

ウェーブレットを用いた医用画像のノイズ軽減方法

A Noise Reduction Method for Medical Images Using Wavelets

保崎 誠¹、アルベルト・パラシオス²

¹ 桐蔭横浜大学大学院工学研究科、² 桐蔭横浜大学医用工学部

(2016年3月28日 受理)

あらまし X線CT (Computed Tomography: コンピュータ断層撮影) 装置の性能の向上が近年では目覚しく、より低侵襲且つ高空間分解能での撮像が可能となった。将来的には4次元撮像の利用頻度を増加させると予測することができる。しかし、4次元撮像では使用するX線量が多いため、放射線による患者への悪影響を増加させないためにも低線量での撮像が望まれる。しかし、線量を下げると、画像ノイズが増加するため放射線量とノイズのバランスが問題となっている。本論文は、ウェーブレット変換と従来の空間フィルターを組み合わせた新たな医用画像ノイズ軽減方法について述べる。

1. まえがき

医用画像処理の研究背景として、医療産業において従来のエコー画像装置などは病巣が小さい場合、判断が困難であり正確な診断を行うためには熟練が必要などの問題がある。X線CT装置の性能の向上が近年では目覚しく、多データ収集系 (DAS: Data Acquisition System) 型CT装置が実用化されてからは従来の単DAS型CTに比べて広範囲の撮像が短時間で可能になったり、あるいは薄いスライス厚での撮像が可能になったりと、より低侵襲且つ高空間分解能での撮像が可能となった。

このようにX線CT画像の高速撮像化や高空間分解能化が進み、短時間でより広範囲

の撮像が可能となったものの、このことはボリウム撮像、あるいは将来的には4次元撮像 (ボリウム撮像に時間の次元を与えた撮像) の利用頻度を増加させると予測することができる。

ボリウム撮像や4次元撮像では使用するX線量が多いため、放射線による患者への悪影響を増加させないためにも低線量での撮像が望まれる。しかし、線量を下げることによって画像ノイズが増加してしまうため医用放射線画像系ではこの放射線量とノイズのバランスが問題となっている。そのため临床上、容認し得る画質レベル (画像ノイズの標準偏差: 画像SD値) で5~15程度や、装置の負荷などの関係から、妥当な線量で使用されている。X線CT等の医用画像においては、高画質の画像を得るために線量を増加する必要がある。

¹ HOZAKI Makoto and ² Alberto Palacios Pawlovsky

¹ Graduate School of Engineering, Tooin University of Yokohama; ² Faculty of Medical Engineering, Tooin University of Yokohama: 1614 Kurogane-cho, Aoba-ku, Yokohama 225-8503, Japan
e-mail: ¹ tm23b11k@ust.tooin.ac.jp, ² pawlovsky@tooin.ac.jp

このような問題を解決するには画像のノイズを軽減し、病変部位の判断ができ、かつ組織境界部を明確化可能にする画像処理法などが求められている。

ノイズを軽減すると、X 線などの検査で同じ放射線量で診断に有用な情報を最大限に引き出し、同じ情報量をより低線量で引き出せる。ノイズ軽減や除去には、空間フィルタや離散のフーリエ変換などがある^[1]。また、近年ウェーブレット変換を使う方法の幾つかが報告されている^{[2][3]}。本論文はウェーブレット変換と従来の空間フィルタを組み合わせた新たなノイズ軽減方法について述べる。

2. 本ノイズ軽減方法

医用画像のノイズは、大きく分けるとポアソンノイズ (MRI : Magnetic Resonance Imaging)、ガウスノイズ (X 線、CT) とソルトアンドペッパーノイズに分類できる。本方法は図 1 に示す様に元画像にガウスノイズを付加してノイズのある画像にウェーブレット変換および空間フィルタと呼ばれるフィルタを連続で適用するものである。

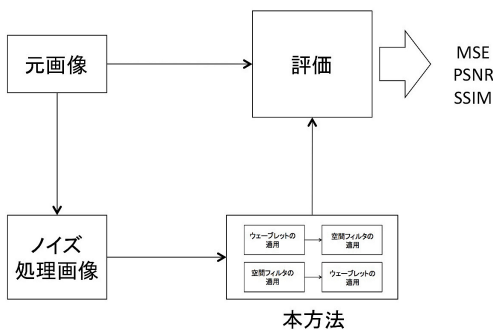


図 1 本方法での画像処理と評価の流れ

本方法の開発初期段階では、元画像に胸部 X 線画像 4 枚、腹部 CT 画像 1 枚を対象に検討を行った。画像の枚数は少なく、質も異なる画像を用いたが、本方法は有効であることが確認できた。このため、日本放射線技術学会 (JSRT : Japanese Society of Radiological Technology) で提供されている画像の質が

同じ胸部 X 線画像 246 枚を対象に検討を行った。本方法の評価に用いた幾つかの画像を図 2 に示す。

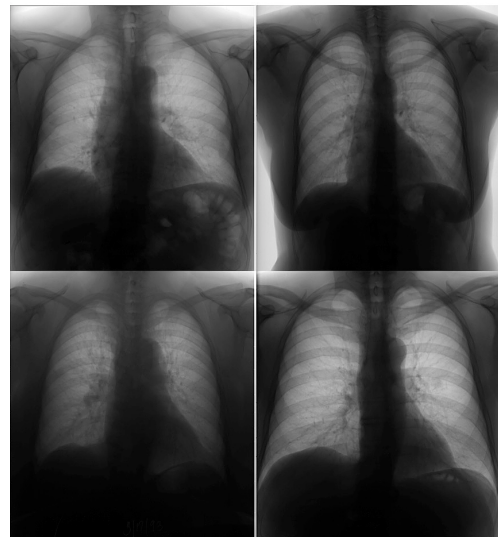


図 2 本検討に用いた一部の胸部 X 線画像^[4]

ウェーブレット変換の際に画像は 4 つの成分に分解される。ウェーブレットの分解要素の例を図 3 に示す。分解要素はそれぞれ、**A** (LL)、**H** (LH)、**V** (HL) と **D** (HH) の 4 つの成分に分解され、**A** が全方向の成分を含み、画像の低周波数成分を含んでいる。**H** が水平方向の成分を含み低周波数と高周波数の成分を含んでいる。**V** は垂直方向の成分を含んだ画像で、**H** と同様の成分を含んでいる。**D** は対角方向の成分を含んでおり、高周波数成分を含んでいる。

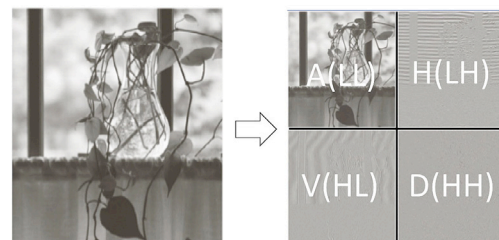


図 3 ウェーブレットの分解要素

X 線画像に対するウェーブレット縮退の最適な組み合わせの検討を行うためにその 4 つの成分のうち逆変換に用いる成分の選別を行った。また、それと同時にウェーブレット変

換に用いられるマザー関数を複数使ってノイズ除去の最適化を行った。

本方法に用いる空間フィルタの評価を行うために、複数の空間フィルタを用いて、X線画像に最も効果的であるフィルタの検討を行った。その後、提案方法としてウェーブレット変換と空間フィルタの組み合わせで最良の処理方法の検討も行った。

本方法の評価のために、従来方法として空間フィルタで処理を行ったもの、ウェーブレット変換を単体で処理したもの、[5] [6] [7]で提案されて実装できた3種類の画像ノイズの軽減方法を用いて、それらの結果は本方法との比較検討に用いた。

図1に出ている様に評価には、画質指標であるMSE (Mean Square Error)、PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) とSSIM (Structural SIMilarity index) の3つを用いた。この分野の技術論文に最も使用されているMSEとPSNRを重点に置いたが、MSEはPSNRと同等の指標のため、本論文の比較表にはPSNRのみを使用する。

本方法のノイズ軽減の結果を評価するために、数種類の空間フィルタを用いた。評価したのは、平均値フィルタ、中央値フィルタ、キャニーフィルタ、ガウシアンフィルタとバイラテラルフィルタの5つの空間フィルタである。

胸部X線画像に含まれるノイズ分布はガウス分布であると見なせるために対象とした246枚の胸部X線画像にガウスノイズを付加した。このとき画像のノイズレベル (SD値: 以下は σ と記す) を10、20、30と40の四つ付加した。ノイズ付加処理を施した画像に対して、前述した5つの空間フィルタを適用し、フィルタのかけられた画像と元画像と比較して評価を行った。それぞれのフィルタで画像毎に評価を行い、各々の画像に最も良い結果のフィルタを特定した。246枚に対して最も良い結果を出したフィルタの枚数の集計を表1に示す。

PSNRの指標において平均値フィルタ

表1 最良の空間フィルタ

| noise | Bilateral | Gaussian | Mean | Median | Canny |
|-------------|-----------|----------|------|--------|-------|
| $\sigma=10$ | 0 | 1 | 241 | 0 | 4 |
| $\sigma=20$ | 0 | 208 | 37 | 0 | 1 |
| $\sigma=30$ | 0 | 241 | 5 | 0 | 0 |
| $\sigma=40$ | 0 | 245 | 1 | 0 | 0 |

(Mean) が246枚中、241枚に有効であることが分かった。ノイズレベル20では平均値フィルタの枚数が241枚から37枚に減少し、ガウシアンフィルタが208枚となった。その後ノイズレベルを30と40に上げて検討を行ったところ平均値フィルタの枚数が減少していき、ガウシアンフィルタのが増加していく傾向にあった。最終的にはガウシアンフィルタ245枚、平均値フィルタ1枚となり、ガウスノイズに対して最も効果的なフィルタはノイズレベルが低い場合は平均値フィルタ、ノイズレベルが高い場合はガウシアンフィルタが有効であると分かった。

ウェーブレット変換の4つの分解成分の組み合わせを考慮したウェーブレット縮退や、マザーウェーブレット関数の種類や、分解レベルや、周波数処理に比して非常に多くの操作パラメータが存在する。

本方法の検討には、ウェーブレット変換によるX線画像のノイズ軽減の最適な設定を求めるために、分解レベルを一つにし、そこから得られた4つの成分 (A、H、VとD) の全可能な組み合わせと7つのマザーウェーブレット関数の検討を行った。検討に用いたウェーブレットのマザー関数は、ハール (Haar)、ドブシー (Daubechies : db)、シムレット (Symlets : Sym)、コイフレット (Coiflets : Coif)、二重直交 (Biorthogonal : Bior)、逆二重直交 (Reverse biorthogonal : Rbio) 及びメイヤー (Meyer : dmey) ウェーブレットである。

上記に示した様にウェーブレット変換を一回を施すと、画像は4つの要素に分解される (図3)。それらを様々な組み合わせで逆変換に用いればノイズ除去の効果が得られる。その最良の組み合わせの検討結果を表2に示

表2 最良の分解要素の組み合わせ (画像枚数)

| noise | A | AH | AV | AD | AVD | AHD | AHV |
|-------------|-----|----|----|----|-----|-----|-----|
| $\sigma=10$ | 246 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| $\sigma=20$ | 246 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| $\sigma=30$ | 246 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| $\sigma=40$ | 246 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

す。ウェーブレット変換のみでノイズ軽減を試みた場合は、PSNR 指標による評価では、A の要素のみを用いたものが 246 枚全てで最良の結果を出した。

X 線画像に対するウェーブレット縮退を用いたノイズ軽減において、より適したマザーウェーブレット関数の検討の結果を表3に示す。

表3 PSNR での評価 (画像の枚数)

| noise | Haar | db | Sym | Coif | Bior | Rbio | dmey |
|-------------|------|----|-----|------|------|------|------|
| $\sigma=10$ | 0 | 0 | 74 | 33 | 0 | 0 | 139 |
| $\sigma=20$ | 0 | 0 | 115 | 89 | 0 | 0 | 42 |
| $\sigma=30$ | 0 | 0 | 126 | 115 | 0 | 0 | 5 |
| $\sigma=40$ | 0 | 0 | 129 | 115 | 0 | 0 | 2 |

ノイズレベル (σ) 10 において Meyer (dmey) ウェーブレットでの最良結果の枚数が最も多い結果となった。しかし、ノイズレベル 20、30 と 40 では、dmey の適している枚数が減少して、Symlets ウェーブレット、Coiflets ウェーブレットの適している枚数が増加する結果となった。

この結果から PSNR の評価において、低いノイズレベルに対してはメイヤーウェーブレットが最も適しており、高いノイズレベルに対してはシムレットおよびコイフレットのウェーブレットが適すると言える。

最後に、本方法の空間フィルタとウェーブレット変換の組み合わせたものを評価した。最初に上記別々に特定した最良の空間フィルタと最良のウェーブレットのみを検討すると考えたが、用いた空間フィルタとマザーウェーブレット関数全組み合わせを評価した。

本方法は、空間フィルタを先に画像に適用する方法とウェーブレット変換を先に画像に適用する方法の二通りを提案しているため、

両方の適応順での評価を行った。本方法ではウェーブレットを用いるため、ウェーブレットの逆変換に最良の分解要素の組み合わせの検討も行った。その結果を表4に示す。

表4 PSNR での評価 (画像の枚数)

| noise | A | AH | AV | AD | AVD | AHD | AHV |
|-------------|---|----|----|----|-----|-----|-----|
| $\sigma=10$ | 0 | 0 | 0 | 0 | 165 | 59 | 22 |
| $\sigma=20$ | 0 | 0 | 0 | 0 | 121 | 124 | 2 |
| $\sigma=30$ | 0 | 0 | 0 | 0 | 114 | 132 | 0 |
| $\sigma=40$ | 0 | 0 | 0 | 0 | 105 | 141 | 0 |

上述のウェーブレット変換のみを処理に用いた場合の最適な組み合わせの検討では PSNR の指標に対して4つの分解要素のうち A のみを用いたものが最も良い結果を出したが、表4に示す様に本方法では A と H と D、および A と V と D の2種類の組み合わせで最良の結果を得ることが分かった。

本方法を用いたときの最良のウェーブレット変換と空間フィルタの組み合わせについて評価を行った。PSNR の指標での評価に関する検討結果を表5に示す。

表5 PSNR における本方法の最適な組み合わせ

| noise | Bilateral dmey | Gaussian dmey | Median dmey |
|-------------|----------------|---------------|-------------|
| $\sigma=10$ | 19 | 225 | 2 |
| $\sigma=20$ | 2 | 244 | 0 |
| $\sigma=30$ | 0 | 246 | 0 |
| $\sigma=40$ | 0 | 246 | 0 |

この表の結果から分かる様に、三つの組み合わせに最良の結果が集まる。この表では Bilateral はバイラテラル、Gaussian はガウシアン、Median は中央値の空間フィルタを表す。dmey は Meyer ウェーブレットを表す。

評価対象の 246 枚の画像の中で、全てのノイズレベルで最も良い結果を出した組み合わせはガウシアンフィルタとメイヤーウェーブレットである。

従来方法に対して、本方法の有効性を明確にするために、ウェーブレットによるノイズ除去のための代表的な手法である閾値法^[5]、ウェーブレット変換で得られる係数から統計的な値を用いてウィナーフィルタを施すのノイズ除去法^[6]、および輪郭線の情報を残しな

からノイズ除去できる局所外平均フィルタ (Non Local Mean filter)^[7] の三つの方法との比較を行った。

比較には、ノイズレベル別に 246 枚の画像から得られた PSNR の平均値を用いた。比較には、空間フィルタ (単独) およびウェーブレット変換 (単独) で得た値も入れた。その比較結果を表 6 に示す。

表 6 PSNR [dB] 評価：246 枚画像の平均値

| noise | spatial filter | wavelet | [5][6][7] | 本方法 |
|-------------|----------------|---------|-----------|--------|
| $\sigma=10$ | 21.671 | 21.595 | 21.639 | 21.978 |
| $\sigma=20$ | 17.361 | 17.257 | 17.212 | 17.452 |
| $\sigma=30$ | 15.28 | 15.16 | 15.098 | 15.403 |
| $\sigma=40$ | 14.062 | 13.936 | 13.817 | 14.153 |

表 6 の結果から本方法は、全てのノイズレベルにおいて 246 枚の画像から得られた値の平均値での評価では優位であると言える。

3. まとめと残された課題

本方法におけるウェーブレットの分解要素の組み合わせに関しては、ウェーブレット変換のみでの処理の場合、**A** の要素のみでの逆変換が最適であったが、空間フィルタと組み合わせで処理を行う場合、PSNR の画質指標では **A** のみを用いるよりも **AHD**、**AVD** のように複数の要素を組み合わせで処理を行う方が最終的に良い結果となることが分かった。しかし、最適な要素の組み合わせは **AHD** と **AVD** の 2 種類があるため、両方を適用することが必要と成る。

本方法は空間フィルタとウェーブレット変換を組み合わせるため、PSNR の画質指標の値に重点をおいて、ガウシアンフィルタを画像に施し、その後メイヤー・ウェーブレットにより処理を行う組み合わせが最適であると言える。しかし、ウェーブレット変換には様々なパラメータがあり、画像の分解レベルやウェーブレット関数などが含まれる。

本方法の開発にはウェーブレットの分解レベルを 1 で検討を行った。そのため、分解レベルを変えてより良い画質が得られるか否か

の検討は課題として残される。また、マザーウェーブレットの関数においても同様である。一部の関数を除いて次数などが設定されているため、次数を変えてどの様な結果が得られるかの検討も結果として残される。さらに、今回用いた空間フィルタ以外でのフィルタの組み合わせでの検討も考慮する価値はある。本検討では画像の主観的な評価は行っていないため医用画像の病変部位などに着目した検討なども今後の課題として残される。

【参考文献】

- [1] Wolfgang Birkfellener, Applied Medical Image Processing 2nd Edition, CRC Press, 2014.
- [2] A. Pizurica W. Philips, I. Lemahieu and M. Achroy, "A Versatile Wavelet Domain Noise Filtration technique for Medical Imaging," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 22, No. 3, pp.323–331, March 2003.
- [3] J. Umamaheswari and G. Radhamani, "Hybrid Denoising Method for Removal of Mixed Noise in Medical Images," Int. Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol.3, No.5 pp.44–47, 2012.
- [4] JSRT Database | Japanese Society of Radiological Technology. <http://www.jsrt.or.jp/jsrt-db/eng.php> 2016/1/29
- [5] D. L. Donoho, "De-noising by soft-thresholding," IEEE Trans. on Inf. Theory, 41, 3, pp.613–627, 1995.
- [6] M. Mihcak, I. Kozintsev, K. Ramchandran, and P. Moulin, "Low-complexity image denoising based on statistical modeling of wavelet coefficients," IEEE Signal Processing Letters, vol. 6, pp.300–303, 1999.
- [7] Antoni Buades, Bartomeu Coll, and Jean-Michel Morel, "Non-Local Means Denoising", Image Processing On Line, 1, 2011.