

速報

伝達情報量に基づくX線画像画質評価法に関する
シミュレーション実験李 鎔範・蔡 篤儀・松山江里¹⁾新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
1) 新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻論文受付
2007年1月17日論文受理
2007年1月29日

Code No. 500

緒言

医用X線撮像系における基本的な画質特性として、解像特性とノイズ特性が挙げられる。これらの特性は、それぞれ振幅伝達関数(modulation transfer function: MTF)とウィナースペクトル(wiener spectrum: WS)で測定することができる。また、この二つの特性に加えて入出力特性と単位面積当たりの入射X線光子数を測定することで検出量子効率(detective quantum efficiency: DQE)を求めることができる。DQEは、総合的な画質評価の指標として考えられている。しかし、各特性や入射X線光子数の測定誤差に敏感であり、それらすべてを正確に求めなければ正しい画質評価はできない。そして、それらの測定をすべて精度良く行うことは非常に面倒で多大な労力を要する。

一方、内田らは、エントロピーを用いて簡便にX線画像の画質を評価する手法を提案している^{1,2)}。その

手法では、X線撮像系の入出力間の相互エントロピーをその系における伝達情報量とみなし、そこにはその系すべての物理特性が含まれると考えた。これは、つまり、伝達情報量という単一指標の測定のみでその系の物理特性を総合的に評価できる可能性を示しているものと考えられる。しかし、これまでに内田らによってノイズ特性と伝達情報量との相関関係はよく調べられてきたが、その他の特性と伝達情報量との相関関係はまだ十分に検証されていない。そこで、本論文では、ノイズ特性に加えて解像特性と伝達情報量との相関関係を調べることを目的とする。その初期実験として、シミュレーションによって両特性と伝達情報量との相関関係を確認検証する。

1. 方法

実験用のシミュレーション画像は、内田らの実験方

A Simulation Study of Radiographic Image Quality Measurement Based on Transmitted Information

Yongbum Lee, Du-Yih Tsai, and Eri Matsuyama¹⁾

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University

1) Graduate School of Health Sciences, Niigata University

Received Jan. 17, 2007; Revision accepted Jan. 29, 2007; Code No. 500

Summary

Although radiographic image quality is considered difficult to evaluate in a straightforward and systematic manner, it may be possible by using an index of transmitted information. As a preliminary study, relations between transmitted information and two image characteristics, namely, image noise and image blurring, were evaluated by simulation. The value of transmitted information was decreased if image noise and image blurring increased. The relationships were corroborated on an experimental basis. This paper suggests the possibility of a simple, straightforward method for synthetically evaluating radiographic images by a single parameter in terms of transmitted information.

Key words: image quality, noise, resolution, entropy, transmitted information

別刷資料請求先: 〒951-8518 新潟市旭町通2-746
新潟大学医学部保健学科 李 鎔範 宛

法に倣ってアクリルステップウェッジをX線撮影した場合を想定し、ボケの程度とノイズの量を独立に変化させられるように、式(1)を用いてコンピュータ上で作成した。

$$g(x,y) = f(x,y) * S + u(x,y) \times F \tag{1}$$

$g(x,y)$ はシミュレーション画像、 $f(x,y)$ は信号成分(ステップウェッジ)、 S はボケ関数、 $u(x,y)$ は平均0、標準偏差0.5のガウシアンノイズ、 F はノイズ強調係数である。なお、 $*$ はコンボリューション積分を示す。作成したシミュレーション画像例をFig. 1に示す。画像サイズは1000×500画素、背景領域の画素値は300、信号コントラスト(ステップ間の濃度差)は80とした。各ステップ上に興味領域を設置しヒストグラムを求めると、それらのヒストグラムはステップ間で重なりを持つ(Fig. 1)。ボケの程度とノイズの量を変えることで、これらヒストグラムの重なり具合も変化する。本実験では、ボケ関数 S とノイズ強調係数 F を、それぞれ解像特性とノイズ特性を表す単一のパラメータとみなし、これらを変化させたシミュレーション画像から伝達情報量を求め、両特性と伝達情報量との相関関係を検証した。ボケ関数 S には単純な移動平均フィルタを使用し、ボケの程度を調節するためにフィルタサイズ($FS \times FS$)を変化させた。具体的には、 FS を49, 61, 73, 85, 97, 109とした。ノイズ強調係数 F は、信号雑音比(SNR)が38dB, 35dB, 33dB, 31dB, 30dB, 29dBになるように設定した。

伝達情報量の計算法の詳細やその意義は文献^{1,2)}に譲る。本論文では本実験での計算手順のみを簡潔に述べる。まず、シミュレーション画像の各ステップのヒストグラムから、Fig. 2のような入力と出力の同時頻度表を作成する。入力 x は各ステップの識別値(1~5)、出力 y は画素値(1~1000)である。 n は、各ステップ上の100×100画素の興味領域内で求めた画素値の頻度値である。ここで、入力エントロピー $H(x)$ 、出力エントロピー $H(y)$ 、総合エントロピー $H(x,y)$ は、それぞれ式(2)~(4)で定義される。入力と出力の同時頻度表(Fig. 2)から $p_i = n_i / n$, $p_j = n_j / n$, $p_{ij} = n_{ij} / n$ となり、これらを各式に代入すると式(5)~(7)が得られ、各エントロピーが求まる。最後に式(8)から、伝達情報量 $T(x,y)$ を求めることができる。

$$H(x) = \sum_i p_i \log_2 \frac{1}{p_i} \tag{2}$$

$$H(y) = \sum_j p_j \log_2 \frac{1}{p_j} \tag{3}$$

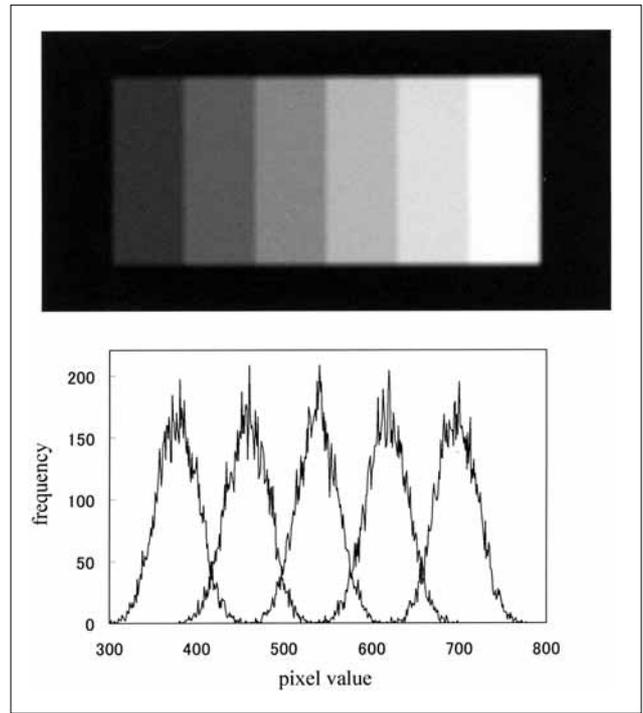


Fig. 1 Simulated image and histograms for each step.

$$H(x,y) = \sum_{ij} p_{ij} \log_2 \frac{1}{p_{ij}} \tag{4}$$

$$H(x) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_i n_i \log_2 n_i \tag{5}$$

$$H(y) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_j n_j \log_2 n_j \tag{6}$$

$$H(x,y) = \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_{ij} n_{ij} \log_2 n_{ij} \tag{7}$$

$$T(x,y) = H(x) + H(y) - H(x,y) \tag{8}$$

2. 結果と考察

実験結果をFig. 3に示す。Fig. 3(a)はノイズ量を固定しボケ具合のみを変化させたときのグラフである。Fig. 3(b)はボケ具合を固定しノイズ量のみを変化させたときのグラフである。グラフ中の直線は、近次直線であり各条件での相関関係を示すものである。Fig. 3(a)ではボケの程度が大きいほど伝達情報量が低下することが、Fig. 3(b)ではノイズ量が多いほど伝達情報量が低下することが明確に示されている。このシミュレーション結果において、ノイズ特性と伝達情報量の

		Input x						
		x_1	x_2	-----	x_i	-----	X	Σ
Output y	y_1	n_{11}	n_{21}	-----	n_{i1}	-----	n_{X1}	$n_{\cdot 1}$
	y_2	n_{12}	n_{22}	-----	n_{i2}	-----	n_{X2}	$n_{\cdot 2}$
	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
	y_j	n_{1j}	n_{2j}	-----	n_{ij}	-----	n_{Xj}	$n_{\cdot j}$
	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
	Y	n_{1Y}	n_{2Y}	-----	n_{iY}	-----	n_{XY}	$n_{\cdot Y}$
Σ	$n_{\cdot 1}$	$n_{\cdot 2}$	-----	$n_{i\cdot}$	-----	$n_{X\cdot}$	n	

Fig. 2 Data matrix of input-corresponding output.

相関関係は内田らの報告結果²⁾と一致する。また、シミュレーション実験ではあるが、解像特性と伝達情報量の相関を定量的に示した。もし入力に対する出力への伝達効率が100%であれば、ボケもなくノイズも加わらないことになる。この場合、ステップ間のヒストグラムは全く重ならず、伝達情報量は入力エントロピーに一致する。しかし、実際の撮像系では、必ずボケも生じるしノイズも加わる。もしノイズが全くない場合でも、ボケが生じれば、ヒストグラムの裾野は左右に延び重なるはずである。また、ボケが全くない場合でも、ノイズが加われば、同様にヒストグラムの裾野は左右に延び重なると考えられる。Fig. 3は、このことをよく反映している実験結果であると考えられる。したがって、本実験結果は、ノイズ特性と解像特性の両特性を伝達情報量という単一指標で評価できる可能性を示すものと考えられる。今後は、本シミュレーション実験を踏まえて、実際のX線撮像系において測定を行っていく予定である。

3. 結 語

ノイズ特性と解像特性の両特性と伝達情報量との相

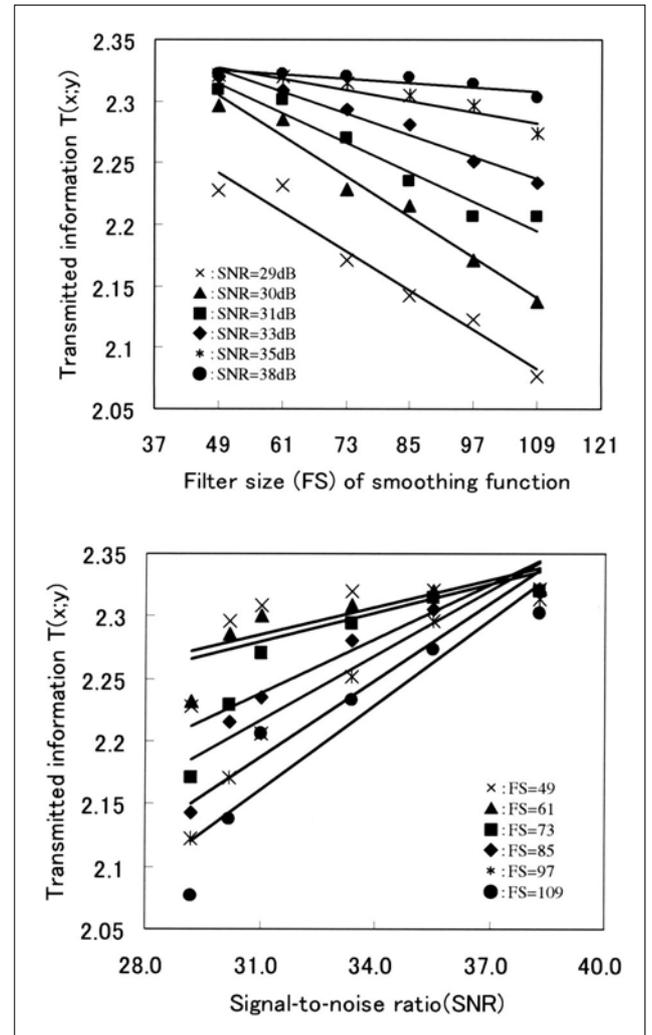


Fig. 3 Simulation results.

- (a) Graph of transmitted information vs. filter size of smoothing function. a
- (b) Graph of transmitted information vs. signal-to-noise ratio. b

関関係をシミュレーション実験によって調べた。その結果、両特性とも悪くなるほど伝達情報量が低下することが確認された。この結果は、X線画像の画質を伝達情報量という単一指標で総合的に簡便に評価できる可能性を示すものとする。

参考文献

1) Uchida S, and Tsai DY: Evaluation of Radiographic Images by Entropy: Application to Development Process. Japanese Journal of Applied Physics, 17(11), 2029-2034,(1978)

2) Uchida S, and Fujita H: Assessment of Radiographic Granularity by a Single Number. Japanese Journal of Applied Physics, 19(7), 1403-1410(1980)

図表の説明

- Fig. 1 シミュレーション画像と各ステップのヒストグラム
Fig. 2 入力と出力の同時頻度表
Fig. 3 シミュレーション結果
(a)スムージング関数のフィルタサイズと伝達情報量のグラフ
(b)信号雑音比と伝達情報量のグラフ