

# 医用画像上の不均一部分における雑音評価法の考案 - Top hat 変換型 Gauss 法の評価精度の検証 -

## New Method for Evaluating Image Noise in Non-uniform Area on Digital Radiography -Investigation of Accuracy of Gauss Method with Top-hat Transform-

森 政樹<sup>†</sup> 今井 國治<sup>†</sup> 飯田 葉子<sup>‡</sup> 伊藤 富貴子<sup>‡</sup> 池田 充<sup>†</sup> 遠地 志太<sup>§</sup>  
Masaki Mori Kuniharui Imai Yoko Iida Fukiko Ito Mitsuru Ikeda Yukihiro Enchi

### 1. はじめに

現在、乳ガン検診や肺ガン検診などの集団検診では、X線検査が重要な役割を果たしており、これらの検診の目的（早期ガンの発見）を達成するためには、微細な病変部を検出する必要がある。一般に、ガンのような低コントラスト信号は、雑音の影響を受けやすく、これらの量がガン検出能を左右すると言われている。[1]このことから、臨床画像上の雑音評価は、ガン検出能を向上させる上で、重要な情報をもたらすことになる。

これまで、医用画像の雑音は、Noise Power Spectrum (NPS) や Pixel 値の標準偏差 (Noise SD) を用いて評価されてきた。しかし、これらの評価法は、画像上の均一な部分でしか適用できず、人体の臓器や組織といった複雑なテクスチャを有する部分での適用は、評価原理上、極めて困難である。それゆえ、臨床画像上の不均一部分でも雑音評価ができる測定法を考案することは、临床上、非常に有益である。そこで本研究では、モルフォロジ解析に用いられている Top-hat 変換を雑音解析アルゴリズムに組み込んだ上で、新たに Top-hat 変換型 Gauss 法と称する雑音評価法を考案した。さらにこの評価法を乳房ファントム画像の雑音評価に適用し、その推定精度についても検証した。

### 2. Top-hat 変換型 Gauss 法の原理

本提案法は、雑音が Gauss 分布に従うという統計学性質を利用した方法で、従来法と同様、Pixel 値の標準偏差、つまり Noise SD を用いて雑音評価ができるように理論構築した。では、本研究で提案する Top-hat 変換型 Gauss 法について概説する。上述したように、画像上のトレンドやテクスチャが Noise SD の測定を複雑化させている。そこで、これらの要因を除去するため、解析対象画像に対し Top-hat 変換を施した。その結果、トレンドは全て取り除かれ、雑音と信号のエッジ成分からなる処理画像が得られる。一般に、雑音に起因する Pixel 値は Gauss 分布に従うことが知られている。この事実から、この処理画像内の Pixel 値を確率変数として、正規分布確率紙上にプロットすれば、雑音に関わる Pixel 値はこの確率紙上で直線的な分布となり、それ以外の成分はこの分布に従わないと考えられる。つまり、この原理を応用すれば、画像上に信号のエッジ成分が存在していても、雑音を精度良く推定できることになる。ここで、この原理を適用する上で重要になってくるのが累積確率の算出法である。一般に、Gauss 分布に従う事象を解析する際、順序統計学に基づく対称ランク法を用いて累積確率が求められている。

$$F(x_i) = \frac{i - 0.5}{n} \quad (1)$$

$F(x_i)$ : 番目に大きい確率変数  $x_i$  に対する累積確率  
 $n$ : サンプルサイズ(本研究では  $n=400$  個)

そこで本研究では、処理画像上に任意の ROI (本研究では  $20 \times 20$  Pixel) を設定し、その内部の Pixel 値をすべて確率変数とした上で、(1)式より累積確率を算出した。その後、この値をもとに、Pixel 値を正規分布確率紙にプロット(正規分布プロット)し、Top-hat 変換の原理を考慮した上で、解析対象画像の Noise SD を推定した。

$$\Phi^{-1}(F(x)) = \frac{x}{\sigma} - \frac{\mu}{\sigma} \quad (2)$$

$\Phi^{-1}(F(x))$ : 確率変数  $x$  に対する逆正規分布関数値  
 $\mu$ : 処理画像の平均値  $\sigma$ : 処理画像の標準偏差

### 3. 実験方法

#### 3.1 解析対象画像

本研究では、直接変換型 Flat Panel Detector 装置 (FPD 装置) を使用し、解析対象物として模擬乳腺ファントム (RMI 169) を用いることにした。このファントムを管電圧 28kVp 一定の下、mAs 値のみを 60-136.8mAs に可変させて撮影し、得られたファントム画像は全て DICOM 形式のファイルに変換した。

#### 3.2 Top-hat 変換型 Gauss 法の検証法

本報告では上述したファントム画像に対し、Top-hat 変換型 Gauss 法を適用し、各 mAs 値におけるファントム画像の Noise SD を算出した。しかし、この方法で得られた Noise SD が適正な値を示しているかは定かでない。そこで、同一条件で撮像した二枚のファントム画像から差分画像を作成し、その画像上の Noise SD を基本的に提案法の推定精度を検討することにした。

一般に FPD 画像上の雑音は、量子雑音、構造雑音、及び電気雑音で構成されている。ところが、この差分画像には、原理上、構造雑音は含まれておらず、量子雑音及び電気雑音しか含有されていない。さらに、デジタル画像に対する構造雑音の寄与は、従来の増感紙 - フィルム系に比べ、格段に大きいことが知られている [2]。それゆえ、この差分画像の雑音成分に構造雑音を加味した上で、比較検討する必要がある。この問題を解消することが必要不可欠となる。そこで我々は、この問題点を解消する手段として、雑音の三成分を以下のように仮定し、FPD 画像における雑音の実験式を理論的に導出した上で、構造雑音の推定を行った。

1. 量子雑音は X 線光子のばらつきにのみ起因し、そのばらつきはポアソン分布に従う。
2. 構造雑音は、X 線検出装置固有で、X 線線量に比例する。 [2]
3. 電気雑音は、熱舌性化型の雑音で、X 線線量とは無関係。 [2]

<sup>†</sup> 名古屋大学医学部保健学科  
Nagoya University School of Health Sciences

<sup>‡</sup> 名古屋大学医学部附属病院  
Nagoya University Hospital

<sup>§</sup> 大阪大学医学部附属病院  
Osaka University Hospital

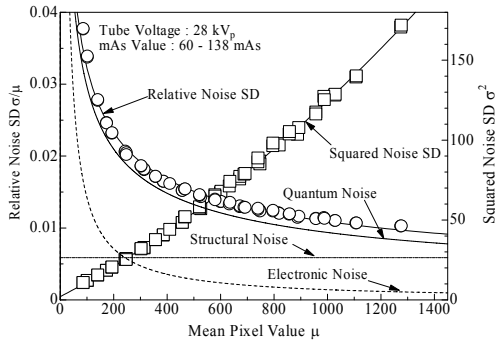


図1 雑音成分解析

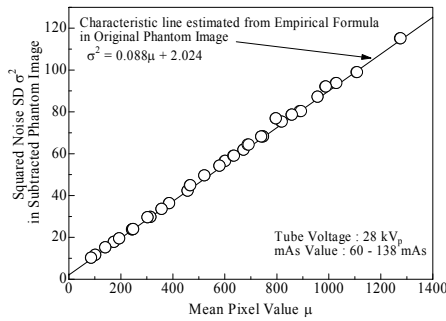


図2 差分画像の雑音特性

また、この実験式の導出の際、本研究で使用するFPD装置のRawデータがX線線量と線形関係にあることも考慮した。以上の条件を下に雑音の実験式を導出したところ、直接変換型 FPD装置におけるRawデータ画像のNoise SD<sup>2</sup>は(3)式のような形式で与えられる。

$$\sigma^2 = \sigma_e^2 + \sigma_q^2 + \sigma_s^2 = k_e^2 + k_q^2 \mu + k_s^2 \mu^2 \quad (3)$$

$\sigma$ : Noise SD,  $\sigma_e$ : 電気雑音,  $\sigma_q$ : 量子雑音,  $\sigma_s$ : 構造雑音,  
 $k_e, k_q, k_s$ : 電気雑音, 量子雑音, 構造雑音係数,  $\mu$ : 平均Pixel値

そこで本研究では、解析対象として Raw データ画像を用いることにし、まず、単純信号ファントム画像 (Raw データ) から雑音の実験式(3)式を推定した。次に、模擬乳腺ファントム画像の Raw データ差分画像から量子雑音及び電気雑音を求め、その結果から(3)式をもとに構造雑音を推定した。そして、最終的に Noise SDの参照値を算定し、提案法の精度検証を実施した。

#### 4. 検証結果

##### 4.1 単純信号ファントム画像における雑音実験式の検証

図1は各平均Pixel値に対するNoise SD<sup>2</sup>をプロットしたものである。参考として、各雑音成分及び相対Noise SD( $\sigma/\mu$ )の結果も同図に含めた。Noise SD<sup>2</sup>は、平均Pixel値 $\mu$ の二次関数として近似でき、その精度もr = 0.995と限りなく1に近い値を示した。また、この実験式をもとに各雑音成分とPixel値との関係性を求めたところ、低Pixel値(低線量)では量子雑音が、高Pixel値(高線量)では構造雑音が支配的であることが明らかとなり、これまでに報告されている結果とよく一致している。このことから、この実験式には妥当性があるのではないかと考えられる。そこで、更なる検証を行うため、差分画像(単純信号ファントム画像)におけるNoise SD<sup>2</sup>と平均Pixel値との関係性を求めた。その結果を図2に示す。差分画像におけるNoise SD<sup>2</sup>は平均Pixel値に対し直線的な特性を示した。これは32節で述べたように、差分画像には量子雑音及び電気雑音しか含まれておらず、

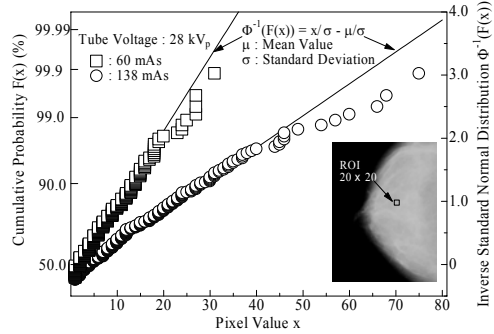


図3 Pixel値の正規分布プロット

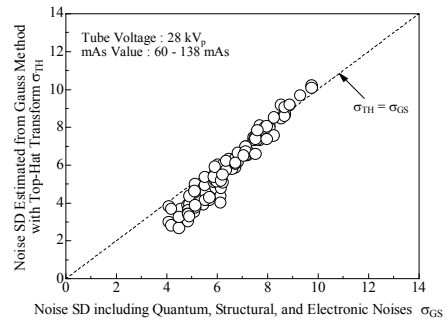


図4 Top-Hat変換 Gauss法の検証

雑音の実験式(3)式における二次の項 $k_s^2 \mu^2$ 、つまり構造雑音の項が、全く関与していないためと考えられる。そこで、この考察を実証するため、図1における雑音の実験式から、二次の項だけを取り除いた実験式を図2に描いた。(図中の直線)その結果、差分画像におけるNoise SD<sup>2</sup>はこの実験式に基づく直線上で分布していることが明らかとなり、(3)式によって与えられる実験式には妥当性があることが実証できた。以上の結果から、Rawデータ画像におけるNoise SD<sup>2</sup>は平均Pixel値の二次関数として与えられることが明らかとなり、その式中の二次の項は構造雑音、一次の項は量子雑音、定数項は電気雑音に起因していることが実証され、その信頼性も高いことが示唆された。

##### 4.2 Top-hat変換型 Gauss法の精度検証

Top-hat変換画像における正規分布プロットを図3に示す。どのmAs値に対しても直線的に分布しているPixel値とその分布から外れているPixel値とに分かれることがわかった。そこで、この分布から外れているPixel値と原画像におけるPixel値とを比較検討したところ、これらのPixel値は原画像における画像信号のエッジ成分であることがわかった。このことから、直線的に分布しているPixel値は、雑音に関連するPixel値であることが明らかとなった。そこで、この分布から原画像におけるNoise SD( $\sigma_{TH}$ )を推定し、32節で述べた雑音の実験式から推定したNoise SD( $\sigma_{CS}$ )との関係性を求めた。その結果を図4に示す。この図に示されているように、本提案法で求めたNoise SDは $\sigma_{TH} \approx \sigma_{CS}$ の直線上に分布しており、両者は非常に良く一致していた。また、 $\chi^2$ 検定を用いて、両者の一致度を統計的に検討したところ、p = 1となり、統計的にも両者はよく一致していた。以上のことから、Top-hat変換型 Gauss法で推定されたNoise SDには高い信頼性があることが明らかとなり、その精度も高いことが実証された。最後に、本研究は平成21年度科学研究費助成金研究(基盤(C))の一環で行われたものである。

#### 参考文献

[1] D.S.Evans et al, Phys.Med Biol, 47, p117(2002).  
 [2] Y.Kume et al, Med.Phys.13, p843(1986)