

超解像手法の適用によるレントゲン画像の高精細化とその応用 Image quality improvement of X-ray image by the super-resolution and its application

清水 雅人[†] 荻谷 英俊[†] 後藤 富朗[†] 平野 智[†] 桜井 優[†] 舟橋 康治[‡]
Masato Shimizu Hidetoshi Kariya Tomio Goto Satoshi Hirano Masaru Sakurai Koji Funahashi

1. はじめに

レントゲン画像は医療現場において広く用いられている。しかし被験者が受ける X 線量は可能な限り小さくしなければならぬため、レントゲン画像はノイズを多く含み解像度が低くなってしまふ。そのためノイズを除去するとともに解像度を上げることによってレントゲン画像診断技術の精度を高めることが可能となる。本稿では Total Variation(TV) 正則化手法、Shock Filter, Median Filter からなるレントゲン画像に適した超解像手法を新たに提案する。またこれによって得られた高解像度レントゲン画像を用いて、関節リウマチの進行状況を診断するアルゴリズムも同様に提案し、提案手法の有効性について検討する。

2. 超解像手法

本稿で提案する超解像手法の処理手順を図 1 に示す。以下にそれぞれの非線形処理について説明する。

2.1 Total Variation 正則化手法

TV 正則化手法は式 (1) の評価関数 $F(u)$ を最小化することで、図 1 のように入力画像を骨格成分とテクスチャ成分に分離することができる[1]。

$$F(u) = \sum_{i,j} |\nabla u_{i,j}| + \lambda \sum_{i,j} |f_{i,j} - u_{i,j}|^2 \quad (1)$$

ただし f は入力画像の画素値である。また式 (2) に示す Chambolle の射影法[2]を用いることで、 $F(u)$ の最小化を高速に行うことが可能である。

$$P_{i,j}^{(n+1)} = \frac{P_{i,j}^{(n)} + \frac{\tau}{\lambda} [\nabla(f + \lambda \operatorname{div} p^{(n)})]_{i,j}}{\max(1, |P_{i,j}^{(n)} + \frac{\tau}{\lambda} [\nabla(f + \lambda \operatorname{div} p^{(n)})]_{i,j}|)} \quad (2)$$

テクスチャ成分 v および骨格成分 u は式 (3) によって得られる。

$$v = \lambda \operatorname{div} P, u = f - v \quad (3)$$

レントゲン画像に対して TV 正則化手法を適用した結果を図 2 に示す。

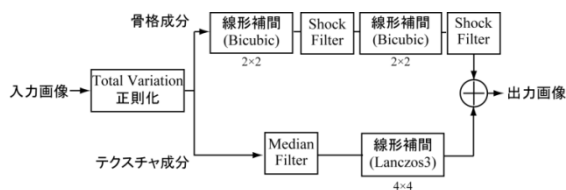


図 1 超解像手法のブロック図

[†] 名古屋工業大学 Nagoya Institute of Technology

[‡] 名古屋大学医学部附属病院 Nagoya University Hospital

2.2 Shock Filter

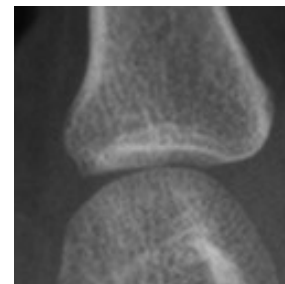
Shock Filter は Osher と Rudin によって提案されたエッジ強調効果のある非線形フィルタである[3]。処理式を式 (4) に示す。

$$u_{i,j}^{(n+1)} = u_{i,j}^{(n)} - \operatorname{sign}(\Delta(K_\sigma * \Delta u_{i,j}^{(n)})) |\nabla u_{i,j}^{(n)}| dt \quad (4)$$

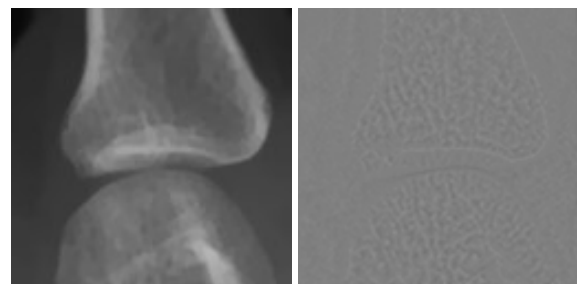
ただし u は骨格成分である。Shock Filter は繰り返し演算を行わずに強いエッジ強調を行うことができるため、高速処理に適している。さらに、リングングノイズやジャギーノイズといったエッジ強調の過程で発生する様々な雑音を抑えることも可能である。図 3(a)を入力画像としたときの Shock Filter による出力画像を図 3(b)に示す。

2.3 Median Filter

TV 正則化によって、ほとんどのノイズはテクスチャ成分に移動する。レントゲン画像はノイズを多く含むため、テクスチャ成分に Median Filter を適用する。Median Filter は着目画素を含めた周囲 3×3 画素の画素値をその値の大きさに従って並べ、その中央値を着目画素の新たな画素値とする。この処理をテクスチャ成分の全ての画素に行う。テクスチャ成分に対して Median Filter を適用させた結果を図 4 に示す。図 4 より、テクスチャ成分のノイズが効果的に除去できていることが確認できる。



(a) 原画像



(b) 骨格成分

(c) テクスチャ成分

図 2 レントゲン画像に対する TV 正則化手法の適用

3. 関節裂隙間距離の測定アルゴリズム

関節リウマチは症状が進行すると関節裂隙間距離が狭まる傾向がある。寛解を目指すには発症早期の段階での微小な変動を捉える必要があるが、正確な測定手法が確立されていない。本稿では関節裂隙間距離の測定手法を提案する。

測定終了後の出力画像を図 5 に示す。測定の処理手順は、まず関節を形成する上下の骨のエッジ曲線を二次関数で表現する。次に、2つの曲線の頂点における法線を引き、その法線を基に関節裂隙間距離を測定する。

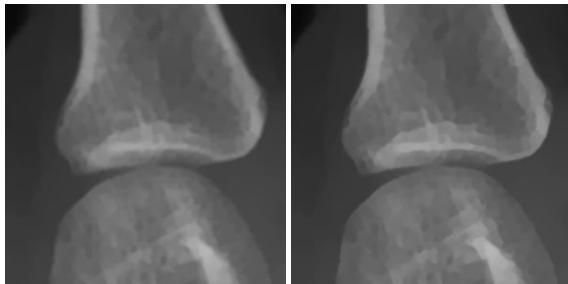
4. 実験結果

4.1 レントゲン画像に対する超解像手法の適用

レントゲン画像に対して線形補間によって拡大した画像を図 6(a)、本稿で提案した超解像手法によって拡大した画像を図 6(b)に示す。図 6(a)より、線形補間法での拡大画像ではエッジが不鮮明となっていることが確認できる。それに対して図 6(b)より提案法によってノイズを低減しつつ、エッジを鮮明に強調できていることがわかる。

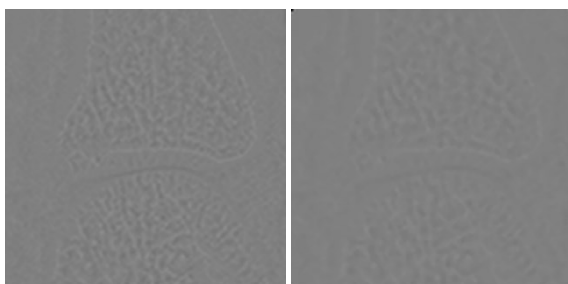
4.2 関節裂隙間距離の測定

超解像拡大前後のレントゲン画像に対して関節裂隙間距離の測定をそれぞれ 20 回行い、それぞれの測定結果の分散に対して有意差検定を行った。有意差検定の結果を表 1 に示す。表 1 より、超解像前の画像に対する偏差は 0.2274mm であるのに対し、超解像後の偏差は 0.0436mm となり、超解像によって画素値が補間され、偏差が小さくなることが確認できた。また、分散比が F 境界値を上回っていることがわかる。よって両者の分散には明らかな差、すなわち有意差が存在しており、超解像手法によって測定精度が上がったことがわかる。



(a) 入力画像 (b) Shock Filter 適用

図 3 Shock Filter によるエッジ強調



(a) 入力画像 (b) Median Filter 適用

図 4 Median Filter によるノイズ除去

5. むすび

本稿では TV 正則化手法、Shock Filter、Median Filter を用いたレントゲン画像に適した超解像手法を提案した。また超解像したレントゲン画像を用いて関節リウマチ診断のための測定アルゴリズムも提案した。実験結果から、超解像手法によって低解像度のレントゲン画像を高精細化できることを確認した。また超解像拡大画像を用いることによって関節裂隙間距離の測定をさらに正確に行うことができ、関節リウマチの診断をより正確に行うことを可能にした。

参考文献

- [1] K. Goto, F. Nagashima, T. Goto, S. Hirano, and M. Sakurai, "Super-resolution for high-resolution displays", IEEE Global Conference on Consumer Electronics(GCCE), pp. 309-310 (2014).
- [2] A. Chambolle, "An algorithm for total variation minimization and applications", J. Mathematical Imaging and Vision, Vol.20, No.1, pp. 89-97 (2004).
- [3] S.J. Osher and L.I. Rudin, "Feature-oriented image enhancement using shock filters", SIAM Journal on Numerical Analysis, Vol.20, pp. 910-940 (1990).

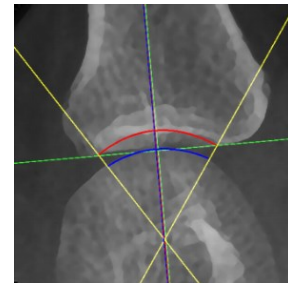
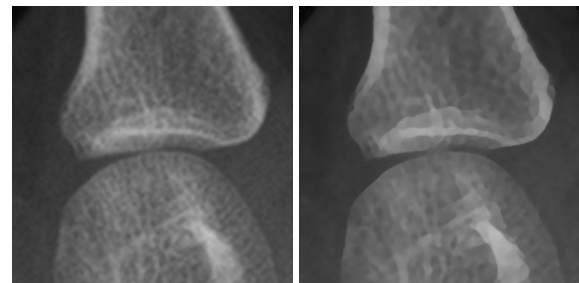


図 5 関節裂隙間距離測定後の出力画像



(a) 線形補間法 (b) 超解像手法

図 6 超解像手法の実験結果

表 1 超解像前後における測定結果の分散の有意差検定

	Before super-resolution	After super-resolution
Average[mm]	1.36	1.4733
Variance	0.0517	0.0019
Deviation[mm]	0.2274	0.0436
Number of measurement	20	
Variance ratio	27.2	
F boundary value	2.2	