原 著

胸部写真における Wallis Filter による画像処理の効果

上 田 克 彦・桂 川 茂 彦*・土 井 邦 雄**

山口大学医学部附属病院放射線部

*岩手医科大学放射線医学教室

**シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

(論文受理 1989年 7 月29日)

(最終論文受理 1990年 2 月19日)

(Code No. 300, 340, 345)

Key words : Wallis filter, Digital radiography, Image processing, Unsharp mask filter

EFFECT OF DIGITAL IMAGE PROCESSING WITH WALLIS FILTER ON A CHEST RADIOGRAPH.

KATSUHIKO UEDA, SHIGEHICO KATSURAGAWA*, and KUNIO DOI**

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital.

*Department of Radiology, Iwate Medical College.

**Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago.

(Article received : Jul. 29. 1989)

Summary

Image processing technique is one of advantages associated with digital radiographic systems. Unsharp mask filtering has been investigated systematically, producing useful results. We investigated the effect of digital image processing with Wallis filter on a digitized chest radiograph. Wallis filter is similar to unsharp mask filter, except that Wallis filter can enhance local image contrast, depending on the standard deviation (SD) of the local image data. The high-frequency content of the processed chest radiograph is relatively high in small SD areas, and low in large SD areas. Therefore, the contrast of mediastinal area in the processed chest image was more enhanced than that of lung areas.

1. はじめに

現在, 医用放射線画像の分野にデジタル化が徐々に

普及しようとしている。デジタル画像を使用する利点のひとつは, 画像処理を容易に行うことができるということである¹⁾。画像処理技術は人工衛星写真や写真印刷

などの分野では有効に利用されており、医用画像の分野でも、X線CT、SPECT、II-TV (DSA) システムなどのデジタル化されている画像において利用されている。一方、一般X線画像においては、デジタル画像システムとして、富士写真フィルムの開発したComputed Radiography System (以下CR) が最も普及している。CRに組み込まれている画像処理フィルタは、Unsharp Masking Filter (以下ボケマスクフィルタ) と呼ばれるもので、このフィルタについては、いろいろな研究が行われ、その有用性が報告されている²⁻⁹⁾。

Robert Wallis の考えを基にした画像処理フィルタ (以下 Wallis フィルタ*) は、ボケマスクフィルタと似た構造を持っているが画像強調の効果はノンリニアな特性を持っている¹⁰⁾。この効果は、リニアなボケマスクフィルタと異なっているが、その有用性はまだよく理解されていない。そこで、本研究では、Wallis フィルタを胸部X線画像に応用し、画像処理の効果と特徴をボケマスクフィルタと比較する。

2. Wallis フィルタの構造

Wallis フィルタの構造を(1)式に示す。

$$Zw(x, y) = \left(\frac{A}{\sigma(x, y)} + B \right) \{f(x, y) - \bar{f}(x, y)\} + \bar{f}(x, y) \quad \cdots \cdots (1)$$

$$\sigma(x, y) = \sqrt{\frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \{f(x_i, y_j) - \bar{f}(x, y)\}^2} \quad \cdots \cdots (2)$$

ここで、 $f(x, y)$ は、オリジナル画像のデータ (デジタル値) を表し、 $\bar{f}(x, y)$ は、あるマスク内の画像データの平均値を表す。 $\sigma(x, y)$ は、これと同じマスク内の画像データの標準偏差 (以下SD) を示す。A、B は重み係数であり、A と B で高周波成分のレスポンスのSDに対する依存度を制御している。つぎに、ボケマスクフィルタの構造を(3)式に示す。

$$\begin{aligned} Zu(x, y) &= f(x, y) + k\{f(x, y) - \bar{f}(x, y)\} \\ &= (1+k)\{f(x, y) - \bar{f}(x, y)\} + \bar{f}(x, y) \quad \cdots \cdots (3) \end{aligned}$$

ここで、K は重み係数である。

$z(x, y)$ は、画像処理を行った画像データを示す。

ここで、(1)、(3)式の前項 $\{f(x, y) - \bar{f}(x, y)\}$ は、画像の高周波成分を示し、後の項 $\bar{f}(x, y)$ は、低周波成分を示していることがわかる。Wallis フィルタの係数

$$\left(\frac{A}{\sigma(x, y)} + B \right) \text{ は、}$$

高周波成分と低周波成分の割合を決めており、ボケマスクでは、 $(1+k)$ がこの役目をしている。

ここで、Wallis フィルタの高周波成分にかかる係数は、マスク内の画像データの標準偏差によって変化し、画像の高周波成分の割合を変化させるノンリニアな特性を持っていることを示している。しかし、ボケマスクでは、 $(1+k)$ は画像データの性質によらず一定である。

3. 実 験

1) 実験 1

ドラムスキャナディジタイザを使用してデジタル化した胸部X線写真の画像データの一部を使用して、マスクサイズを変化させマスク内の $\sigma(x, y)$ の値を調べる。実験に使用したデジタル胸部X線写真は、ピクセル寸法が $0.3 \text{ mm} \times 0.3 \text{ mm}$ で、マトリクスは 512×512 として、10ビットのデータから構成されている。

2) 実験 2

ディジタル化した胸部X線写真に、Wallis フィルタ処理とボケマスク処理を行い、画像処理効果の違いを視覚的に評価した。K=5.0 と K=1.5 のボケマスク処理画像と比較するため、これらのレスポンスに近い Wallis フィルタ処理を行った。このとき、マスク寸法はすべて一定 (31×31 マトリクス) である。

4. 結 果

実験1) Fig. 1a にディジタル胸部写真像の一部を示す。Fig. 1b に、 $3.3 \text{ mm} \times 3.3 \text{ mm}$ (11×11 マトリクス) の寸法のマスクを用いたときの $\sigma(x, y)$ の値の分布を、Fig. 1c には、マスク寸法が $9.3 \text{ mm} \times 9.3 \text{ mm}$ (31×31 マトリクス) のときの $\sigma(x, y)$ の分布を濃度で表した画像を示す。濃度の低い部分はSDが大きく、濃度が高い部分はSDが小さいことを示している。小さなマスク寸法 (11×11) の時、 $\sigma(x, y)$ の最大値は、81.0、最小値は5.3、平均値は14.4である。肺野の $\sigma(x, y)$ の値は、約14である。大きなマスク寸法 (31×31) のとき、 $\sigma(x, y)$ の最大値は、77.4、最小値は5.8、平均値は23.0であり、肺野の $\sigma(x, y)$ は、約23.0である。マスク寸法によって、 $\sigma(x, y)$ の値と分布が変化している。よってマスク寸法も $\left(\frac{A}{\sigma(x, y)} + B \right)$ の係数に影響することがわかる。Fig. 1b,

c からわかるように、画像の濃度が極端に変化する部位の周辺では $\sigma(x, y)$ の値が大きくなっていることがわか

*脚注 原典では、空間的に一定でない画像強調を開発し、劣化した Landsat (人工衛星の一種) の画像の復元に応用している。

胸部写真における Wallis Filter による画像処理の効果 (上田・他)

(a)

(b)

(c)

Fig. 1 A portion of a digitized chest radiograph with a pixel size of $0.3\text{ mm} \times 0.3\text{ mm}$, and 512×512 matrix (a). Image of distributions for the calculated standard deviations obtained with mask of $3.3\text{ mm} \times 3.3\text{ mm}$ (b), and $9.3\text{ mm} \times 9.3\text{ mm}$ (c).

る。また、濃度変化の小さい部分は $\sigma(x, y)$ の値が小さい。さらに大きなマスクでは、 $\sigma(x, y)$ の変化がゆるやかで、ぼけたような印象を与えている。

実験2) **Fig. 2** に、デジタル化した胸部写真のオリジナルデータの画像を示す。

Fig. 3 は、**Fig. 2** の画像にボケマスクフィルタ処理をしたもので、重み係数は5.0でマスク寸法は $9.3\text{ mm} \times 9.3\text{ mm}$ (31×31 マトリクス)である。重み係数が5.0のとき画像の高周波成分と低周波成分の比は、6:1となっている。

Fig. 2 An unprocessed digitized chest radiograph with a pixel size of $0.3\text{ mm} \times 0.3\text{ mm}$, and 1024×1024 matrix.

Fig. 3 A processed image with unsharp mask filter (a mask size of $9.3\text{ mm} \times 9.3\text{ mm}$ and weighting factor K of 5.0).

Fig. 4 A processed image with Wallis filter (a mask size of 9.3 mm×9.3 mm and weighting factor A of 92.0, and B of 2.0).

Fig. 4 は、Wallis フィルタ処理をした画像で、重み係数 A は 92.0、B は 2.0、マスク寸法は 9.3 mm×9.3 mm (31×31 マトリクス) である。このマスク寸法するとき、肺の $\sigma(x, y)$ の値は約 23.0 であるので、

$$\left(\frac{A}{\sigma(x, y)} + B \right) = \left(\frac{92.0}{23.0} + 2.0 \right) = 6 \text{ となり,}$$

画像の高周波成分と低周波成分の比は、6:1 となっている。つまり、**Fig. 4** の肺野の画像処理効果は、**Fig. 3** の肺野の画像処理効果とほとんど同じになるように、A と B が選ばれている。しかし、縦隔部では $\sigma(x, y)$ の値は、約 10.0 と肺野よりも小さいので高周波成分と低周波成分の比は、11:1 となっており、肺野よりも高周波強調が強くなる。**Fig. 3** と **Fig. 4** の画像を比較すると肺野は似た画像になっているが、**Fig. 4** の縦隔部は、高周波強調が強いため粒状性が悪くなっていることが確認できる。

Fig. 5 も、Wallis フィルタ処理をした画像である。重み係数は、A=60.0、B=0.0 となっている。このとき縦隔部の高周波成分と低周波成分の比は、6:1 であり、肺野では、2.6:1 となっている。この画像では、縦隔部は **Fig. 3** の画像に近く高周波強調が強くとコントラストが増強されているが、肺野はあまり高周波強調がされずに **Fig. 2** のオリジナルに近い画像となっている。しかし、肺の辺縁部の $\sigma(x, y)$ の値が大きいために (約 40 から 60)、他の部位にくらべ高周波強調が弱くなっている。このように $\sigma(x, y)$ の影響を直接コントロールする係数 A の値が極端に大きいときは、一枚の画像のなかで高周波強調の程

Fig. 5 A processed image with Wallis filter (a mask size of 9.3 mm×9.3 mm and weighting factor A of 60.0, and B of 0.0).

度が大きく変化しているため、通常の胸部写真とはかなり違った印象を与える画像となっている。

次に示す **Fig. 6** は、重み係数を 1.5 としてボケマスク処理をした画像である。また、**Fig. 7** は重み係数 A が 34.5、B が 1.0 で Wallis フィルタ処理をした画像である。このとき **Fig. 6**、**Fig. 7** の両画像とも肺野の高周波成分と低周波成分の比は、2.5:1 と同じになっている。しかし、Wallis フィルタ処理をした **Fig. 7** の縦隔部では、高周波成分と低周波成分の比は、4.5:1 となり、高周波

Fig. 6 A processed image with unsharp mask filter (a mask size of 9.3 mm×9.3 mm and weighting factor K of 1.5).

Fig. 7 A processed image with Wallis filter (a mask size of 9.3 mm×9.3 mm and weighting factor A of 34.5 and B of 1.0).

強調が強くなってコントラストの高い画像となっている。

Fig. 5, 6, 7 の画像は、肺野は高周波成分と低周波成分の比がほとんど同じで、似たような画像になっているが縦隔部の強調の程度が変化している。これらの画像は、Wallis フィルタが、 $\sigma(x, y)$ の値の影響を受け、重み係数の変化によって、ひとつの画像内で高周波成分と低周波成分の比を大きく変化させることができることを示している。

5. 考 察

Wallis フィルタの特徴は、あるマスク内の画像データの $\sigma(x, y)$ に依存して、画像の高周波成分と低周波成分の割合が局所的に変化することである。 $\sigma(x, y)$ の値は、それぞれの画像によって決まるが、マスク寸法によっても変化する。また、マスク寸法を変えることで、ボケマスクフィルタと同じように、強調する周波数帯域を決定することができる^{2,3,6)}。Wallis フィルタの特性は、 $\sigma(x, y)$ の小さい部分つまり、コントラストの変化の少ない部分に対して、高周波強調をかけコントラストを高くし、逆にコントラストの変化の大きな部分に対しては、高周波強調をあまりかけないということである。

Wallis フィルタにおいて、 $\sigma(x, y)$ に対するノンリニア特性は、重み係数 A と B で決まる。ここで、B の値によって画像全体の高周波成分と低周波成分の割合を決定し、さらに A の値と、 $\sigma(x, y)$ に依存して高周波成分を加算することになる。

重み係数 B の値が、極端に小さく A の値が極端に大きいときには、 $\sigma(x, y)$ に対しての依存度が大きくなり、画像内での高周波強調の程度が大きく変化してしまう。また、このとき、画像の $\sigma(x, y)$ の値が大きければ、高周波成分が少ない画像になり、スムージングの效果に近くなってしまう。

Wallis フィルタを胸部写真に応用したとき、肺野は高周波強調を小さくすることで、オリジナル画像に近い画像とし不必要に肺血管のコントラストを増強させず、一方コントラストの低い縦隔部には、高周波強調を強くかけて縦隔部陰影のコントラストを改善することが可能である。ところが、重み係数が適正でないときには Fig. 5 からわかるように、肺と縦隔の辺縁部は、他の部分に比べ極端に高周波成分が小さく、視覚的にボケたような印象を与える画像になっている。Fig. 7 では、A の値を小さくしたため、 $\sigma(x, y)$ の依存度が低くなり肺の辺縁部のボケの印象の程度はそれほど大きくない。このような画像処理方法を行うことは、一枚の画像で肺野と縦隔の両方を診断することに有効である可能性がある。Wallis フィルタが胸部診断にどの程度役立つかは、いろいろな症例に応用し、病変の検出能などの研究を行い検討する必要がある。

本研究で比較のために使用したボケマスクフィルタは、重み係数 K が一定であったが、CR に用いられているボケマスクフィルタは、画像のピクセル値に依存して K の値を変化させるノンリニアな特性をもっている。この特性は、X 線量が少ない部分に対して K の値が小さくなるよう設計されている^{2,3,6,8)}。このボケマスクフィルタを胸部写真に応用すると、線量の少ない縦隔部は強調の程度が小さくなり、Wallis フィルタを使用したときと逆の効果になると考えられる。

6. 結 論

Wallis フィルタは、 $\sigma(x, y)$ に依存して高周波成分の割合を変化させるノンリニアな特性をもっている。

Wallis フィルタを胸部写真に応用したとき $\sigma(x, y)$ の値が小さい縦隔部では高周波強調を強くし、 $\sigma(x, y)$ の値が大きい肺野には、高周波強調をあまりかけないという画像処理ができる。

7. 謝 辞

この研究は昭和62年に、本学会からシカゴ大学へ派遣された期間に行ったものである。留学の機会を与えて頂いた本学会、並びに山口大学医学部附属病院放射線部中西敬先生をはじめ、

諸氏に心から感謝致します。また、研究を行うにあたって御指導して頂いたシカゴ大学久米祐一郎先生(現ヤナセ&アソシエイツ)、中森伸行先生(現京都工芸繊維大学)、佐々木康夫先生(現岩手医科大学)に感謝致します。

参考文献

- 1) 手塚慶一, 北橋忠宏, 小川秀夫: デジタル画像処理工学, 日本工業新聞社, (1985)
- 2) Masamitsu Ishida, Hisatoyo Kato, Kunio Doi, et al.: Development of a new digital radiographic image processing system, Proc. SPIE, 347, 4-48 (1982)
- 3) Masamitsu Ishida, Paul H. Frank, Kunio Doi, et al.: High quality digital radiographic images: Improved detection of low-contrast objects and preliminary clinical studies, RadioGraphics, 3(2), 325-338, (1983)
- 4) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの現状と将来, 日放技学誌, 40(4), 581-604, (1984)
- 5) Heber MacMahon, Carl Vyborny, Victoria Sabeti, et al.: The effect of digital unsharp masking on the detectability of interstitial infiltrates and pneumothoraces, Proc. SPIE, 555, 246-252 (1985)
- 6) Leh-Nien D. Loo, Kunio Doi, Charles Metz: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 4. Effect of unsharp masking on the detectability of simple patterns, Med. Phys., 12(2), 209-214, (1985)
- 7) 土井邦雄: X線画像の信号検出と視覚特性の重要性, 日放技学誌, 43(6), 694-729, (1987)
- 8) Heang-Ping Chan, Carl J. Vyborny, Heber MacMahon, et al.: Digital mammography ROC studies of the effects of pixel size and unsharp-mask filtering on the detection of subtle microcalcifications, Investigative Radiology, 22(7), 581-589, (1987)
- 9) 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの基礎と将来の可能性, 日医放学誌, 49(1), 1-14, (1989)
- 10) Robert H. Wallis: An approach to the space variant restoration and enhancement of images, Proc. Symp. on Current Math. Problems in Image Science, Naval Postgraduate School, Monterey, CA, Nov. 1976, pp. 107-111.