

原著

論文

消化管 X 線画像における補間誤差の抽出とその臨床画像への影響について

岡本孝英¹⁾ / 古井 滋²⁾ / 伊知地宏志³⁾ / 呂 建明⁴⁾ / 谷萩隆嗣⁴⁾
帝京大学医学部附属病院 中央放射線部 診療放射線技師¹⁾ / 同放射線部 医師²⁾
ケアストリームヘルス(株)³⁾ / 千葉大学大学院 自然科学研究科⁴⁾

Key words: complex wavelet transfer, interpolation error, noise extraction, gastrointestinal x-ray image

Summary: Gastrointestinal (G.I.) x-ray diagnosis in radiology is to diagnose a finding of configuration for mucosal pattern. Some of x-ray fluoroscopy system equipped with Flat Panels Detector (FPD) applying interpolation process when image was outputted from stands point of efficiency of image processing. But, in those cases, when the interpolation process applied, noise of interpolation error will be generated. In this paper, we propose the method which extracting noise using complex wavelet transfer and study its effect. And as the result, the band of frequency of noise is higher than that of the gastric area, but in case of advanced study which checks finer findings smaller than gastric area, we found some problems. And also we found that the noise will be easier to be detected depends on the method of image processing especially in the region which has lower optical density.

要旨:

消化管の X 線診断は、粘膜面の微細な形態の変化が描出できなければならない。FPDを搭載した X 線 TV 装置には、画像処理の効率などから、画像出力の際に補間処理を行っている装置がある。しかし、補間処理を行った場合、補間誤差によるノイズを生じる。本研究では、補間誤差によるノイズを複素ウェーブレット変換により抽出し、その臨床画像への影響を検討した。その結果、補間誤差によるノイズは、胃小区の占める帯域よりも高い周波数域に存在するが、精密検査など胃小区よりも小さな変化を見る検査には不都合が生じる。また、視覚評価において、観察する濃度域が低い領域において、画像の鮮鋭化処理によって認識しやすい状況になることが明らかとなった。

(日放技誌55: 333-340, 2008)

【はじめに】

消化管の X 線診断は、粘膜面の変化を形態的に診断する診断学である。特に早期がんの診断に関しては、胃では胃小区、大腸では網目像の微細な変化を診断の指標としている。従って、画像は微細な形態の変化が描出できなければならない。

消化管 X 線画像の歴史はアナログフィルムにはじまり、現在ではデジタル画像へと時代の変遷とともに変化し、X 線 TV 装置にもフラットパネルディテクタ (Flat Panel Detector, 以下、FPD) を搭載したものが多く導入されるようになってきている。特に直接変換方式の FPD を搭載した装置は、高鮮鋭度の

画像特性を有しており、消化管 X 線画像の画質向上に寄与するものと期待される。しかし、FPD を搭載した X 線 TV 装置の中には、II-DR との画像処理の互換性を図るために、視野サイズの変更、画像出力の際に補間処理を行っているものがある。しかし、補間処理を行うことにより、補間誤差によるノイズ (以下、ノイズ) が生じる場合がある。そこで、このノイズが消化管 X 線画像にどのような影響を及ぼすか、複素ウェーブレット変換によりノイズを抽出し、臨床画像への影響を検討した。

【方法】

1. 補間処理が画質基本特性に及ぼす影響

補間誤差の影響が画質基本特性にどのような影響を与えるのか、シミュレーションにより検討した。また、シミュレーションは X 線 TV 装置での視野サイズの変更を前提に行った。

なお、画質特性の測定に使用した画像は、間接方式の FPD 装置を用いて撮影された 2,048 × 2,048 pixel (32.77 × 32.77 cm, サンプリングピッチ: 0.16 mm) の MTF 測定用のエッジ画像である。補間処理は、(1) 2,240 × 2,240 pixel (39.2 × 39.2 cm, サンプリングピッチ

Department of Radiology, Teikyo University Hospital : Takahide Okamoto, Shigeru Furui, Carestream Health Japan Co., Ltd. : Hiroshi Ichiji, Graduate School of Science and Technology, Chiba University : Jianming Lu, Takashi Yahagi

投稿受付: 平成19年10月26日

最終稿受理: 平成20年2月15日

別刷請求先: 東京都板橋区加賀2-11-1
(〒173-0003)

帝京大学医学部附属病院 中央放射線部
岡本孝英

チ：0.175mm) および (2) 2,000×2,000pixel (31.2×31.2cm, サンプリグピッチ：0.156mm) にキュービック補間を行った。そして、補間なしの場合と補間処理を行った場合のMTFを測定した。また、均一照射の画像を同様の補間処理で行い、ウィナースペクトルを求めた。

なお、MTFの測定は、RQA-5の線質でIEC Standard 62220-1に準じた方法で、また、ウィナースペクトルは、デジタルウィナースペクトルを測定した^{1,2)}。

2. 補間誤差によるノイズの抽出

消化管X線画像にどのようなノイズが、どの周波数帯域に影響しているのかを確認するために、ウェーブレット変換を用いてノイズの可視化を行った。ノイズの抽出は原画像をウェーブレット変換により帯域分解し、ノイズが認められる帯域を抽出し、特徴的な分解levelの詳細係数に対しmorphological operatorを用いて行った。しかし、ウェーブレット変換の詳細係数を直接処理に用いるには、線形位相特性が問題となる。通常の離散ウェーブレット変換(Discrete wavelet transform, 以下, DWT)で、直交性と線形位相を保持しているのはHarr関数のみであるが、連続性が悪く、画像処理に向いていない^{3~8)}。そこで、本研究では線形位相特性を保持した複素ウェーブレット変換(Complex wavelet transform, 以下, CWT)を用いたノイズ抽出を試みた。

CWTは、式(1)のように異なる実数型のウェーブレット $\psi_r(t)$ 、 $\psi_j(t)$ を配置し、 $\psi_r(t)$ 、 $\psi_j(t)$ 、それぞれに対応するスケーリング関数 $\phi_r(t)$ 、 $\phi_j(t)$ を定義し、解析を行う方法である^{9~11)}。

$$\begin{aligned} \psi_c(t) &= \psi_r(t) + j\psi_i(t) \\ \phi_c(t) &= \phi_r(t) + j\phi_j(t) \end{aligned} \quad \dots\dots(1)$$

CWTの処理過程および分解画像をFig. 1に示す。

CWTがDWTと異なる点は、1つの分解levelに対して16種類のサブバンド(近似係数：4, 詳細係数：12)が生成される点である。CWTによって得られた12種類の高域サブバンド(詳細係数)について式(2), (3)による変形を行い、得られた結果に対し、式(4), (5)を用いて、実数部と虚数部に配置することにより2つの複素数が得られる。2つの複素数においては、複素数の絶対値に関して近似的に線形位相特性が成立する。

$$\begin{cases} \psi_i^{+r}(x,y) = 1/\sqrt{2} \cdot (\phi_{1i}(x,y) - \phi_{2i}(x,y)) \\ \psi_{i+3}^{-r}(x,y) = 1/\sqrt{2} \cdot (\phi_{1i}(x,y) + \phi_{2i}(x,y)) \end{cases} \quad \dots(2)$$

$$\begin{cases} \psi_i^{+i}(x,y) = 1/\sqrt{2} \cdot (\phi_{3i}(x,y) - \phi_{4i}(x,y)) \\ \psi_{i+3}^{-i}(x,y) = 1/\sqrt{2} \cdot (\phi_{3i}(x,y) + \phi_{4i}(x,y)) \end{cases} \quad \dots(3)$$

$$\psi_i^+(x,y) = \psi_i^{+r}(x,y) + j\psi_i^{+i}(x,y) \quad \dots\dots(4)$$

$$\psi_i^-(x,y) = \psi_i^{-r}(x,y) + j\psi_i^{-i}(x,y) \quad \dots\dots(5)$$

これらの処理により得られた詳細係数を、ノイズの抽出処理に用いた。

2.1 ウェーブレット変換の位相特性の検証

線形位相特性の影響は、ウェーブレット分解の過程で詳細係数上にサブピクセル単位の位置ずれとして現れる。つまり線形位相特性を保持した詳細係数でなければ、詳細係数からノイズの正確な位置の抽出ができない。そこで、位相限定相関による検出方法を用いてCWTの位相特性を検証した。

位相限定相関とは、画像の振幅スペクトルをすべて1に正規化して相関をとる方法である。位相限定相関では振幅スペクトルの変化を受けず、相関を計算することができる¹²⁾。

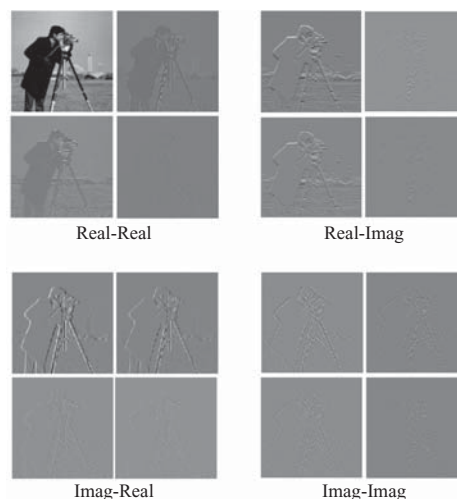
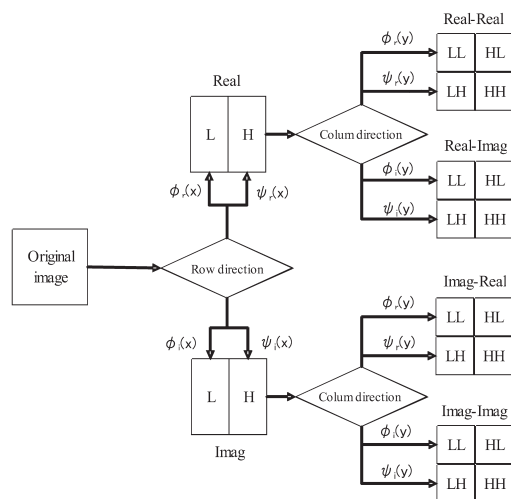


Fig. 1 Two-dimensional multi-resolution analysis to use the complex wavelet

位相限定相関は、まず画像 $a(n_1, n_2)$ の位相限定画像を考える。 $a(n_1, n_2)$ の離散空間フーリエ変換を $A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$ とし、その振幅スペクトルを $|A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|$ 、位相スペクトルを $\alpha(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$ とする。このスペクトル $A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})$ を振幅スペクトルで割ることにより正規化し、離散空間フーリエ逆変換したものを位相限定画像と呼ぶ。これを $a_p(n_1, n_2)$ とすると、

$$a_p(n_1, n_2) = F^{-1} \left[\frac{A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})}{|A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|} \right] \quad \dots (6)$$

と表せる。 F は離散空間フーリエ変換を表し、 F^{-1} は離散空間フーリエ逆変換を表す。

次に、式 (6) によって得られた2つの画像の相関、つまり位相限定相関を求める。 $N_1 \times N_2$ 画素からなる2つの画像を $a(n_1, n_2)$ と $b(n_1, n_2)$ とし、それぞれの位相限定画像を $a_p(n_1, n_2)$ と $b_p(n_1, n_2)$ とすると、位相限定相関は式 (7) のようになる。

$$g_{ab}(n_1, n_2) = F^{-1} \left[\frac{A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})B^*(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})}{|A(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})||B(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|} \right] \dots (7)$$

位相限定相関の自己相関はデルタ関数になるため、位相限定相関をsinc関数により近似し、そのピークの座標を調べ、サブピクセルレベルのずれ量とすることが可能である。この方法により、線形位相特性の影響をサブピクセル単位の位置ずれとして求め、CWTの位相特性をDWTと比較し検証した。なお、画像は直接変換方式のFPDを用いたX線TV装置から出力した、補間処理を行っていないDICOM画像を用いた。

2.2 詳細係数からの補間誤差によるノイズの抽出

ウェーブレット変換での詳細係数は、原画像のエッジ部分で正および負のピーク値を示す。つまり、平滑なベース部分を示す画像を求め、それらを原画像から差し引く方法によりピーク部を抽出できる。そこで、ノイズの抽出は原画像をCWTを用いて分解し、特徴的な分解levelの詳細係数に対しmorphological operatorを用いて行った。

また、morphological operatorによる画像データに対するピーク値の抽出はデータ依存性が大きいいため、通常複数のmorphological operator演算を使う方が良い結果を得られる。そこで、Closing画像から入力画像を引き算するBottom-hat変換と、Opening画像から入力画像を引き算するTop-hat変換を用いて、画像内のピーク部を抽出した。

さらに、抽出したノイズの位置情報に相当する原

画像の画素値に強調係数を乗じて強調し、原画像のノイズ強調を行い視覚化を行った。なお、CWTに関してはダウンサンプリングを行っていない。また、ノイズが認められる分解levelの詳細係数の周波数帯域を式 (8) で求めた。

$$F_a = \frac{\Delta \cdot F_c}{a} \quad \dots (8)$$

なお、 a はスケール、 Δ はサンプリング間隔、 F_c は中心周波数 (cycle/mm)、 F_a はスケール a に対応する周波数 (cycle/mm) である。

3. 画像成分の周波数帯域

一般的に、上部消化管造影の診断指標には胃小区が用いられる。この胃小区の占める周波数成分が造影領域全体のどの領域に相当し、ノイズの占める周波数領域とどう関連するのかを検証した。

3.1 造影領域の周波数成分

画像に含まれる周波数成分を、バリウムにより造影された領域および腹部の均一な濃度領域において、その画素値の平均が同一になるような領域を選択し、パワースペクトルを算出し検討した¹³⁾。選択領域の大きさは128×128pixelである。なお、使用した画像は、直接変換方式のFPDを用いたX線TV装置からの補間処理を行っていない出力画像である。

3.2 胃小区の周波数成分

消化管の微小領域が造影領域全体のどの周波数領域に相当するかは、胃小区の大きさが問題となる。そこで消化管X線画像の胃小区の大きさを検討した。胃小区の検出は、CWTを用いて分解した詳細画像のピーク値を2.2と同じ方法でmorphological operatorを使用して抽出し、それらの詳細画像で得られた位置情報を統合、さらにWatershed変換¹⁴⁾を用いて、胃小区のラベル領域を抽出した。抽出された胃小区のラベル領域のプロファイルを測定し、胃小区の短軸と長軸の長さを求めた。

なお、使用した画像は、直接変換方式のFPDを用いたX線TV装置からの補間処理を行っていない出力画像で、胃小区が鮮明に描出されている画像の中から256×256pixelの領域を切り出し、10例3,776個の胃小区の画像に関して求めた。

4. 画像処理の影響

従来のアナログ方式の記録系を用いた消化管造影とデジタル方式の記録系を用いた場合の消化管造影で大きく変化したのは、画像の保存と画像処理が可

能になったことである。特に画像の鮮鋭化処理は日常的に使われているのが現状である。そこで、補間処理を行っている直接変換方式のFPDを用いたX線TV装置から出力した消化管画像に、複数の大きさのガウシアンフィルタを適応することによりボケマスク像を作成し、ボケマスク処理によりノイズが存在する領域の周波数強調を行うことで、処理の強調度が画像にどの程度の影響を与えるか、視覚評価を行った。評価法は、2肢強制選択法（以下、2-AFC法）の手法によりノイズの存在が確かとなる点を、(A)バリウムにより充盈された領域、(B)背景の腹部領域、(C)二重造影の領域に分けて、消化管検査に携わる医師および放射線技師12名で、3Mピクセルのモニタ観察において検証した¹⁵⁾。

【結果】

補間処理の画質特性への影響についてMTF、

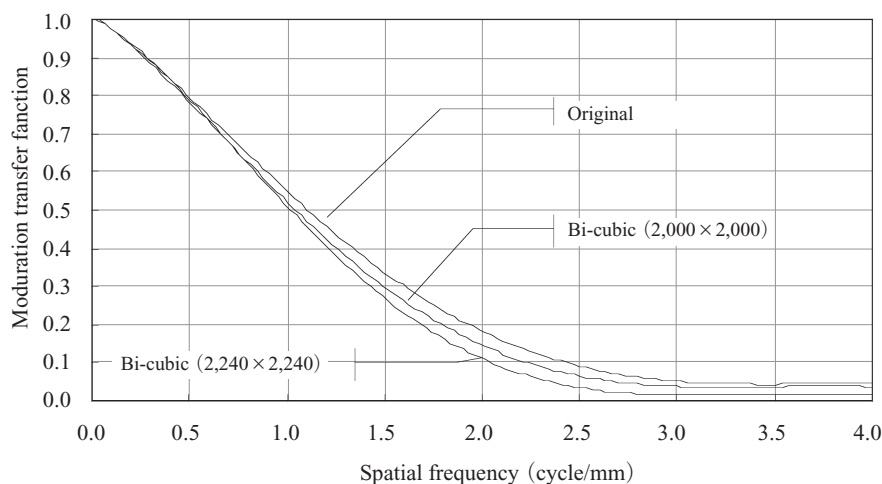
ウィナースペクトルの測定結果をFig. 2に示す。

この結果、MTFに関しては2,000×2,000pixelおよび2,240×2,240pixelに補間処理を行った場合には、原画像に比べてMTFの低下が認められた。また、ウィナースペクトルでは、高周波領域において補間処理を行ったもののほうが向上した結果となった。

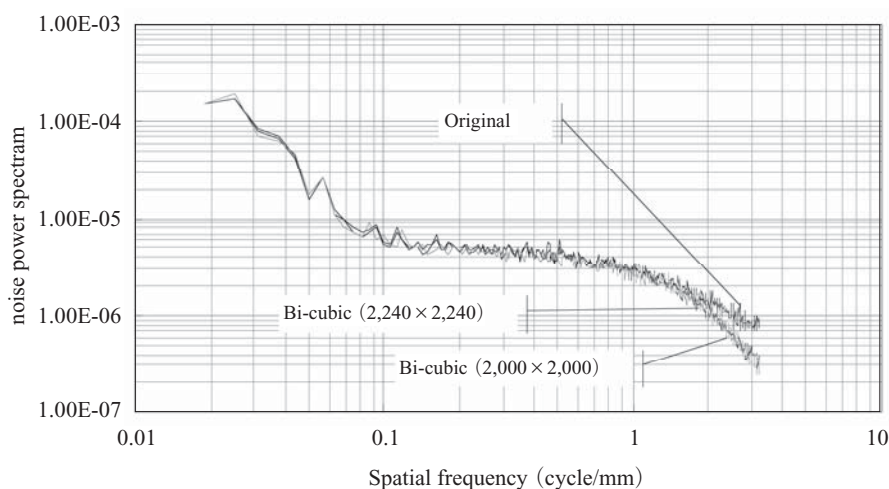
次に、CWTによる詳細係数をノイズ抽出処理に使用するための検証として、ウェーブレット変換の位相特性に関しての結果を、DWTを適応した場合の位相差をTable 1に、CWTを適応した場合の位相差をTable 2に示す。

この結果よりDWTに実数型ウェーブレット関数を適応した場合、分解した詳細画像は、原画像に比べてサブピクセル単位の位相差が生じる。

しかし、これらの位相差は再構成を行うことにより認められなくなる。また、CWTにより得られた画像の位相のずれは原画像と詳細画像間でDWTに比べて小さくなっており、原画像と分解された詳細



Result of MTF between original and interpolation images



Result of Wiener spectrum between original and interpolation images.

Fig. 2 Influence to image characteristics by interpolation process

Table 1 Phase difference between detail coefficient , reconstruction image and original image

	detail coefficient			reconstruction image	
	Direction of the X-axis	Direction of the Y-axis		Direction of the X-axis	Direction of the Y-axis
Haar	0.01	0.03	Haar	0	0
db2	0.59	0.51	db2	-0.02	-0.02
coifl	0.46	0.49	coifl	-0.02	-0.02

Table 2 Phase difference between detail coefficient and original image

	$\Psi_i^+(x, y)$		$\Psi_i^-(x, y)$	
	Direction of the X-axis	Direction of the Y-axis	Direction of the X-axis	Direction of the Y-axis
LL	-0.01	-0.01	0	0
HL	-0.01	-0.01	-0.02	-0.02
LH	0.03	0.03	0.04	0.04
HH	0.07	0.07	0.09	0.09

画像の間のサブピクセル単位でのピクセルのずれが改善されている。つまり、原画像と詳細画像を比較する処理が可能となる。

CWTを用いたノイズ抽出処置に関して、Fig. 3に線形補間、キュービック補間を用いた4倍の拡大画像を示す。

各補間法とも周期的な格子状ノイズが認められる。この画像に対しCWTを用いたノイズ抽出処理を行い、ノイズの存在する領域を表示するとFig. 4

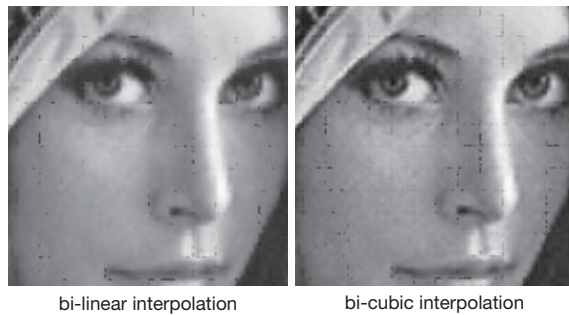


Fig. 3 interpolation methods for images

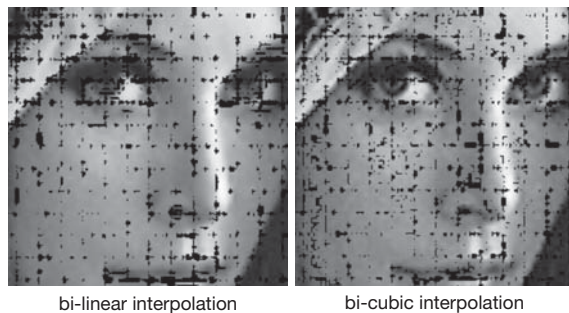


Fig. 4 Adapted processing for visualization of noise to sample images

のようになり、4倍の拡大画像に見られる格子状ノイズの領域が抽出されていることが確認できた。この結果に基づき、消化管X線画像に適応し、ノイズ抽出処理を行った結果をFig. 5に示す。Fig. 5 (a)に示すように、補間処理を行っていない画像にノイズ抽出処理を適応した場合には、格子状ノイズは認められない。しかし、Fig. 5 (b)に示すように、補間処理を行った画像では格子状ノイズが認められる。つまり、補間処理を行い出力した画像には格子状ノイズが含まれており、本処理により格子状のノイズの可視化が可能であった。また、格子状ノイズが認められる詳細係数の周波数帯域を式(8)で求めると、1 cycle/mmから2.3 cycle/mmの格子状ノイズが周波数帯域に存在することが判明した。

次に、ノイズが存在する周波数帯域と画像成分の周波数帯域の関連を調べるために、画像に含まれる周波数成分を求めた結果をFig. 6に示す。この結果より、バリウムにより造影された領域のパワースペクトルと腹部領域のパワースペクトルは、約1.5cy-

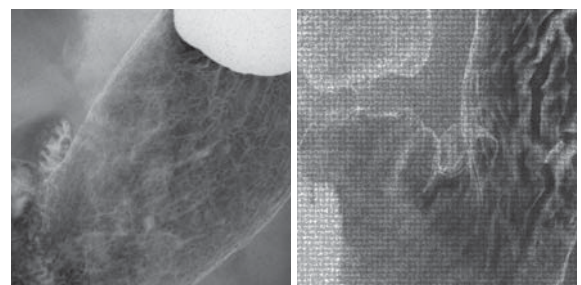


Fig. 5 An example image for visualization of noise

cle/mmの部分ではほぼ同一の値となっており、バリウムにより造影された部分の周波数成分は、約1.5cycle/mm以下であることを示唆している。

さらに、胃小区の大きさに関して、抽出された胃小区像および原画像と抽出された胃小区像を重ね合わせたものをFig. 7に示す。また、胃小区の短軸と長軸の長さの関係をFig. 8に示す。この結果、胃小区の大きさは、0.5mmから3mmの大きさに多くが分布しており、胃小区の周波数領域に占める帯域は大部分が1cycle/mm以下の領域となることが判明した。

なお、この処理により抽出された胃小区の一致率は、10症例3,776個の原画像の胃小区像に対し、3,475個が一致して抽出され、92%の一致率であった。一致率は、Fig. 7に示す胃小区と原画像の胃小区を重ね合わせた画像を用いて、視覚的に各胃小区について確認し求めた。

以上のことを総合すると、ノイズの周波数帯域は、胃小区の占める周波数帯域よりも高周波側に存在し、胃小区の描出能には影響は与えない結果となった。しかし、1cycle/mmから1.5cycle/mmまでの周波数帯域の胃小区内の所見に関しては、その周波数帯域がノイズと重なる結果となった。

周波数強調処理の強調度が画像にどの程度の影響を与えるか視覚評価を行った結果に関して、2-AFC法の結果をFig. 9に示す。この結果、強調係数が0.2の場合には、すべての評価領域において格子状のノイズは認められないが、バリウムに覆われた部分(バリウムが溜まった部分)では、強調係数が0.6のときに、濃度が均一な背景の腹部領域においては、強調係数が0.7のときに格子状のノイズを認める結果となり、また、二重造影部分においても強調係数が0.9のときに認められる結果となった。これらの結果より、強調する周波数帯域によっては、鮮鋭化

処理により格子状のノイズが画質に影響を及ぼすことが確認できた。

〔考察〕

画質特性におけるMTFの低下は、補間処理によりLSFの形状が変化したことが原因と考えられる¹⁶⁾。また、ウィナーспекトルの変化は補間処理の近似式により、各画素値が平滑化されたことに起因するものとする。このことから、キュービック補間のみならず、近似式を用いた補間処理はMTFやウィナーспекトルに影響を与えるものとする。

また、補間誤差によるノイズの抽出結果より、ノイズは格子状のノイズである。この誤差は $x_0 \dots x_N$ における $f(x)$ の値、 $f_0 \dots f_N$ が与えられたとき、 $x_0 < x_1 < \dots < x_n$ で $x_{n-1} < x < x_n$ とすると、線形補間は (x_{n-1}, f_{n-1}) と (x_n, f_n) を結ぶ直線で $f(x)$ の値を近似する。従って、 $x_{n-1} < x < x_n$ での補間誤差は、

$$E = (x - x_{n-1})(x - x_n) \cdot f''(\xi) / 2(x_n - x_{n-1}) \dots (9)$$

となる。また、近似式の次数を挙げて3次式で (x_{n-1}, f_{n-1}) 、 (x_n, f_n) 、 (x_{n+1}, f_{n+1}) 、 (x_{n+2}, f_{n+2}) 、の4点を近似すれば、キュービック補間となり誤差は、

$$E = (x - x_{n-1})(x - x_n)(x - x_{n+1})(x - x_{n+2}) \cdot f'''(\xi) / 4(x_n - x_{n-1}) \dots (10)$$

となる。つまり、この方法だと区間 (x_n, x_{n+1}) と (x_{n-1}, x_n) での近似式が異なることとなり、全体の近似値の滑らかさが損なわれる。そのため、誤差信号を生じ、Fig. 3のような格子状のノイズが認められることとなる。この補間誤差は全領域の補間を行わない限り生じる誤差であり、一定領域を設定する補間方法では、解決が難しい状況にある¹⁷⁾。つまり、

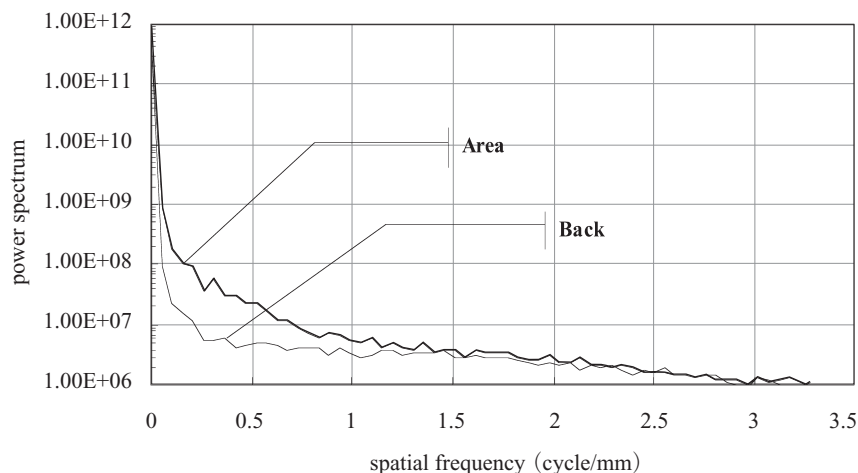


Fig. 6 Power spectrum for upper gastrointestinal image

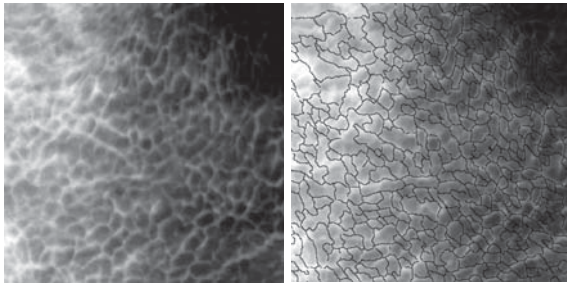


Fig. 7 The results of extraction process for area image

本研究において使用した直接変換方式のFPDを搭載したX線TV装置では、Bell-spline関数を用いた補間処理を行っている¹⁸⁾。この方法も一定領域を設定する補間方法であり、補間誤差によるノイズが生じることは避けられない。従って、Fig. 5 (b) のような格子状のノイズが生じたものとする。

また、ノイズの周波数帯域は、胃小区の占める帯域よりも高い周波数帯域にあり、胃小区の描出には影響がないが、精密検査など胃小区の中の小さな変化を見る検査には不都合が生じる可能性がある。特に、胃小窩の変化を見るような場合においては、胃

小窩の変化とノイズの区別がつきにくくなる。そのため、補間処理を使用する視野サイズを使用することは、術前の精密検査に関して、その適応を考慮すべきである。

さらに、画像処理に関しては、視覚評価の結果より観察対象となる部位の濃度が均一な部分や、充盈像等のバリウムの溜まりが多い部分においてノイズが鮮鋭化処理によって認識しやすい状況になり、また二重造影の領域においても、強い鮮鋭化処理によりノイズが認識しやすい状況になる。このことから、鮮鋭化処理の方法、強調度を理解した上で、補間処理を行った画像には適応すべきである。

今回、本研究で使用したX線TV装置では、補間処理を行う画像出力方式に加え、補間処理を行わない画像出力方式の設定が可能となっている。しかし、この設定はデフォルトの設定にはないため、使用目的や画質特性の測定の際には注意を要する。

最後に、本研究で使用した複素数ウェーブレット変換は、原信号と分解された詳細信号の間のサブピクセル単位でのピクセルのずれが改善されており、原画像と詳細画像を比較する処理に有用である。し

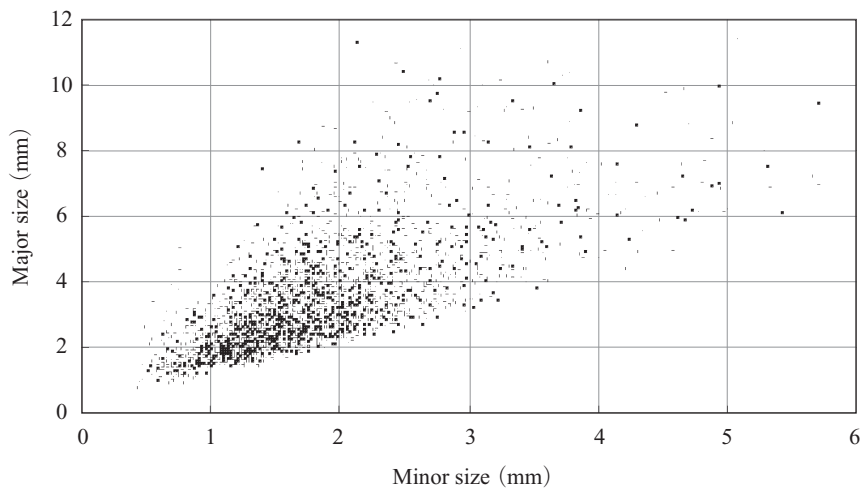


Fig. 8 Result of measurement for area sizes

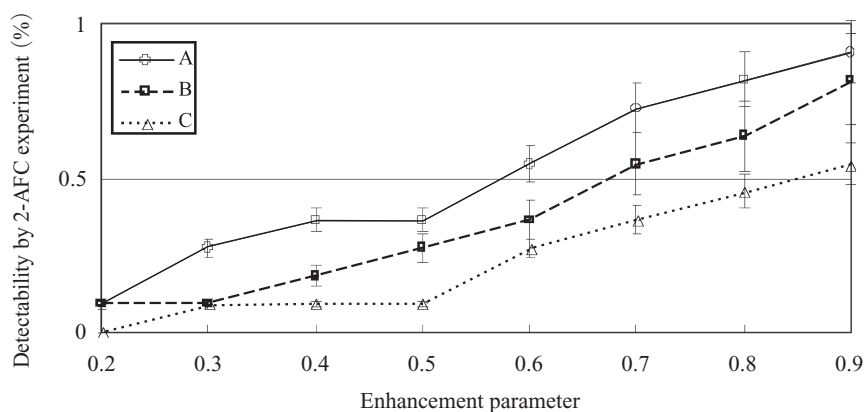


Fig. 9 Result of 2-AFC experiment for enhance parameter variation that using un-sharpness mask process (A: Region of Barium image, B: Region of background image, C: Region of Double contrast image)

かし、離散ウェーブレット変換は冗長性をもたないウェーブレット変換であるのに対し、複素ウェーブレット変換は4:1の冗長性をもち、元の原画像の4倍もの情報量を生み出してしまふ。この冗長性の増加に関しては、検討が必要である。

また、ウェーブレット関数は、本来連続関数として定義されているものであり、離散信号を処理する場合にはスケーリング関数で補間し、連続関数にする必要がある。特に複素ウェーブレット変換は、スケーリング関数を定義に従って正しく配置しなければ実数部と虚数部の位相が異なり、線形位相特性を保持した分解ができない^{19~21)}。従って、ウェーブレット関数の選択、配置方法が重要となる。

Table 2のHH領域におけるサブピクセルのずれが、他のLL, HL, LHの領域に比べ大きくなっている点については、ウェーブレット関数の配置方法に多少問題があったものと考え、この問題点に関しては、今後の検討課題としたい。なお、本研究では、使用したアプリケーションソフトで使用可能なウェーブレット関数「複素 Gaussian ウェーブレット」を使用した。

【結語】

本稿では、補間処理による補間誤差が、画質の基本特性に与える影響をシミュレーションにより明らかにし、複素ウェーブレット変換により、補間誤差によるノイズの可視化を行った。補間誤差によるノイズは、胃小区そのものの描出能には影響しないが、胃小区より小さな所見に関しては影響を及ぼす可能性を示唆した。また、補間誤差によるノイズは、鮮鋭化処理により視覚上、認識される可能性を示した。

本稿を終えるに当たり、本研究に関してご協力いただきました帝京大学医学部附属病院 中央放射線部の放射線技師諸兄に感謝の意を表します。また、助言、ご協力いただいた島津製作所(株)、東芝メディカルシステムズ(株)の担当者諸兄に感謝の意を表します。

参考文献

- 1) IEC62220-1: Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices part1: Determination of detective quantum efficiency.
- 2) 松本政雄: 表計算ソフトExcelを用いたエッジ法によるプリサンプリングMTFの実践測定法. IN-NEVISION Vol. 19, No1, 37-43, 2004.
- 3) M. Vetterli, J. Kovacevic: Wavelets and Subband Coding, Ptentice-Hall PTR, 1995.
- 4) M. J. T. Smith and S. L. Eddins, "Analysis/synthesis techniques for subband image coding", IEEE Trans. ASSP, Vol. 38, No. 8, 1446-1456, 1990.
- 5) G. strang and T. Nguyen: Wavelets and Filter Banks, Wellesley-Cambride Press, Wellesley, MA, 1996.
- 6) M. J. T. Smith and S. L. Eddins: Analysis/synthesis techniques for subband image coding, IEEE Trans Account., Speech Signal Process, Vol.38, No. 8, 1446-1456, 1990.
- 7) R. H. Bamberger, S. L. Eddins, and V. Nuri: Generalized symmetric extension for size limited multirate filter banks, IEEE Trans. Image Process, Vol. 3, No. 1, 82-87, 1994.
- 8) H. Kiya, K. Nishizawa, and M. Iwahashi: A development of symmetric extension method for subband image coding, IEEE Trans. Image Process, Vol. 3, No. 1, 78-81, 1994.
- 9) 高橋良知・他: 複素ウェーブレットを用いた画像符号化に関する一検討. FIT2006, 259-260, 2006.
- 10) N. G. kingabury: Comprex wavelets for shift invariant analysis and filtering of signal, Applied Computational Harmonic Anal, Vol.10, No3, 234-254, 2001.
- 11) 松尾直志・他: 斜め方向に対応できる2次元ウェーブレットの構成. 電子情報通信学会誌A, Vol. J87-A, No. 4, 554-562, 2004.
- 12) 萩原瑞木・他: 位相限定相関を用いた画像のサブピクセル精度の位置ずれ検出. 電子情報通信学会技術研究報告, No. CAS2001-11, VLD2001-28, VLD 2001-30, 79-86, 2001.
- 13) S. Matuo, M. Komizu: Analysis of the Frequency Components of X-ray Images, Japanese Journal of Radiological Technology, Vol.53, No11, 1665-1672, 1997.
- 14) The Mathworks: Wavelet Toolbox for use with MATLAB, spet 2000.
- 15) 大塚昭義・他: 実験 画像評価. 71-81, 日本アクセル・シュプリンガー, 1994.
- 16) 片山礼司・他: 直接FPDシステムにおけるリサンプリングが基本的な画質特性の測定に及ぼす影響. 日本放射線技術学会誌, Vol. 63, No. 7, 749-756, 2007.
- 17) 伊藤正夫・他: 数値計算の常識. 共立出版, 1985.
- 18) Enrico Dolazza, The Bell-Spline, a digital filtering/interpolation algorithm, Medical imaging proc. Vol.1092, 568-582, 1989.
- 19) 章 忠・他: シフト不変な複素数離散ウェーブレット変換: 第1報. Journal of signal processing, Vol. 11, No5, 387-399, 2007.
- 20) 戸田 浩・他: シフト不変な複素数離散ウェーブレット変換: 第2報. Journal of signal processing, Vol. 11, No5, 401-412, 2007.
- 21) 戸田 浩・他: シフト不変な複素数離散ウェーブレット変換: 第3報. Journal of signal processing, Vol. 11, No5, 413-424, 2007.