

研究速報

ファジイ推論を利用した画像の平滑化

鈴木 茂人*・上杉 正人**

* 北海道大学医療技術短期大学部 〒060 札幌市北区北12条西5丁目

** 北海道大野病院 〒063 札幌市西区西野4条1丁目

(1990年7月16日受付, 1991年2月4日受理)

Smoothing of Noisy Images by Fuzzy Inference

Shigehito SUZUKI* and Masahito UESUGI**

* College of Medical Technology, Hokkaido University,
Kita 12 Nishi 5, Kita-ku, Sapporo 060

** Hokkaido Ohno Hospital, Nishino 4-1, Nishi-ku, Sapporo 063

(Received July 16, 1990; Accepted February 4, 1991)

Fuzzy inference is used for evaluating the level of edges in noisy images, to remove the statistical fluctuations without blurring the sharp edges. According to the inference result, two methods which respectively are excellent in removing statistical fluctuations and preserving edges are used separately or jointly for smoothing of the noisy images. This smoothing produces well balanced results between noise removal and edge preserving for noisy radioisotope images, and enhances contrasts for objects in the images. The results demonstrate the effectiveness of the smoothing method using fuzzy inference.

1. 序

画像中の統計的変動を低減するため平滑化を行うが、その際に信号領域とその背後領域との境界を不鮮明にする場合がある。いわゆる空間的ぼけの問題である。その解決策として、エッジを検出して空間的ぼけを回避するための手法がわれわれのもの¹⁾ 含めて種々提案²⁾ されてきた。これらの方法には本来相反する性質である統計的変動除去とエッジ保存を同時に満足させるための技巧がいろいろと盛り込まれていることが多い。

しかし、二つの方法を使用して平滑化を行うならば、容易にそれらの性質の両立が可能となるであろう。そこで、本研究ではファジイ推論を利用してエッジの程度を推定して、エッジ保存に優れた方法と統計的変動除去に優れた方法の二つを使い分けて、また推定結果によっては一緒に使用して行う平滑化を提案する。

二方法を組み合わせた平滑化は、本研究で対象とするラジオアイソトープ画像に関して前田の報告³⁾ がある。それぞれの処理結果に重みを付けて平均をとる方法であ

る。上で述べたように推論結果によってはこの方法と同様な処理をわれわれの手法も行うけれども、推論を導入した点で二つの方法の間には基本的相違が存在する。

2. 方 法

今回使用したエッジの評価指標は、注目する画素 (i, j) を中心とした 3×3 画素からなる小領域の相対誤差の一変数のみである。この量は小領域の画素値 c_{kl} とその平均値 $\langle c_{ij} \rangle$ を用いてつぎのように定義される。

$$e = e_{ij} = \left\{ \sum_{k=i-1}^{i+1} \sum_{l=j-1}^{j+1} (c_{kl} - \langle c_{ij} \rangle)^2 \right\}^{1/2} / \langle c_{ij} \rangle \quad (1)$$

この値が大きいほど、エッジが存在する可能性は高い。エッジが存在する場合は高いエッジ保存能を示す平滑化の方法(P)を使用する。この方法として k -nearest 法⁴⁾ やメディアンフィルタ法が考えられるが、本研究では前者を用いた。これは、この方法が次節で示されるようにメディアン法よりエッジをよく保存する結果をもたらしたからである。エッジが存在しない場合は統計的変

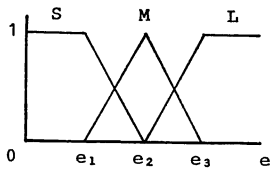


Fig. 1 Fuzzy sets of *S* (small), *M* (medium) and *L* (large) for the relative error *e*. The values of e_1 , e_2 and e_3 , used in the text are 0.3, 0.6 and 0.9, respectively.

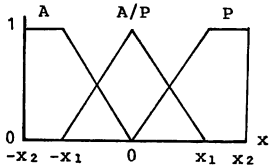


Fig. 2 Fuzzy sets of *A*, *A/P* and *P* for *x*, where $x_1=1$ and $x_2=1.5774$. The symbols *A* and *P* denote 3×3 averaging and *k*-nearest neighbor smoothing, respectively.

動除去に優れた方法を使用する。本研究では平均法(A)を使った。

本研究で手法は下で述べるファジイ推論規則に対して Mamdani の推論方法⁵⁾を適用して選択される。このとき手法選択の指標となる相対誤差 e が, **Fig. 1** に示すように, Small(*S*), Medium(*M*), Large(*L*) の三段階の大きさに分けられる。この図で e が *S*, *M* ならびに *L* に所属する度合いが縦軸上の 0 から 1 までの数値で表現されている。これは, 相対誤差 e のファジイ集合表現である。Fig. 1 の e_1, e_2, e_3 の値は原画像の画素値に依って実験的に決定される。手法を変数 x で表わすとす

ると, それは次の三つのファジイ推論規則に基づいて選択される。

1) もし e が Small ならば, エッジがないとして, 3×3 画素の平均(*A*)を行う。すなわち, $x=A$ (**Fig. 2** の *A*)。

2) もし e が Medium ならば, エッジがある, ないのいずれか一方に断定できないので, *A* と *P* の二方法を使用する, すなわち, $x=A/P$ (**Fig. 2** の *A/P*)。

3) もし e が Large ならば, エッジがあるとして, *k*-nearest 法による平滑化(*P*)を行う, すなわち, $x=P$ (**Fig. 2** の *P*)。

なお, **Fig. 2** に示すように, 手法を表す変数 x が *A*, *A/P* および *P* に所属する度合いも 0 から 1 までの数値で表現される。この度合いを表す関数をメンバーシップ関数という。手法 *A* と *P* のメンバーシップ関数は, その相反する性質から $x=0$ に関して対称になるように定めた。これらの中間 ($-x_1 \leq x \leq x_1$) に位置するのが *A/P* である。後で述べる理由で x の値は $-x_2 \leq x \leq x_2$ の範囲に制限される。

次に, $e_1 < e < e_2$ を満足する e に対する推論例を示して, 本研究の推論方法⁵⁾を説明しよう。この場合, **Fig. 3(a)** の上と下の図にそれぞれ示されるように, *S* と *A*, *M* と *A/P* の間の規則 1 と 2 が関係する。これら個々の推論結果が **Fig. 3(b)** の上と下の図に示す二つの斜線部分である。これら二つの領域の x に対して, そのメンバーシップ関数の値の大きな方をとったのが **Fig. 3(c)** の斜線領域で, これが全体の推論結果を表す。本研究ではこの結果をその領域の重心 x^0 で数値的に表し

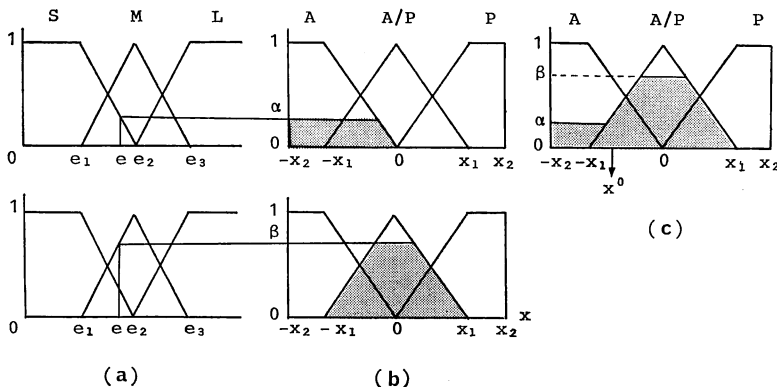


Fig. 3 Illustration of fuzzy inference for e between e_1 and e_2 . Two fuzzy inference rules related to *S* and *A*, and *M* and *A/P* are involved (a) and the results are shown as two shadowed portions (b). They give the final inference result shown as the shaded part (c) which is numerically represented by the center of gravity, x^0 .

た⁶⁾.

このとき、 x^0 の値が下で述べる理由で $-1 \leq x^0 \leq 1$ の間になるように、Fig. 2 で x を $-x_2 \leq x \leq x_2$ の範囲に制限した。この x_2 の値は x_1 が与えられると決定される。

重心 x^0 が求まると、平滑値 s_{ij} に寄与する手法 A および P の割合 w_A および w_P が、それぞれつぎのように決定される。

$$w_A = (-x^0 + 1)/2 \quad (2)$$

$$w_P = 1 - w_A = (x^0 + 1)/2 \quad (3)$$

ここで、 w_A および w_P が $0 \leq w_A, w_P \leq 1$ を満足するように、 x^0 の値を -1 と 1 の範囲に限定した。

平滑値 s_{ij} は、これらのウェイトを用いて式(4)で与えられる。

$$s_{ij} = w_A c_A + w_P c_P \quad (4)$$

ここで、 c_A, c_P はそれぞれ 3×3 画素領域上での平均法ならびに k -nearest 法による結果を表す。

式(2)、(3)から $x^0 = -1$ ならば、 $w_A = 1, w_P = 0$ となり、式(4)から $s_{ij} = c_A$ を得る。この例は、エッジが存在しないならば平均法 (A) を使用するという上で述べた平滑化の基本を表しており、相対誤差が非常に小さい場合 ($e \leq e_1$) に対応する。

また同様に、 $x^0 = 1$ のとき $w_A = 0, w_P = 1$ となり、 $s_{ij} = c_P$ が得られる。これは、エッジが存在するならば k -nearest 法 (P) を使用するという当初の原則を表しており、相対誤差が非常に大きい場合 ($e \geq e_3$) に対応する。

以上のファジィ推論を利用した平滑化の方法を、画素あたりの計数値が一般に低いラジオアイソトープ画像に応用してその有効性を調べる。

3. 結果と考察

平滑化の対象としたラジオアイソトープ画像は、IAEA (International Atomic Energy Agency) 肝臓ファントム像である。このファントムが ^{99m}Tc 溶液で満たされて、この核種が放出する 140 keV ガンマ線をガンマカメラで計測することによってその像が得られる。Fig. 4 は、画素 2.7 mm の 128×128 マトリクス上に表示された肝臓ファントム像である。画像の輝度は、画素あたりの計数値の増加とともにその明るさを増す。したがって暗い部分は低計数領域を表す。Fig. 4 では異なった大きさの円形の暗い部分が明るく表示された領域中に見いだされる。これらの模様はコールドスポット (欠損像) と呼ばれる。

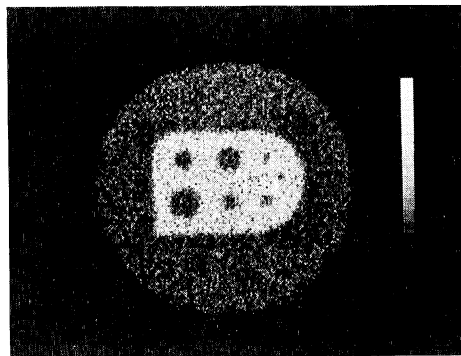


Fig. 4 Radioisotope image of the IAEA liver phantom obtained with a gamma camera, displayed on a 128×128 grid with a pixel width of 2.7 mm .

ファントム中には直径 8 mm (3 画素) から 40 mm (15 画素) までの大きさの異なる八個のコールドスポットが存在するが、そのすべてを Fig. 4 で識別することは困難である。ファントム中で真中上方の大きなコールドスポットの右下に位置する最小直径 8 mm のスポットを Fig. 4 においては検出できない。この図でコールドスポットとその周辺領域の画素あたりの計数値はそれぞれ平均 10 および 22 カウントと大層低くかつ両者の間に大きな計数差、すなわち、高いコントラストは存在しない。このような低計数は高い統計の変動率をもたらすため、もともと低いコールドスポットのコントラストをさらにいっそう悪くさせる。この影響は小さなコールドスポットほど大きく現れるため、8 個すべてのコールドスポットの識別が困難であるという Fig. 4 の結果をもたらした。

肝臓疾患のなかで悪性腫瘍、膿瘍、外傷のような疾患は ^{99m}Tc ラジオアイソトープ画像上で欠損像として描出される⁷⁾ ため、その識別がきわめて重要となる。したがって、Fig. 4 の肝臓ファントム像にわれわれのファジィ平滑化法を適用して、コールドスポット識別の有効性を調べることは、臨床应用到に欠かせない基礎的データを与えることになる。

平滑化に先立って、Fig. 1 と 2 上に示される相対誤差 e と手法 x に関するパラメータの値を決定しなければならない。それらの値を $e_1 = 0.3, e_2 = 0.6, e_3 = 0.9, x_1 = 1, x_2 = 1.5774$ と与えた。また、エッジ保存平滑化法 P として $k=5$ の k -nearest 法を使用した。医療では良好な結果を一、二回の平滑化で実現することが時間的に望まれるので、平滑化を 2 回繰返したときの結果を Fig. 5 に示す。この図においては Fig. 4 で顕著であった統計

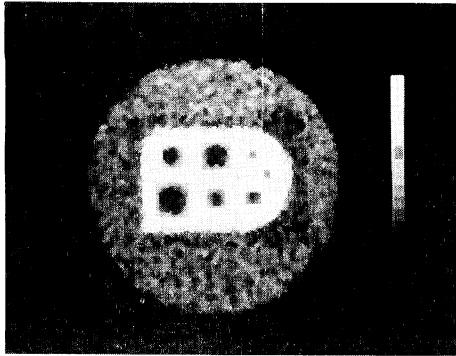


Fig. 5 Processed result for Fig. 4 by the smoothing technique using fuzzy inference, with two iterations, where k -nearest neighbor smoothing for $k=5$ was used.

的変動がコールドスポットの輪郭を損うことなく除去されており, Fig. 5 におけるコールドスポットのコントラストはそれぞれ Fig. 4 より向上している. しかし, Fig. 4 でその識別が困難であった最小直径 8mm (3 画素) のコールドスポットは Fig. 5 においても検出できるほど十分に描出されていない. しかしながら, こうした限界をもちながらも, ファジィ平滑化法は, Fig. 5 ですでにみたように, 空間的ぼけを伴うことなく統計的雑音を低減しており, 改善された画質をもたらしている.

これを確認するため, われわれのファジィ法を平均法, k -nearest 法 ($k=5$) ならびに 3×3 メディアンフィルタ法と比較した. Fig. 4 に対してこれらの方法をそれぞれ 2 回繰り返したときの結果を Fig. 6(a)-(c) に示す. これらの中心 ($i=j=65$) を通る鉛直線上の画素のうち, その中心部分の値 s_{ij} をファジィ法による結果と一緒に Fig. 7 に示す. この図で画素 $i=55$ と 73 近傍に見られる谷は, Fig. 5 と 6 においてその真中上方と下方に位置する 32mm と 20mm 径のコールドスポットにそれぞれ対応する. 本文で谷とはこれら二つのスポットを指す.

平均法による Fig. 6(a) は, Fig. 5 に比べてコールドスポットとその周辺領域の境界が不鮮明で, 空間的ぼけが著しいことが観察されよう. これは, Fig. 7 の上の図で平均法 (A) がファジィ法 (F) より浅い谷を与えることに示されている. しかし, 平均法は, Fig. 7 の真中と下の図に示す k -nearest 法やメディアンフィルタ法より滑らかに変化する曲線を与える. この曲線に近い結果が, 谷の部分を除くと, ファジィ法によって得られている. これは, この方法が統計的変動除去では平均法の優れた特長を取り入れていることを示すものである. な

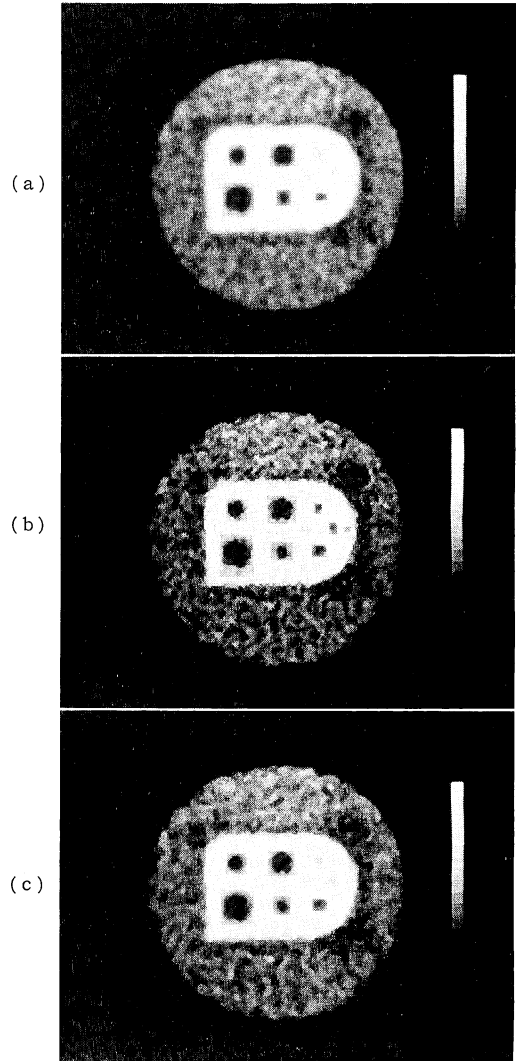


Fig. 6 Processed results for Fig. 4 by three different smoothing techniques with two iterations: (a) 3×3 averaging; (b) k -nearest neighbor smoothing ($k=5$); (c) 3×3 median filtering.

お, 最小径の 8mm コールドスポットは, Fig. 6(a) においても Fig. 5 におけると同様に識別できるほど明確に描出されていない. これは, 下でみる Fig. 6(b) と (c) に対しても同様にあてはまる.

平均法とは対照的に k -nearest 法は, Fig. 6(b) に見られるように, エッジが明瞭なコールドスポット像を与える. 実際, この方法 (K , エッジ保存平滑化法の総称 P に代えて K と標識する) は, Fig. 7 の真中の図に示されるように, ファジィ法とはほぼ同じ深さの谷をもたらしている. この結果はファジィ法がエッジ保存では k -nearest 法の特長を取り入れていることを示す. しかし,

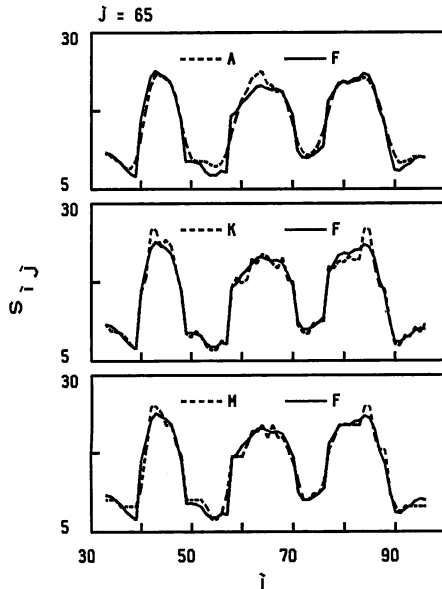


Fig. 7 Smoothed values of s_{ij} in Figs. 6(a)-(c) are plotted as a function of pixels, i , on the vertical line ($j=65$) through the center of the pictures ($i=j=65$) for the used techniques and compared with the result in Fig. 5 for the fuzzy smoothing technique (F): upper, 3×3 averaging (A); middle, k -nearest ($k=5$) neighbor smoothing (K); lower, 3×3 median filtering (M). The valleys around $i=55$ and 73 denote the 32 mm and 20 mm diameter cold spots respectively which are located in the upper middle and lower middle of Figs. 5 and 6.

k -nearest 法は、ファジイ法に比べて滑らかさに欠ける曲線を与えて統計の変動除去で劣っている。

また、メディアンフィルタ法(M)は k -nearest 法の次に深い谷を、そして平均法の次に滑らかな曲線を与えることが Fig. 7 より示される。すなわち、メディアンフィルタ法はエッジ保存と雑音変動除去に関してそれぞれ k -nearest 法と平均法に劣るけれども、それらのバランスの点でこれらの二方法より優れている。Fig. 6(c) は

こうした特長を反映している。

しかし、メディアンフィルタ法は、Fig. 7 の下の図に示されるように、ファジイ法より浅い谷と粗い曲線を与える。こうして、ファジイ法はエッジ保存と統計の変動除去のバランスの点で最良の結果 (Fig. 5) をもたらしたと結論される。これは、この方法がすでに述べたように平均法と k -nearest 法双方の優れた特長をそれぞれ取り入れているからである。このため良好な結果が得られた。これはファジイ推論を利用した平滑化の有効性を示すものである。

4. 結 論

平滑化に伴う空間的ぼけを回避するため、ファジイ推論を利用した平滑化を行った。それは、エッジの程度を推定して、異なった二つの方法を別々にまたは一緒に使用することによって、これら二方法の特長をそれぞれ活用する平滑化の方法である。IAEA 肝臓ファントムの結果から本方法の有効性が確かめられた。

文 献

- 1) S. Suzuki: "New smoothing technique for considerably degraded images using local area homogeneity," *Appl. Opt.*, **24** (1985) 2921-2925.
- 2) たとえば, A. Rosenfeld and A.C. Kak: *Digital Picture Processing*, 2nd ed. (Academic Press, New York, 1982) Vol. 1, pp. 250-264.
- 3) J. Maeda and K. Murata: "Digital restoration of scintigraphic images by a two-step procedure," *IEEE Trans. Med. Imaging*, **MI-6** (1987) 320-324.
- 4) L. S. Davis and A. Rosenfeld: "Noise cleaning by iterated local averaging," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, **SMC-8** (1978) 705-710.
- 5) E. H. Mamdani: "Application of fuzzy algorithms for control of simple dynamic plant," *Proc. IEE*, **121** (1974) 1585-1588.
- 6) 菅野道夫: ファジイ制御, 初版 (日刊工業新聞社, 東京, 1989) p. 81.
- 7) 今枝孟義: 最新臨床核医学, 第1版, 久田欣一, 古館正従, 佐々木康人編 (金原出版, 東京, 1986) 第10章, p. 338.