正会員 小野直樹[†], 浦浜喜一[†]Monochromatic Visualization of Multiple Images
by Nonlinear Projection PursuitNaoki Ono[†] and Kiichi Urahama[†]

あらまし 多重画像を1枚のモノクロ画像に統合表示する方法として、逆非等方拡散による射影追跡法における線形射影をS字型関数による非線形な射影に拡張した方法を提案する。まず本方法が単一画像のコントラスト強調だけに関しても有効であることを確認した後、脳のMRI画像に適用して線形射影の場合よりもコントラストが強調されたモノクロ画像が得られることを例示する。

1. ま え が き

衛星画像や医用画像などの多重画像では多くの場合被写体の有用な特徴が各成分画像に分散して抽出されるので、画像全体の構造を検出するにはすべての成分画像を参照して総合判断する必要がある。そこで多重画像の構造情報を視覚的に認識し易くする方法として、多重画像を1枚のモノクロ画像に統合化して表示する一種の画像情報可視化法が研究されている¹⁾²⁾。先の報告³⁾で筆者らは、主成分分析に代わる射影追跡法として逆非等方拡散による方法を提案して、その有効性を例示した。この方法は各成分画像に分散された構造を統合表示するのに有用であることが確認されたが、そこで使われている射影は従来のものと同じく線形射影であり、得られるモノクロ画像のコントラストは不十分であった。そこで本報告では、コントラストを向上させるために射影をS字型関数による非線形なものに拡張した方法を提案する。

2. S字型関数による非線形射影追跡

前報告³⁾で提案された逆非等方拡散による射影追跡法は

$$\min \sum_i \sum_j e^{-k \|\nabla_{ij} c\|^2} \quad (1)$$

と表される。ここで $\|\nabla_{ij} c\|$ はモノクロ画像のグレイレベル c の (i, j) 画素での勾配の2乗

$$\|\nabla_{ij} c\|^2 = (c_{i+1,j} - c_{i,j})^2 + (c_{i,j+1} - c_{i,j})^2 \quad (2)$$

である。モノクロ画像 c はデータの多重画像 d の線形射影

$$c = w^T d \quad (3)$$

で与えられる。 d は成分画像のグレイレベルを並べたベクトルであり、 w は射影ベクトルである。(1)式を最小にする w が最適な射影方向であり、そのときの c が射影結果のモノクロ画像である。射影が線形であるので c を有界に保つには w に関する制約が必要であり、通常 w のノルムが1に固定される。この制約によって c は有界な範囲に保たれるが、与えられた多重画像の d の各値が非負であるにも関わらず、 c が負になることもある。したがって射影の後処理として、 c の平均値をずらし、範囲をダイナミックレンジ一杯に広げる必要がある。この後処理は線形濃度変換である。前報告³⁾での画像はこのような後処理の結果である。

キーワード：多重画像，射影追跡，非線形射影，逆非等方拡散

1997年6月19日受付，1997年7月28日再受付

[†]九州芸術工科大学 画像設計学科 (〒815 福岡市南区塩原 4-9-1, TEL 092-553-4507)

[†] Kyushu Institute of Design (4-9-1, Shiobaru, Minami-ku, Fukuoka 815, Japan)

濃度変換によるコントラスト強調として線形変換は簡便であるが、強調性能は不十分である。一方、有限な区間内に値を取めるためには、区間の境界付近で飽和した形状の関数が有効である。ここでは、そのような形状の関数として比較的簡単な式で表現できる S 字型関数による変換を行うことにする。S 字型関数による濃度変換は、線形変換に比べて処理に要する時間は大きいですが、コントラストの強調効果が期待できる。

変換全体の構成として、上記の線形な射影を行った後に濃度変換を行う方法が考えられる。しかしながら、(3) 式の c のダイナミックレンジは、射影係数 w に応じて変化し一定ではない。一方、射影指標 (1) 式はダイナミックレンジの大きさに左右される。したがって、(3) 式の結果をそのまま用いて得られる (1) 式の最適解が、同一のダイナミックレンジにそろえて射影結果を比較した場合にも最適である保証はない。射影結果は、最終的にはディスプレイ上で表示可能なダイナミックレンジに規格化して表示されるため、射影結果の比較は、同一のダイナミックレンジのもとで行うべきである。

このように、線形な射影を行った後に濃度変換する方法では、2 度手間であるばかりでなく、それによって得られる射影画像が最適であるとは限らない。そこで、射影自体を非線形にして射影と濃度変換を同時に行うことにする。すなわち (3) 式に代わり

$$c = \frac{l}{1 + e^{-(\mathbf{w}^T \mathbf{d} + \theta)}} \quad (4)$$

によってモノクロ画像 c を求めることにする。 l はグレイレベルの最大値、例えば 8 ビットならば $l = 255$ であり、結果の画像はほぼ一定のダイナミックレンジとなる。(1) 式に (4) 式を代入して射影ベクトル $\mathbf{w}$ とスカラー θ を最急勾配法で求める。

なお、有限階調数の単一の画像を S 字型関数によって変換するとダイナミックレンジの上下の境界付近で階調の縮退が生じる。したがって、単一画像に対しては、見た目のコントラストは向上するものの、一般に濃度情報の一部が縮退してしまう。しかしながら、本論文の目的である複数画像の融合処理においては、融合画像の濃度階調数が単一画像の階調数に比べて充分大きいので、単一画像の場合に生じる階調の一部欠落といった問題は生じない。

3. アニーリング係数 k の与え方

前報告³⁾と同じく k の値はアニーリングする。すなわち最初 k を小さな値にして $\mathbf{w}$ と θ を求め、 k を徐々に大きくしながら $\mathbf{w}$ と θ を追跡し、最終的に充

分大きな k で最適解を得る。前報告³⁾の性質 1 と同じくこのアニーリングにおいても k の増加に伴い (1) 式の関数が単調に減少することが証明できるが、証明は前報告³⁾と同じなのでここでは省略する。

射影指標 (1) は、濃度勾配を強調する働きがあり濃度勾配 $\|\nabla_{ij}c\|$ が $1/\sqrt{2k}$ のときその作用が最も大きくなる³⁾。すなわち、係数 k によって強調する濃度勾配の値を制御でき、逆に強調したい濃度勾配の値からそれに適した係数 k が

$$k = \frac{1}{2 \|\nabla_{ij}c\|^2} \quad (5)$$

によって求められる。例えば、256 階調の画像の場合には濃度差の最大値が 255 なので、上のアニーリングの初期値として $k = 1/(2 \times (255^2 + 255^2)) = 1/260100$ が理論的に導かれる。しかしながら、実際の画像に対してはもともと大きな濃度勾配を更に強調する必要はないので、この値より大きな初期値 k からはじめて充分である。

4. 実験

本報告で提案する射影追跡法が多重画像の統合化に有効であることを示す前に、本方法のコントラスト強調性能だけを調べるためにまず最初に通常の単一画像に適用してみる。図 1 は SIDBA の aerial に本方法を適用した結果である。図 2 にこの射影における (4) 式の関数を示す。他の画像でも調べた結果 w と θ がそれぞれの対象画像に最適な値に収束し、本方法が単一画像のコントラスト強調だけに関しても有効であることが確認された。次に、図 3 に示す 2 枚の脳の MRI 画像の統合実験を行った。図 3(a) では、脳の右下の腫瘍部分を画像で確認するのが難しい。一方、図 3(b) では、目の部分がほとんど観測できない。まず、逆非等方拡散による線形射影によって画像 (a) と画像 (b) とを融合した結果を図 4 に示す。目の部分と腫瘍の部分が判別できる画像となっている。次に、本方法を適用した結果を図 5 に示す。このように図 4 の前報告の結果よりもコントラストが強調され目の部分と腫瘍の部分が更に容易に判別できる画像が得られた。なお図 4 と図 5 両方とも画素のグレイレベルは 0 から 255 まで一杯にわたって分布している、すなわちダイナミックレンジは最大まで広げられている。図 6 は図 5 での (4) 式の関数である。図 5 に示した画像は、濃度差 50 に対して最大の感度になる k からはじめて、濃度差 0.05 に対して最大の感度になる k までアニーリングして得られた画像である。 k による融合画像の違いを検証するために、濃度差 10.0 に対する k で処理を止めて

(a) 元画像

(b) 射影結果

図1 単一画像のコントラスト強調
Contrast enhancement of single image.

図2 図1での射影関数
Projection function in Fig.1.

(a)

(b)

図3 MRI断面成分画像
Two component images of MRI data set.

図4 前報告の結果
Result of the previous method.

図5 本方法の結果
Result of the present method.

図7 濃度差 10 に対応する k による結果
Result of the present method at k corresponding to difference 10.

図6 図5での射影関数
Projection function in Fig.5.

求められた画像を図7に示す。図5に比べてコントラストは高いが、細かい画像の変化が無視された画像になっていることがわかる。図5と図7とから、 k を大きくするにつれ細かい濃度差が強調され、画像の細かい変化が明確になっていくことがわかる。

5. む す び

多重画像をモノクロ画像に統合表示する方法として、逆非等方拡散による射影追跡法における線形射影をS字型関数による非線形な射影に変えた方法を提案した。まず本方法が単一画像のコントラスト強調だけに

関しても有効であることを確認した後、脳のMRI画像に適用して線形射影の場合よりもコントラストが強調されたモノクロ画像が得られることを例示した。より一般的な非線形関数への拡張や空間的な適応によるシェーディングへの対処法などが今後の課題である。

【参 考 文 献】

- 1) R.W. Boesel and Y. Bresler: "A New Paradigm for Optimal Multiparameter Image Visualization", Proc. 2nd Conf. Visualization Biomed. Comput., pp.347-361 (1992)
- 2) A. Manduca: "Multispectral Image Visualization with Nonlinear Projections", IEEE Trans. Image Process., 5, 10, pp.1486-1490 (1996)
- 3) N. Ono and K. Urahama: "射影追跡による多重画像のモノクロ表示", 映像情報メディア学会誌, 51, 4, pp.592-597 (1997)

おの なおき
小野 直樹 1984年、佐賀大学理工学部電子工学科卒業。1986年、同大学大学院修士課程修了。同年、九州芸術工科大学画像設計学科助手。パターン認識、画像処理、コンピュータビジョンを研究。正会員。

うらはま きいち
浦浜 喜一 1976年、九州大学工学部電子工学科卒業。1981年、同大学大学院博士課程修了。同年、同大学情報助手。1989年、九州工業大学情報工学部電子情報助教授。1995年、九州芸術工科大学画像設計学科教授。ニューラルネット、画像処理を研究。