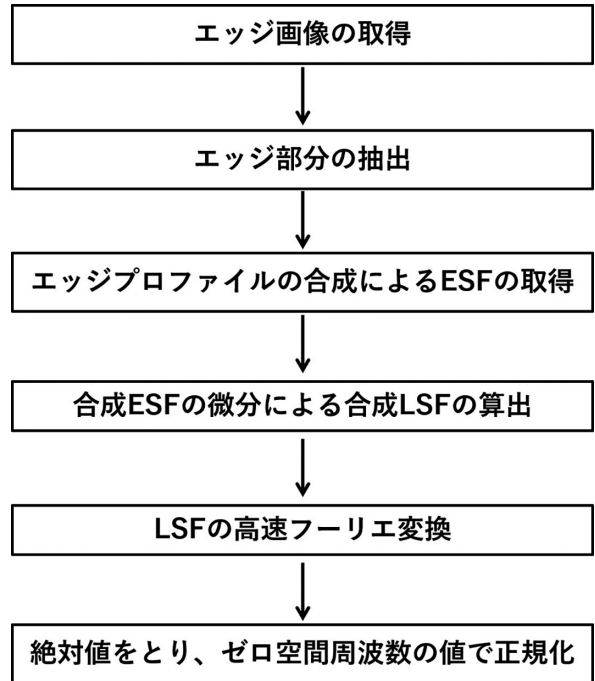


図4 presampled MTFの算出手順

この提案手法により、固有値から得られる評価値を空間周波数と対応させることが可能となり、結果の解釈が容易かつ従来の考え方をそのまま適用できると考えられる。

#### (4) Presampled MTFの算出

自己相関行列による解析結果との比較のためにpresampled MTFをエッジ法を用いて測定した<sup>14,20)</sup>。エッジ画像(図2(b))を作成するために、図1(b)に示すように1mm厚のWエッジを検出器表面に配置し、ピクセルアライメントに対して2.5°傾けた。このジオメトリで光子を入射させ得られたエッジ画像に対して、II-2(2)の手順と同様にGaussianフィルタによって処理を加え、処理画像を用いてpresampled MTFを求めた。Presampled MTFの算出過程を図4に示す。本研究では、presampled MTFの測定精度に影響するとされるedge spread function (ESF)のフィッティングや窓関数を利用したフーリエ変換、LSFの裾野の外挿などの付加的な処理<sup>24)</sup>は行わなかった。

### III. 結 果

#### III-1. シミュレーションの信頼性

まず、本検証で使用するシミュレーションにおける



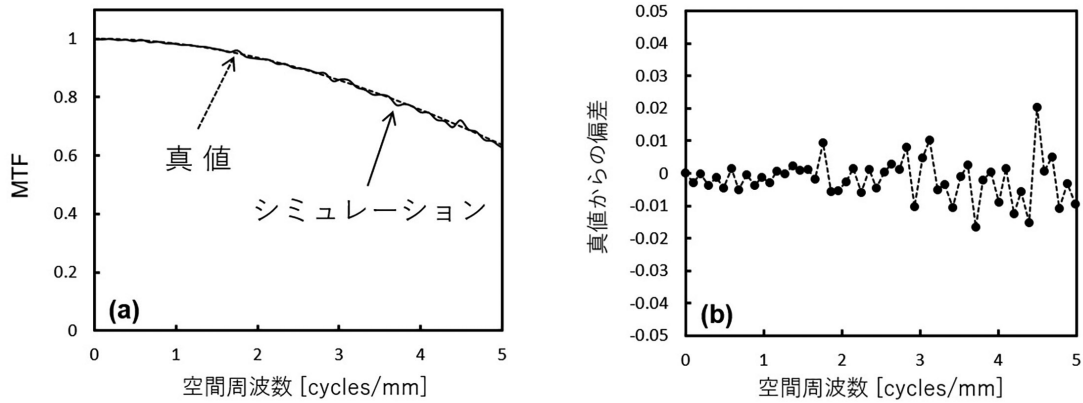


図5 (a) 真値 (点線) とシミュレーション画像から算出した presampled MTF (実線) の比較  
 (b) 空間周波数の関数としての真値からの偏差

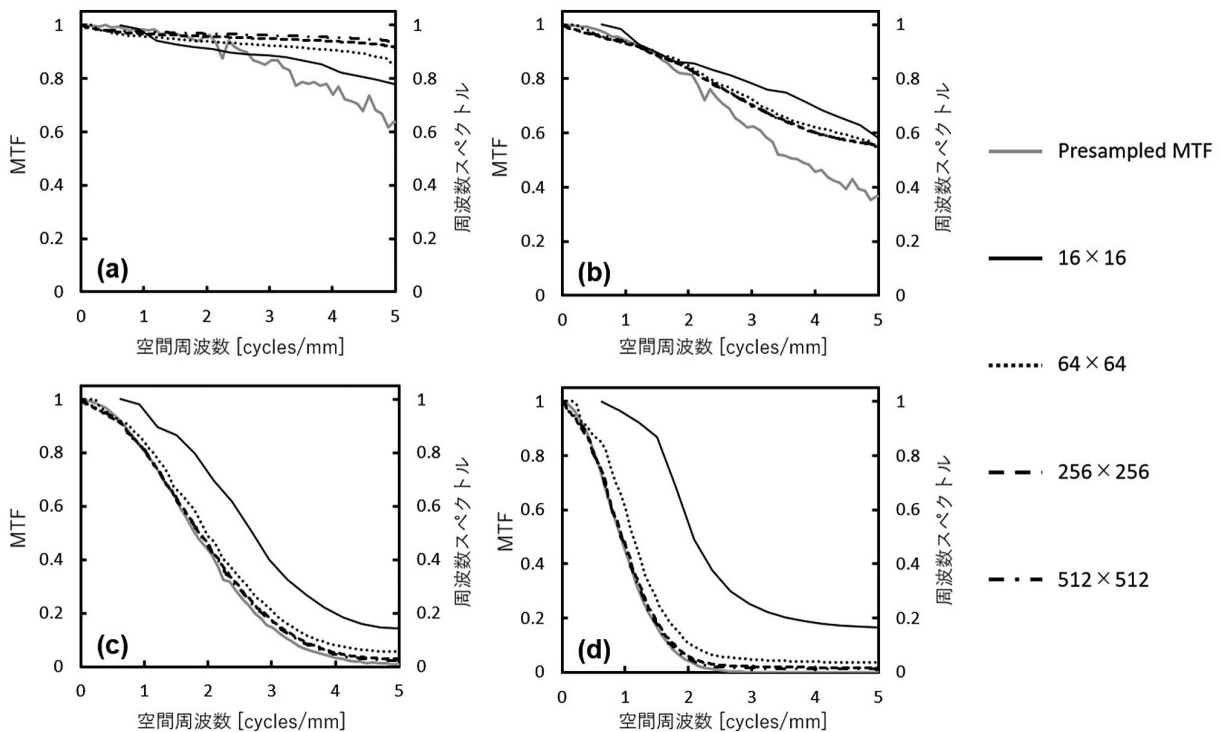


図6 画像処理を行った画像における presampled MTF と自己相関行列による手法を用いて求めた周波数スペクトルの比較 (a) フィルタ処理なし (b)  $\sigma=0.5$  (c)  $\sigma=1.0$  (d)  $\sigma=2.0$

画像生成過程の信頼性を検証するために、シミュレーションにて作成したエッジ画像 (Gaussian フィルタによる処理なし) から求めた presampled MTF の結果を図5に示す。ここでは、ピクセルアパーチャが 0.1mm の場合における真値である sinc 関数と比較した<sup>25)</sup>。この presampled MTF は独立した3回のシミュレーションから得られた MTF の平均によって算出したものである。図5 (b) に示したナイキスト周波数 5 cycles/mm までの真値に対する偏差の平均

値は-0.0018と両者は非常によく一致していることから、シミュレーション画像生成は適切に実行されており、本シミュレーションの信頼性は担保されていると判断した。

### Ⅲ-2. 自己相関行列による解析結果の検証

自己相関行列による解析結果と presampled MTF を比較した結果を図6に示す。Gaussian フィルタによる処理が強くなるほど MTF と周波数スペクトルは

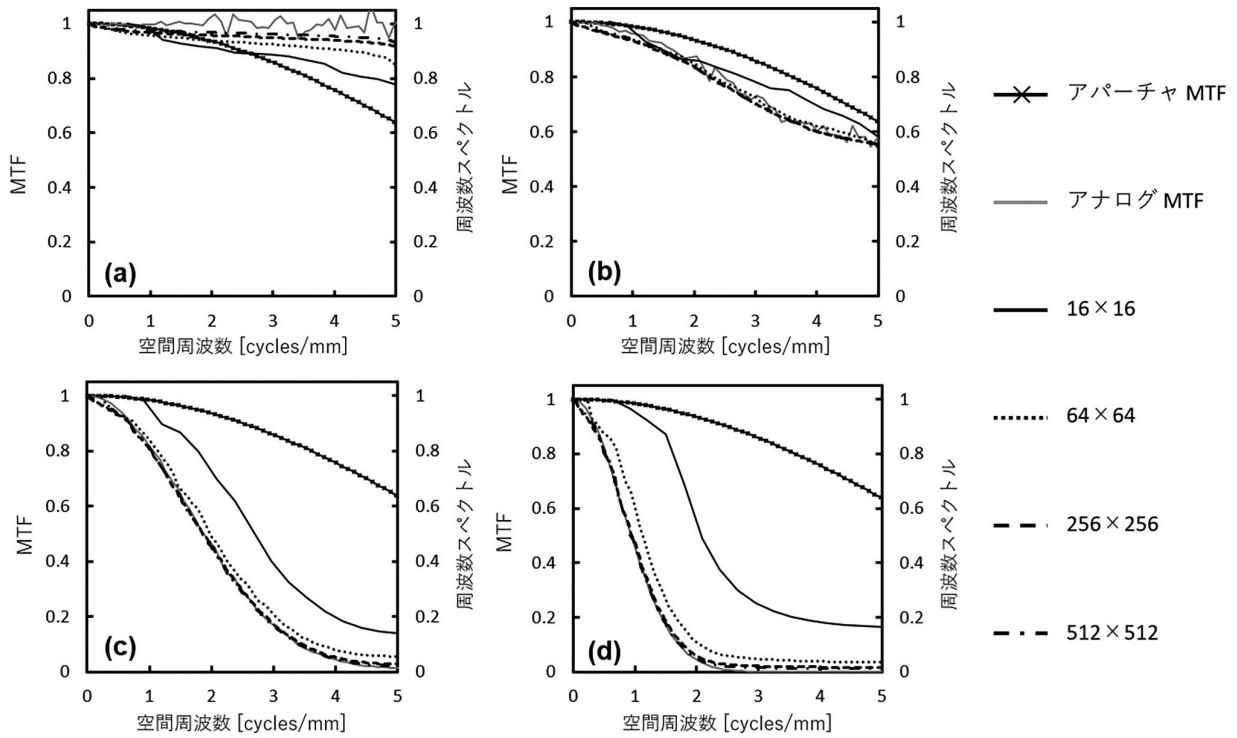


図7 アパーチャ MTF・アナログ MTF と自己相関行列による手法を用いて求めた周波数スペクトルの比較  
 (a) フィルタ処理なし (b)  $\sigma=0.5$  (c)  $\sigma=1.0$  (d)  $\sigma=2.0$

表1 各 MTF と自己相関行列による手法を用いて求めた周波数スペクトルのナイキスト周波数 5 cycles/mm までの平均値

フィルタのパラメータ ( $\sigma$ )	MTF の平均値			周波数スペクトルの平均値			
	Presampled	アパーチャ	アナログ	ROI サイズ			
				16×16	64×64	256×256	512×512
なし	0.872	0.873	0.998	0.885	0.929	0.953	0.965
0.5	0.703	0.873	0.787	0.796	0.773	0.766	0.769
1.0	0.387	0.873	0.403	0.513	0.412	0.393	0.394
2.0	0.204	0.873	0.206	0.448	0.240	0.207	0.204

一致する傾向であった。この現象をより詳細に解析するために、presampled MTF をアナログ成分 (画像処理に基因する成分) とアパーチャ成分に分解<sup>20)</sup>して比較したものを図7に、各 MTF と周波数スペクトルそれぞれのナイキスト周波数までの平均値を表1に示す。ROI サイズによって周波数 bin の値が異なり、各周波数での値を単純に比較できないため周波数全体の平均値を求めている。自己相関行列を用いた提案手法による解析結果は、フィルタ処理の影響を表すアナログ成分の MTF と非常によく一致することがわかり、表2に示した各 MTF に対する誤差率からも明らかである。さらに、提案手法における ROI サイズによる

影響をみると、MTF に対する誤差率について、16×16の条件では大きな誤差が見られたが、ROI サイズが大きくなると誤差が小さくなるという結果であった。

#### IV. 考 察

本研究では、自己相関行列を用いた画質評価法の意義を明らかにすることを目的として、新しい解析手法を提案し、自己相関行列を用いる手法がどのような評価結果を導き出すかシミュレーションを用いて検証した。画質因子が既知で真値を求めることができるシ

表2 各 MTF の平均値に対する自己相関行列による手法を用いて求めた周波数スペクトルの平均値の誤差率

フィルタのパラメータ ( $\sigma$ )	MTF	各 MTF に対する誤差率 【%】			
		ROI サイズ			
		16×16	64×64	256×256	512×512
なし	Presampled	1.49	6.54	9.29	10.7
	アパーチャ	1.37	6.41	9.16	10.5
	アナログ	-11.3	-6.91	-4.51	-3.31
0.5	Presampled	13.2	9.96	8.96	9.39
	アパーチャ	-8.82	-11.5	-12.3	-11.9
	アナログ	1.14	-1.78	-2.67	-2.29
1.0	Presampled	32.6	6.46	1.55	1.81
	アパーチャ	-41.2	-52.8	-55.0	-54.9
	アナログ	27.3	2.23	-2.48	-2.23
2.0	Presampled	120	17.6	1.47	0
	アパーチャ	-48.7	-72.5	-76.3	-76.6
	アナログ	117	16.5	0.485	-0.971

ミュレーション画像を使用し、確立された画像評価法である MTF と比較することで、自己相関行列による評価の結果から得られた情報が画像のもつ空間周波数特性をどのように表現しているのかを詳細に調べることができ、提案手法の妥当性を把握できると考えた。

本研究の結果、自己相関行列を使用して算出される周波数スペクトルは、Gaussian フィルタによる処理の強度によらず、アナログ成分の MTF とよく一致した。本検証において、このアナログ成分の MTF は画像処理による画質の変化、すなわち、空間周波数特性の変化を表わしており、自己相関行列解析で得られる周波数スペクトルによって画像処理の効果を評価できることを意味している。したがって、この評価手法を適用することによって画像処理前の画像に対する処理後の画像の周波数スペクトルの変化を相対的にとらえることができ、適用した処理がどのような空間周波数特性を有しているかを定量的に把握することが可能であると考えられる。

解析範囲（解析のための ROI サイズ）による影響については、16×16ピクセルの小さな範囲において、従来法である MTF の評価結果との対比に基づくと正確な評価が困難であると考えられ、真に任意の範囲での解析が可能であるとは言い難い結果であった。使用した提案手法の解析手順の中には MTF との比較のために最も低い空間周波数のスペクトル値で正規化するという過程が含まれている。ROI サイズが小さいということは、低い空間周波数の値を求めることができないということであるので、正規化する値が割り振ら

れる空間周波数にずれが生じた可能性があり、この過程による影響は除外できない。また、小さな ROI サイズでは使用できるデータ数が少なくなるため、周波数スペクトルの分解能も低下してしまう。したがって、本研究の結果も踏まえると、少なくとも64×64ピクセル程度の ROI サイズが必要であると推測する。ただし、ROI サイズが小さくても、得られた周波数スペクトルの空間周波数軸に対する変化の傾向は他の ROI サイズとおおむね一致していた。そのため、少ないデータ量で解析対象の特徴を表現し、スペクトルを推定するという観点からは、非常に小さな範囲のデータ解析にも応用できる可能性はあると考えられる。このシミュレーションでは均一な画像を作成して解析に使用したが、臨床画像は不均一な領域を含む。そのため、広い範囲を解析する場合その不均一性の影響を強く受けることが推定されることから、解析のための ROI サイズの決定については評価目的等に応じて適切に選択する必要がある、その最適化については十分に検討しなければならない。これについては今後詳細に検討したい。

今回検証した自己相関行列の固有値を求める手法は、MTF を測定する際に使用するデバイスなどが不要で、フーリエ変換の実行時に発生しうるトランケーションエラーや窓関数の適用による誤差などが生じないというメリットがあり、比較的自由度の高い ROI サイズの設定が可能である。また、画像の有する特徴を MTF のように空間周波数領域の情報として把握できることから、MTF と同様な結果解釈が適用できると

いう提案手法の妥当性についても検証できたのではないかと考える。本論文では、基礎的な検討としてシミュレーションを活用して様々な画質因子が既知であり、入力と出力の線形性が成り立っている画像を用いた結果を報告したが、次のステップでは非線形な特性を有する画像の評価・解析を行い、その有用性や測定精度について検討を進める予定である。

## V. 結 論

本研究では、自己相関行列を用いた画質解析の意義を明らかにするために、解析手法を提案し、シミュレーションを用いてその評価結果について検証した。新しく得られた知見を以下に要約する。

1. 自己相関行列から得られる評価値はアナログ成分のMTFとよく一致し、画像処理に起因する周波数特性の変化を表現していることがわかった。
2. 解析のためのROIサイズによる影響について調べた結果、小さな範囲では真値からの誤差が大きかった。

今後さらなる検証の余地はあるが、従来の評価法のような制約が少なく、簡便に画質解析が行える点から、有用な評価手法となる可能性がある。

### 利益相反

本研究は、2019年度群馬パース大学特定研究費の助成を受けて行った。

## 参 考 文 献

- 1) 土井邦雄. X線画像の信号検出と視覚特性の重要性. 日本放射線技術学会雑誌. 1987, 43巻, 6号, pp.694-729.
- 2) 市川 肇, 小野孝明, 澤根康裕, 他. 胸部ポータル撮影における散乱線補正処理の有用性に関する検討. 日本放射線技術学会雑誌. 2016, 72巻, 12号, pp.1207-1215.
- 3) 川村隆浩, 内藤 慧, 岡野佳代, 他. 新画像処理 [Virtual Grid (バーチャルグリッド)技術]の開発: X線検査の画質と作業性の向上. FUJIFILM RESEARCH & DEVELOPMENT. 2015, No.60, pp.21-27.
- 4) 伊藤良平, 高木達也, 吉田啓太, 他. 散乱X線補正処理“Intelligent-Grid”の開発. KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT. 2016, Vol.13, pp.52-56.
- 5) Mentrup D, Neitzel U, Jockel S. Grid-like contrast restoration for non-grid chest radiographs by software-based scatter correction. ECR 2014 EPOS. 2014, pp.1-15. doi: 10.1594/ecr2014/C-0181.
- 6) 大手希望, 得居 葵, 橋本二三生, 他. 畳み込みニューラルネットワークによるPET画像ノイズ除去. 医用画像情報学会雑誌. 2019,37巻, 1号, pp.35-45.
- 7) 木田智士. 医用画像におけるAIの活用. 医用画像情報学会雑誌. 2018, 35巻, 2号, pp.25-29
- 8) Kaji S, Kida S. Overview of image-to-image translation by use of deep neural networks: denoising, super-resolution, modality conversion, and reconstruction in medical imaging. Radiological Physics and Technology. 2019, Vol.12, pp.235-248.
- 9) 平成30年度次世代医療機器・再生医療等製品評価指標作成事業. 人工知能分野 審査WG報告書. 平成31年3月.
- 10) Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, *et al.* Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. American Journal of Roentgenology. 2010, Vol. 195, No.3, pp.713-719.
- 11) Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. Medical Physics. 1984, Vol.11, No.3, pp.287-295.
- 12) 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, pp.34-39.
- 13) 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 pp.102-113.
- 14) 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, pp.417-425.
- 15) 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, pp.4115-4122.
- 16) 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, pp.7-24
- 17) 馬杉正男. 信号解析 信号処理とデータ分析の基礎. 東京, 森北出版株式会社, 2013, p.162, ISBN978-4-627-78631-8.
- 18) 高瀬郁子, 遠地志太, 川浦雅代, 他. 逐次近似法を用いた脳動脈CT画像の画質評価. IEICE Technical Report. IMQ2012-23, pp.5-10.
- 19) 千葉逸人, これならわかる工学部で学ぶ数学 新装版. 長野, プレアデス出版, 2009, p.391, ISBN978-4-903814-19-3.
- 20) 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, p.280, ISBN978-4-274-20932-1.
- 21) Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, *et al.* The EGS5 code system. SLAC Report number: SLAC-R-730. 2005.
- 22) Abramoff MD, Magelhaes PJ, Ram SJ. Image Processing with ImageJ. Biophotonics International. 2004, Vol.11, No.7, pp.36-42.
- 23) 奥富正敏 編. デジタル画像処理 [改訂新版], 画像情報教育振興局会, 2015, p.443, ISBN978-4-903474-50-2.
- 24) 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, pp.320-330.
- 25) Hoheisel M, Bätz L, Mertelmeier T, *et al.* Modulation transfer function of selenium-based digital mammography system. IEEE Transactions on Nuclear Science. 2006, Vol.53, No.3, pp.1118-1122.

## Abstract

Recently, several image processing techniques, including non-linear processes, are applied in clinical practices. It has been reported that these techniques are useful for diagnosis, and they possess black-box aspect for users. Although it is necessary to accurately determine these characteristics to identify features of resulting images, it is often difficult using conventional evaluation methods. To address this problem, this study examines the advantages of an image quality analysis technique that uses an autocorrelation matrix. In this study, we proposed a new analysis method, and simulation was used to verify the evaluation results. Simulation images with known unsharpness components and noise factors were created, and the images were analyzed using an autocorrelation matrix. From the validation using simulation, it was observed that the evaluation value from our method depicts the unsharpness due to the analog component. In addition, we could interpret the result similar to conventional techniques by analyzing the relative relationship of the frequency characteristics. It is to be noted that the new analysis method using the autocorrelation matrix well represented the change of the frequency characteristic caused by the image processing. Additionally, the proposed method is advantageous because the image quality analysis could be performed with fewer restrictions compared to the conventional methods.

**Key words:** Image quality analysis, Simulation, MTF, Digital radiography