C104 ウェーブレット変換を用いた医用画像雑音の除去

蒋 宏宇[○](山形大学・院)

李鹿 輝(山形大学)

Removal of Medical Image Noise Using Wavelet Transform

Hongyu Jiang

Akira RINOSHIKA

ABSTRACT

In this paper, the character of the noise in a medical X-rays image is first analyzed for the purpose of applying to the amount image of low incidence X-rays. Reasonable dominant noise in a medical X-rays image domain is X-rays quantum noise. This X-rays quantum noise is the spatial and time statistical noise according to a poisson distribution. Second, a poisson distribution degradation image model is examined and a Poisson distribution degradation picture is created. Then, the average filter of the conventional method, a median filter, and a winner filter are compared with Wavelet Shrinkage filter processing to the created Poisson distribution degradation image. When a PSNR value is compared, since the good result was obtained, the way of a Wavelet Shrinkage filter proposes the new method based on a nonlinear Wavelet Shrinkage filter. This technique has the feature that useful information, such as edge of a image, cannot be spoiled but quantum noise can be removed compared with the conventional method. Moreover, as for the proposal technique, it turned out that the PSNR value is improved from the conventional technique.

Keywords: Adaptive threshold, Quantum noise, Wavelet transform, PSNR

1. はじめに

X線画像の粒状性は、照射線量や量子モトルの影響に依存する。照射線量の減少とともにX線画像の粒状性が劣化する。特にCR画像に関しては、階調処理や周波数処理等の画像処理影響により強調される場合があり、従来のフィルムシステムに比べ粒状性が劣って観察される場合がある。また、コンピュータを用いた診断支援システムのプロセスにおいても、前処理としてノイズ除去重用な意味を持っている。しかし、従来のノイズ除去に多く用いられている平滑化フィルタは、画像のエッジ情報まで平滑化されるため臨床画像として適切ではない。

一方、近年ウェーブレット変換を用いたノイズ除去手法等、帯域分割領域での復元処理が注目されている^{1),2)}。ウェーブレット変換に基づくノイズ除去手法は、各周波数帯域画像に独立なしきい値処理を施し、原信号成分が支配的な帯域での信号保存とノイズが支配的な帯域でのノイズ除去を成し遂げている。

本研究では、低入射X線量画像に適用することを目的として、まず、医用X線画像における雑音の性質を解析する。医用X線画像に低線量領域におけるもっと

も支配的な雑音はX線量子雑音である。このX線量子雑音はポアソン (Poisson) 分布に従った空間的・時間的な統計的ゆらぎ雑音である。そのため、次に、ポアソン分布劣化画像モデルを検討し、ポアソン分布劣化画像を作成する。その後、作成したポアソン分布劣化画像に対して、従来法の平均フィルタ、メジアンフィルタ、ウィナーフィルタとWavelet Shrinkageフィルタ処理を比較する。非線形のWavelet Shrinkageフィルタに基づいた新しい方法を提案する。

2. 医用X線画像における雑音の性質

デジタルX線医用画像の性質

- 放射線という非常に透過力の強い光を用いた画像形成。
- 放射線は人体に障害をもたらす。
- 撮影に要する放射線量はできる限り少なくすることが望まれる。
- 露出不足の画像となり、粒状性の雑音が発生、そして、雑音除去を必要である。

X線画像のノイズについて、X線量子ノイズ、IPの構造ノイズ、光量子ノイズ、電気系ノイズ及び量子化

ノイズの主要な因子が存在する。ここで、X線量子のイブと光子のイブは、入射X線量に依存するノイズである。一方、イメージングプレート(IP)の構造のイブ、電気系ノイズ、量子化のイブは入射X線量に依存しないシステムに固有な固定のイブである³⁾。

2.1 ウェーブレット変換

近年、帯域分割領域での復元処理技術としてウェーブレット変換を用いた雑音除去手法が注目されている。

Fig.1 Wavelet transform

図1のように、レベルjの近似係数 LL_j を4つの部分、レベルj+1の近似係数 LL_{j+1} と3方向(水平、垂直、対角)の細部 LH_{j+1} 、 HL_{j+1} 、 HH_{j+1} に分割する。そして、次のステップでは新しい近似係数を分割する。また、細部係数は、連続的に再解析を行うことがない。

2.2 ノイズ除去法の提案

2.2.1 従来手法

従来の雑音除去方法は Average filter、Median filter 及び Wiener filter 等がある。

Average filter は平均フィルタです。平均値が大きくなる → PSNR 値の低下。

メジアンフィルタ (Median filter)

ランクオーダーフィルタはソートされたr番目の要素を注目画素に置き換える。r=5 のとき、メジアンフィルタである。ウィナーフィルタ (Wiener filter) 本研究で用いたウィナーフィルタのアルゴリズムは次の通りである。

- 各画素周辺の局所的な平均と分散の推定

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2$$

ここで、 η は各画素の $N \times M$ の局所近傍。

- 以下の式による推定を用いて、注目画素値を修正。

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} [a(n_1, n_2) - \mu]$$

ここで、 v^2 はノイズの分散。従来方法の実験結果を良くないである。

雑音除去の同時に部分の信号情報を除去した。画像のエッジ情報まで平滑化されるため臨床画像としては適切ではない。そして、詳しくに雑音情報と信号情報を分離することが必要とする。

2.2.2 提案手法

本論文で提案する適応ノイズ除去法は以下の三つの手順で構成される。

手順1: 画像をウェーブレット変換を用いてレベルごとに分解する。ここでウェーブレットは Haar 関数とする。

手順2: 各レベルのウェーブレット係数に対してしきい値で処理する。

ここでしきい値 T_j は次の式で定義されるモデルを使用する。

$$T_j = 2^{-(J-j)} \{ \log_e(n_j) + \sqrt{\log_e^2(n_j) + 2\beta_j \log_e(n_j)} \}$$

$$J = 3, \quad j = 1, 2, \dots, J, \quad \beta_j = 2^{2(J-j)} \beta, \quad n_j = 2^{2j}$$

手順3: 逆ウェーブレット変換により画像を再構成する。

3. 実験と評価

Poisson 分布劣化画像には、次で定義されるモデルを用いる⁴⁾。

$$g(n, m) = \frac{1}{\lambda} \text{Poisson} \{ \lambda f(n, m) \} \quad (1)$$

ここで、 $f(n, m)$ は原画像信号、 $g(n, m)$ は Poisson 分布劣化画像とする。

Poisson 分布劣化画像の生成については、まず、原画像 $F(n, m)$ に定数 λ を乗じて、Poisson 分布に従う乱数発生器に入力する。次に、その出力に定数 $1/\lambda$ を乗じ、Poisson 分布劣化画像 $g(n, m)$ を得る。

この方法で、異なったノイズレベルに対して劣化画像を得る。ノイズの量は λ に依存する。 λ の値が小さくなればなるほど、Poisson 分布劣化画像のノイズ量が增多する。

ここで、原画像信号として腹部 CT 画像を用いる。式 (1) で $\lambda = 0.01, 0.1$ に対してそれぞれの劣化画像を作成する。

Fig. 2 Examples of the obtained noisy images

Poisson 分布劣化画像に対して、提案手法と従来手法を用いてシミュレーションを行う。ここで、従来手法のしきい値の設定には、Donoho の論文で提案された推定方法を利用する¹⁾。使用するマザーウェーブレット db5 である⁵⁾。

また、本研究では処理した画像の画質に対する定量的な評価の指標として、Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) を用いる。PSNR は最大輝度信号 $S_{\max}$ と劣化画像 $g(n, m)$ と原画像 $f(n, m)$ と平均二乗誤差 MSE を用いて以下の式で表される。

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{S_{\max}^2}{MSE} \quad (2)$$

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{n=1}^M \sum_{m=1}^N [g(n, m) - f(n, m)]^2 \quad (3)$$

表 1 と図 3 には、Poisson 分布劣化画像に対して提案手法と従来手法による処理結果の PSNR を示している。この結果を見ると、提案手法では従来手法より PSNR が改善されていることがわかる。

4. まとめ

本研究では、低入射 X 線量 CR 画像に適用することを目的として、ウェーブレット変換を用いた医用画像雑音の除去を行う一方法を提案した。本方法が従来法に比べて、画像のエッジ等の有用情報を損なわずに量子ノイズを除去することができるという特徴を持っていることを示した。また、本方法が他の手法と比べ、計算時間が短くなり、メモリの使用量が少なく済むとい

う特徴をもっていることを示した。

参考文献

- 1) D. L. Donoho, I. M. Johnstone, G. Kerkyacharian and D. Picard: Wavelet shrinkage: Asymptopia, J. R. Statist. Soc. B., Vol. 57, No. 2, pp. 301-337, 1995.
- 2) D. L. Donoho: De-noising by soft-thresholding, IEEE Trans. Inform. Theory, Vol. 41, No. 3, pp. 613-627, 1995.
- 3) 岡部 哲夫, 瓜谷 富三: 医用画像工学医歯薬出版, 1997.
- 4) R. Aufrichtig and D. L. Wilson: X-ray fluoroscopy spatio-temporal filtering with object detection, IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 14, No. 4, pp. 733-746, 1995.
- 5) The MathWorks: Wavelet Toolbox for Use with MATLAB, Sept. 2000.

Table 1 PSNR Comparisons of various conventional methods

Amount of noise	Noisy image	Average filter	Median filter	Wiener filter
$\lambda = 0.01$	10.78	11.03	10.70	10.92
$\lambda = 0.03$	12.62	12.91	12.71	12.81
$\lambda = 0.05$	13.06	13.23	13.12	13.19
$\lambda = 0.07$	14.79	15.10	14.99	15.03
$\lambda = 0.09$	14.97	15.19	15.11	15.17
$\lambda = 0.1$	15.15	15.34	15.29	15.34

Fig. 3 PSNR comparisons of various methods