

A-21-6

Top-hat 変換 Gauss 法を用いた脳梗塞画像の Noise Mapping

高瀬 郁子^{*1} 遠地 志太^{*1,3} 森政樹^{*2} 川浦 稚代^{*1} 池田 充^{*1} 今井國治^{*1}

Ikuko Takase Yukihiko Enchi Masaki Mori Chiyo Kawaura Mitsuru Ikeda Kuniharu Imai

^{*1} 名古屋大学大学院医学系研究科 ^{*2} 名古屋大学医学部附属病院 ^{*3} 大阪大学医学部附属病院
Nagoya University Graduate School of Medicine Nagoya University Hospital Osaka University Hospital

1. はじめに 近年, X線 Computed Tomography (CT)検査は, 多種多様な疾患に対して行われており, 画像診断の中核を担っている。現在, 多くのCT画像は, Filtered Back Projection法(FBP)と呼ばれる方法を用いて再構成されている。この方法は短時間で処理できる反面, CT画像上のノイズを際立たせると言う問題点がある。一般にノイズは, 脳梗塞像のような低コントラスト病変の検出能に大きな影響を与えると言われている。[1]このことから, CT画像上のノイズ特性を明らかにすることは, 病変検出能を検討する上で有益な情報となる。そこで本研究では, 以前筆者らが考案した Top-hat 変換型 Gauss 法[1]を用いて, 脳梗塞 CT画像上のノイズを推定し, これをもとに Noise Mapping を行ったので報告する。

2. 実験方法 本研究では, 被写体として筆者らが考案・設計した脳梗塞ファントムを使用した。このファントムには脳実質部 (36 HU)に早期虚血病変 (34 HU)及び脳梗塞部 (32 HU)が様々な大きさで配置されており, 頭蓋は石膏で解剖学的構造を模擬した。このファントムを管電圧 120kV一定の下, 実効管電流量(mAs値)を変化させて (325-245 mAs) スキャンし, FBP法を用いて画像を再構成した。

3. ノイズ評価法及び Noise Mapping 今回使用する評価法は, ノイズが Gauss 分布に従うと言う統計学性質を利用した方法で, 従来法と同様, CT値の標準偏差, つまり Noise SDを用いてノイズ評価ができるように理論構築している。では, その Top-hat 変換型 Gauss 法について概説する。

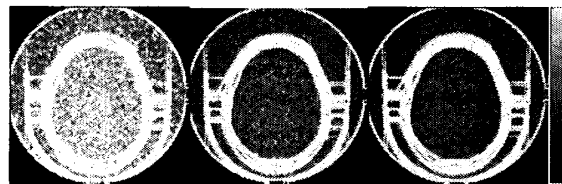
臨床画像や人体ファントム画像の場合, 画像上のテクスチャがノイズの測定を困難にしている。したがって, 解析画像からテクスチャを除去する必要がある。その除去法として, モルフォロジー演算の一つである Top-hat 変換がある。この演算法は, 解析画像に対して opening 処理を施すため, 画像の特徴量であるテクスチャ成分とこの処理により削り取られたノイズ成分に分離することができる。それゆえ, このノイズ画像を用いることによりノイズ評価が行えるようになる。しかし, このノイズ画像には, 原理上, テクスチャのエッジ成分が, 必ず含まれてしまうため, 直接, 標準偏差の定義式を用いて Noise SD を求めることができない。一般に, ノイズに起因する CT値は Gauss 分布に従うことが知られている。このことから, ノイズ画像内の CT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, ノイズに関わる CT値は, (1)式で示されているように, 確率紙上で直線的な分布となり, それ以外の成分は, この分布から外れることになる。つまり, この性質を利用すれば, ノイズ画像上にテクスチャのエッジ成分が存在していても, この直線部の傾きから, 精度良く Noise SD が推定できる。

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

$\Phi^{-1}(F(x))$: CT値 x に対する逆正規分布関数値

μ : 背景ノイズの平均値, σ : CT値の標準偏差 (Noise SD)

ところが, (1)式からわかるように, このノイズ評価法では, 各CT値 x に対する累積確率 $F(x)$ を求める必要がある。一般に, Gauss 分布に従う事象を解析する場合, 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。そこで本評価法もこの慣例に従い, 対称ランク法 (2)式で累積確率の推定を行うことにした。



(a) 32.5 mAs (b) 150 mAs (c) 245 mAs

図1 各 mAs 値に対する Noise Mapping

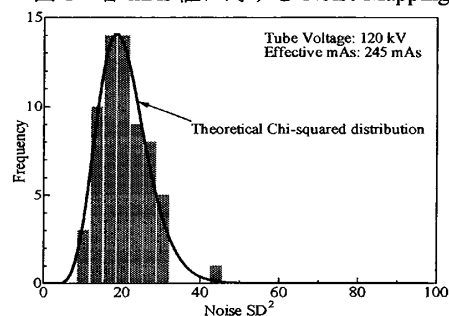


図2 Noise SD²のヒストグラム

$$F(x_i) = \frac{i - 0.5}{n} \quad (2)$$

$F(x)$: i 番目に大きいCT値 x に対する累積確率

i : ランク数, n : サンプル数

以上の評価原理に基づいて, 本研究では様々な位置におけるノイズ推定を行い, その上で, 脳梗塞ファントム画像の Noise Mapping を実施した。なお, ノイズ推定の際, ROIサイズは 8×8 pixel とした。

4. 結果及び検討 図1は ROIを 1 pixel ずつ移動させた時の Noise Mapping であり, 画像が黒いほど Noise SD が小さいことを表している。この図からわかるように, mAs 値の増大と共に黒くなっていく。このことから, mAs 値の増大に伴って, ノイズが全体的に減少することが示された。しかし, mAs 値が高くなっても, 脳実質中心部で, Noise SD の高い部分 (白い部分) が認められる。一般に, 骨などの高 X線吸収体に囲まれた画像領域では, 線質硬化現象により, ノイズが高くなると言われている。そこでこのばらつきが, 線質硬化現象によるものかどうかを検討するため, 脳実質中心部付近の Noise SD を統計学的に解析した。図2は Noise SD²のヒストグラムである。この図からわかるように, このヒストグラムは若干歪んでいる。一般に, 確率変数の 2乗は, χ^2 分布に従うことが知られている。そこで, このヒストグラムから自由度を最尤推定し, この分布が χ^2 分布なのかどうかを確認した。その結果, 図2に示されているように, Noise SD²の分布は χ^2 分布とよく一致した。したがって, 脳実質中心部付近のばらつきは, 単なる統計学的誤差であり, 性質の異なるノイズ, つまり, 線質硬化現象に基づくノイズでないことが明らかとなった。以上の結果から, mAs 値を増大させると効果的にノイズが軽減でき, 脳梗塞多発部位である基底核 (脳実質中心部) においては, 病変検出能の向上につながることを示唆された。最後に本研究は科学研究の一環として行われた。

参考文献

[1] 森政樹他 電気学会論文誌 C, Vol.131.No.11, p1975-1982(2011)