

ハイパスフィルタによるX線画像画質改善

X-RAY IMAGE ENHANCEMENT BY HIGH-PASS FILTERING

周藤安造, 梅村祥之, 加藤晴夫 (東芝・医技研)

YASUZO SUTO, YOSHIYUKI UMEMURA, HARUO KATO

MEDICAL ENGINEERING LABORATORY, TOSHIBA CORPORATION

ABSTRACT

The spatial filtering algorithm should be designed by clarifying filtering purpose, so that increase its effectiveness. We developed the optimal spatial filter for X-ray, X-ray CT images which shows its effectiveness to the observation of diagnostic object such as structure of bone, veins, and organs. They are carried out by utilizing image processing software development tool which one can easily control their filtering condition, and evaluate clinically their effectiveness. In this research, we deal limited to the application of high-pass filter on the X-ray and X-ray CT images.

1. まえがき

医用画像診断に対するニーズの多様化と最近のエレクトロニクス技術の著しい進歩を支えらるゝ、デジタル画像処理が積極的に試みられるようになり、そのアルゴリズム開発が非常に重要なものとなつてきている。このようなデジタル画像処理を支えるアルゴリズムは多岐、多様である。なかでも、もとの画像をできるだけ正確に再現あるいは強調し、医師に提供することと使命とする医用画像処理の分野において、とりわけその基本となる空間フィルタリングはさきわめて重要なアルゴリズムといえる。しかしながら、このような空間フィルタは処理目的が明確であり、かつ十分に有効な結果が得られるように設計されなくては意味がない。

そこで、我々はフィルタリング条件等を容易に設定できる汎用的な画像処理ソフトウェア開発ツールを利用してX線、X線CTなど各種医用画像、および骨、臓器、血管等診断部位、というようにいくつかの処理対象、処理条件に適した空間フィルタを設計し、さらにシミュレーションを行ない、その効果について評価検討した。シミュレーションは我々が開発した汎用医用画像処理開発システムGMIPSにより行なった。¹⁾ なお、今回アルゴリズム開発の対象としたのはハイパス型フィルタで、画像はX線画像とX線CT画像である。²⁾³⁾

2. フィルタリング・アルゴリズム

2.1 合成フィルタの定義

合成フィルタリング過程を次式に示す線形結合式で定義し、これによりハイパス、ローパス、バンドパスの各特性をもったフィルタリングを行なう。

$$g = \sum_{k=0}^n W^{(k)} f^{(k)} \quad (1)$$

式(1)において、 $f^{(0)}$ は原画像を示し、フィルタリングの目的により、原画成分をそのまま残すことも、重み($W^{(0)} \neq 1$)をかけて合成して残すこともできる。これに対し、 $f^{(1)} \sim f^{(n)}$ はハイパス、バンドパスなど各種フィルタリングを施した画像成分で、その重み係数 $W^{(1)} \sim W^{(n)}$ を種々変えることにより、目的とする多様な合成フィルタリング画像が得られる。なお、式(1)を周波数面上で表現すれば

$$G(w_1, w_2) = \sum_{k=0}^n W^{(k)} F_k(w_1, w_2) \quad (2)$$

と書ける。すなわち、原画像 $f^{(0)}$ および $f^{(1)} \sim f^{(n)}$ から得られる周波数特性 $F_0(w_1, w_2)$, $F_1(w_1, w_2) \sim F_n(w_1, w_2)$ とそれらに対する重みづけ $W^{(0)}$, $W^{(1)}$

～ $W^{(0)}$ により、ハイパス、ローパス、バンドパスなどの合成フィルタをかけた画像の周波数特性 $G(\omega_1, \omega_2)$ が求まるが、ここで ω_1 は x 軸方向、 ω_2 は y 軸方向における空間周波数を示す。

さて、原画像の周波数特性は $F_0(\omega_1, \omega_2)$ であり、式 (2) は

$$G(\omega_1, \omega_2) = F_0(\omega_1, \omega_2) \tilde{H}(\omega_1, \omega_2) \quad (3)$$

$$= F_0(\omega_1, \omega_2) (W^{(0)} + \sum_{k=1}^n W^{(k)} H_k(\omega_1, \omega_2)) \quad (4)$$

と書ける。ただし、 \tilde{H} は式 (5) で表わされる。

$$\tilde{H}(\omega_1, \omega_2) = W^{(0)} + \sum_{k=1}^n W^{(k)} H_k(\omega_1, \omega_2) \quad (5)$$

これが合成されたフィルタの周波数レスポンスである。

2.2 合成ハイパスフィルタリングの実行

式 (1) を使用すれば、ハイパスフィルタは種々の方法で導くことができるがここでは、原画像からスムージング画像の加算により、ハイパスフィルタを合成する。(実際には、重み係数をかけて加算する) これを式 (1) の形で表現すると式 (6) となる。

$$g = A \cdot f^{(0)} + B \cdot f^{(1)} \quad (6)$$

ここで、 g : 合成ハイパスフィルタリング画像 A, B : 重み係数 $f^{(0)}$: 原画像 $f^{(1)}$: スムージング画像 である。

合成フィルタリング画像 g の周波数特性 $G(\omega_1, \omega_2)$ は

$$G(\omega_1, \omega_2) = A \cdot F_0(\omega_1, \omega_2) + B \cdot F_1(\omega_1, \omega_2) \quad (7)$$

で求められるが、 $F_1(\omega_1, \omega_2)$ をどのようなスムージング画像にすればよいかということが重要となる。

さて、式 (7) を書き直すと

$$G(\omega_1, \omega_2) = F_0(\omega_1, \omega_2) (A + B \cdot H_1(\omega_1, \omega_2)) \quad (8)$$

となり、式 (6) における $W^{(0)} = A$ 、 $W^{(1)} = B$ 、 $n = 1$ の場合であることがわかる。なお、ここで合成ハイパスフィルタの周波数レスポンス \tilde{H} は

$$\tilde{H}(\omega_1, \omega_2) = A + B \cdot H_1(\omega_1, \omega_2) \quad (9)$$

で表わされる。 H_1 がローパスフィルタであるので、 A, B の係数およびローパスフィルタとしてどのようなものを用いればよいかを決定することが目的であるが式 (7) で示すフィルタリングを行なう手順は図 1 のようになる。すなわち、サポート・サイズが 3×3 で、その係数がすべて $1/9$ の線形非再帰型 2 次元デジタルフィルタ (今後 3×3 スムージングフィルタと呼ぶ) を施し、その結果得られたスムージング画像に対し、この操作を n 個くり返す。このようにして得られたスムージング画像に B の重みをつけ、一方原画像に A の重みをつけて線形結合すれば合成ハイパスフィルタによるフィルタリング画像が得られる。

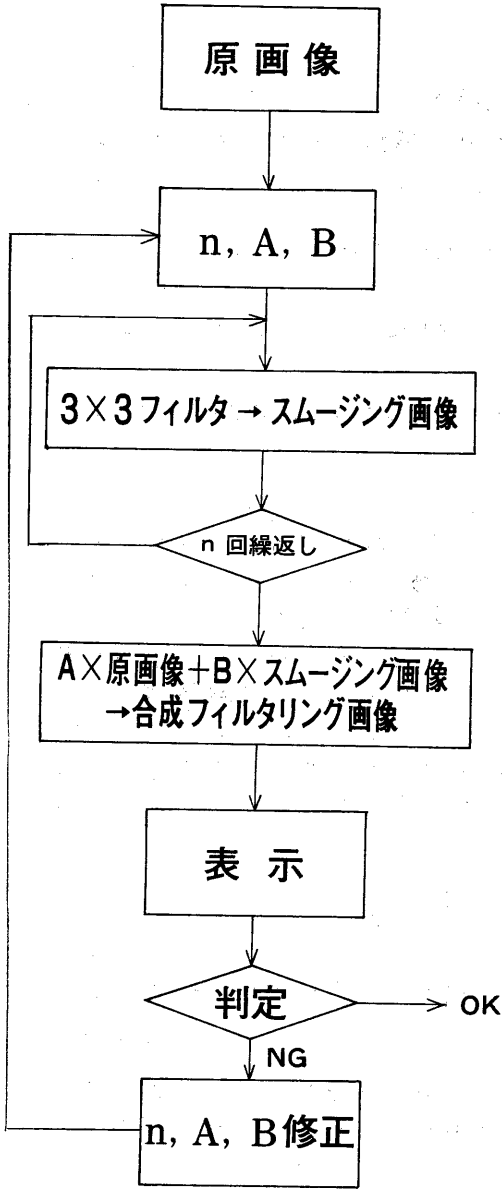


図1 シミュレーションフロー

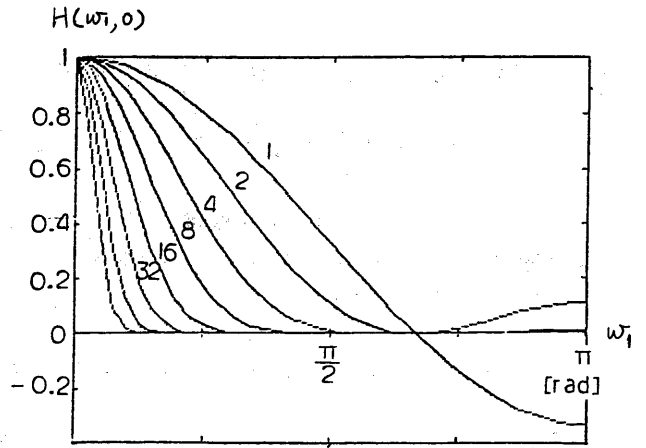


図2 くり返し回数 n をパラメータとした
3x3スムージングフィルタの周波数レスポンス

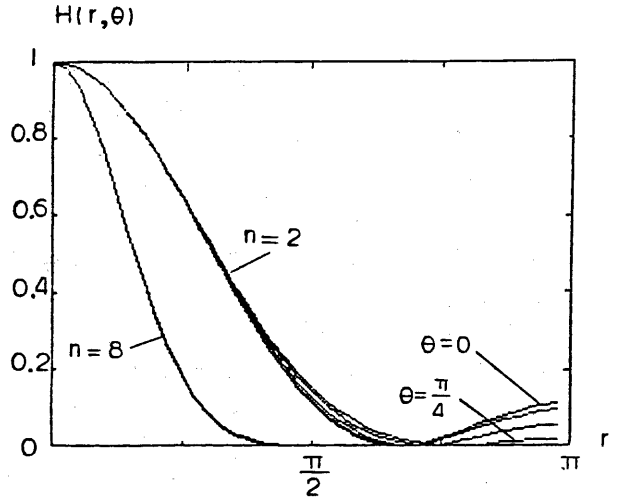


図3 くり返し回数と方向依存性の関係
 $H(\omega, \theta)$

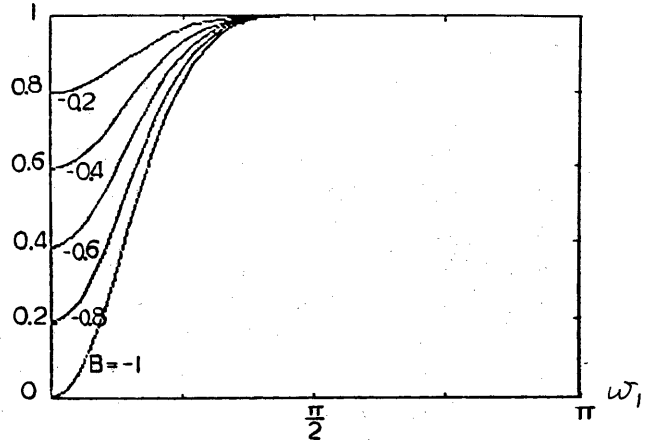


図4 線形結合係数 B とパラメータとした
ハイパスフィルタの周波数レスポンス

ここで、 3×3 スムージングフィルタリングは

$$g_{i,j} = \frac{1}{9} \sum_{k_1=-1}^1 \sum_{k_2=-1}^1 f_{i+k_1, j+k_2} \quad (10)$$

($f_{i,j}$ は入力画像, $g_{i,j}$ は出力画像)

なる演算によって行なわれ、その時のフィルタの周波数レスポンス、すなわち式(9)の $H_1(\omega_1, \omega_2)$ は

$$H_1(\omega_1, \omega_2) = \frac{1}{9} (1 + 2\cos\omega_1 + 2\cos\omega_2 + 4\cos\omega_1 \cdot \cos\omega_2) \quad (11)$$

で表わされる。さらに、 3×3 スムージングを n 回施すので、実際の周波数レスポンスは

$$H_1(\omega_1, \omega_2) = \left(\frac{1}{9} (1 + 2\cos\omega_1 + 2\cos\omega_2 + 4\cos\omega_1 \cdot \cos\omega_2) \right)^n \quad (12)$$

となる。

ここで、 ω_1 軸上の周波数レスポンス、つまり $H_1(\omega_1, 0)$ を n を変数として描くと図2のようになり、 n が増すにつれて急峻な減衰特性になっていることがわかる。また、フィルタの方向依存性について評価するため、 $H_1(\omega_1, \omega_2)$ を極座標 $H_1(r, \alpha)$ に変換し、方向を示す角度 α を変数として周波数レスポンスの断面を描くと図3のようになる。この図から、 n が増すに従いフィルタの円対称性が良くなり、 $n=8$ の場合に方向依存性のあまりない空間周波数特性を示すことがわかる。

結局、本法では3つのパラメータ n, A, B を種々変えることにより、目的とする合成ハイパスフィルタが設計でき、この時の合成ハイパスフィルタの周波数レスポンスは、 n, A, B を変数パラメータとすることにより

$$\begin{aligned} \tilde{H}(\omega_1, \omega_2; n, A, B) &= A + B \cdot H_1(\omega_1, \omega_2) \\ &= A + B \cdot \left(\frac{1}{9} \right)^n (1 + 2\cos\omega_1 + 2\cos\omega_2 + 4\cos\omega_1 \cdot \cos\omega_2)^n \end{aligned} \quad (13)$$

と表せる。

いま、 $n=8$ 、 $A=1$ とし B を種々変化させた時の周波数レスポンスの断面 $\tilde{H}(\omega_1, 0; 8, 1, B)$ を図4に示す。この図からわかるように、得られる合成フィルタはハイパスの周波数レスポンスとなり、 $B=0$ から $B=-1$ に近づくに従い低域除去の割合が増えてゆくことがわかる。

3. 実験と臨床評価

腹部X線画像およびX線CTスキャノ画像に対し、各種ハイパスフィルタリングを行ない、その効果を臨床評価した。まず、腹部X線画像(原画像)を図5に示す。この画像は単純X線撮影像(フィルム)を汎用医用画像処理開発システム(GMIPS)の透過形ドラムスキャナにより、画像サイズ 512×512 、階調度8ビットのデジタル画像に変換したのち、 2×2 の平均化により 256×256 に縮小したものである(最高周波数約 0.4 lp/m)。この原画像に $n=2$ および 8 での 3×3 スムージングフィルタリングを施した画像をそれぞれ図6, 図7に示す。

次に、 $\alpha = 2$ および 8 でスムージングを行なった画像に対し、重み係数 $B = -0.8, -0.9$ および -1.0 (A は 1.0 に固定) として画像合成して得た画像を図8に示す。いずれも $B = -0.8$ で比較的原画像に近く、 $B = -1.0$ に近づくに従ってエッジ(高周波成分)の強調された画像となる。

ここで使用した原画像は気腫性腎盂腎炎患者のものであるが、いずれのフィルタリング画像も原画像に比べ、骨、病巣部(写真右下の気腫)などの組織が鮮明に描写されていることがわかる。临床上、ここでは $\alpha = 2, B = -0.9$ における画像にフィルタリング効果が有効に現われているといえるが、さらに方向依存性についても考慮する必要がある、実際にはより適切な α, A, B (今回は $A = 1$ に固定) が求めなくてはならない。

一方、X線CTスキャノ画像(図9)について、 $\alpha = 4, B = -0.9$ および -1.0 とした場合の画像をそれぞれ図10, 11に示す。

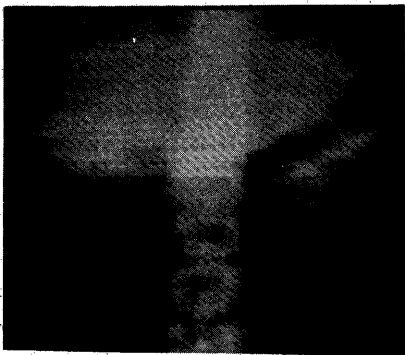


図5 X線画像(原画)

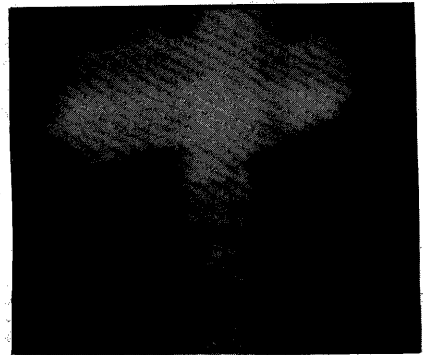


図6 3x3スムージング
フィルタを2回施した
X線画像

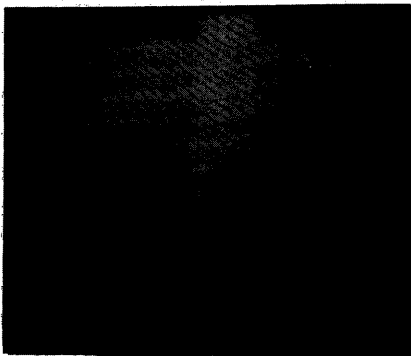


図7 3x3スムージング
フィルタを8回施した
X線画像

X線スキャノ画像は、現在主として断層CT像撮影のための位置決めに利用されており、従って原画像では不鮮明な脊髓を見やすくすることにフィルタリングの主な目的があり、 n , B 共にやや大きく設定し、輪郭線画像に近づけることによりその効果が得られている。

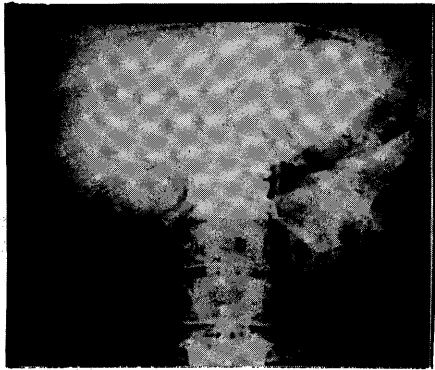
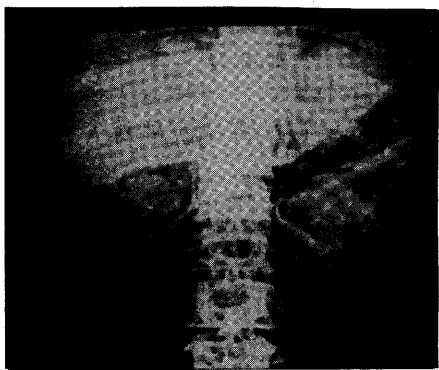
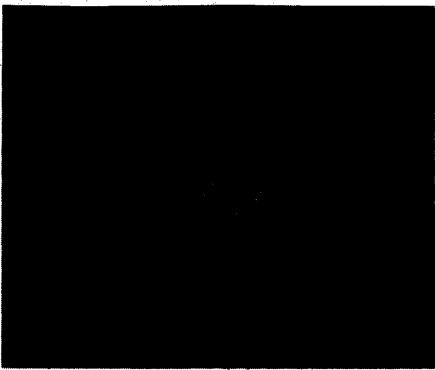
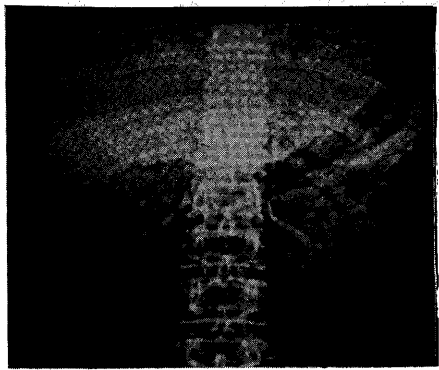
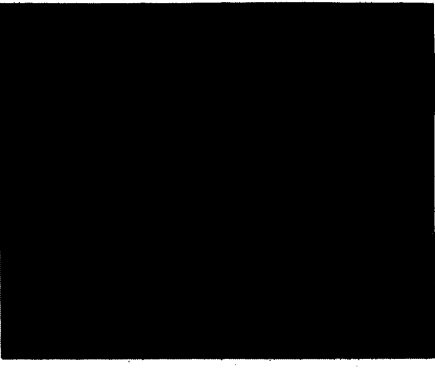

n B	$n = 2$	$n = 8$
$B = -0.8$		
$B = -0.9$		
$B = -1.0$		

図8 X線画像に対する各種ハイパスフィルタリング

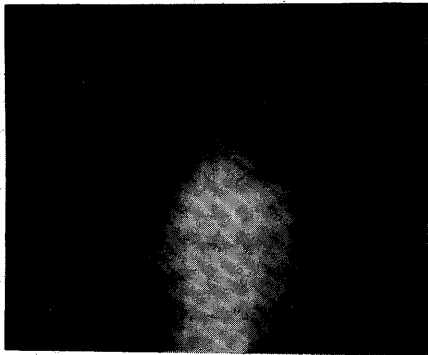


図9 X線CTスキャン画像(原画)

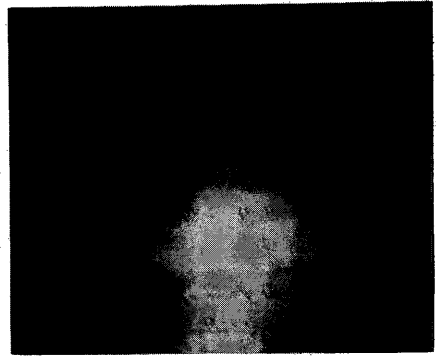


図10 X線CTスキャン画像
に対するハイパスフ
ィルタリング($n=4$,
 $B=-0.9$)

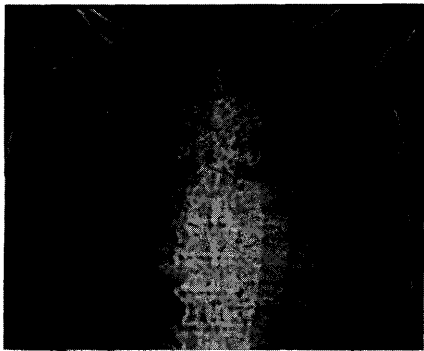


図11 X線CTスキャン画像に対する
ハイパスフィルタリング($n=4$
 $B=-1.0$)

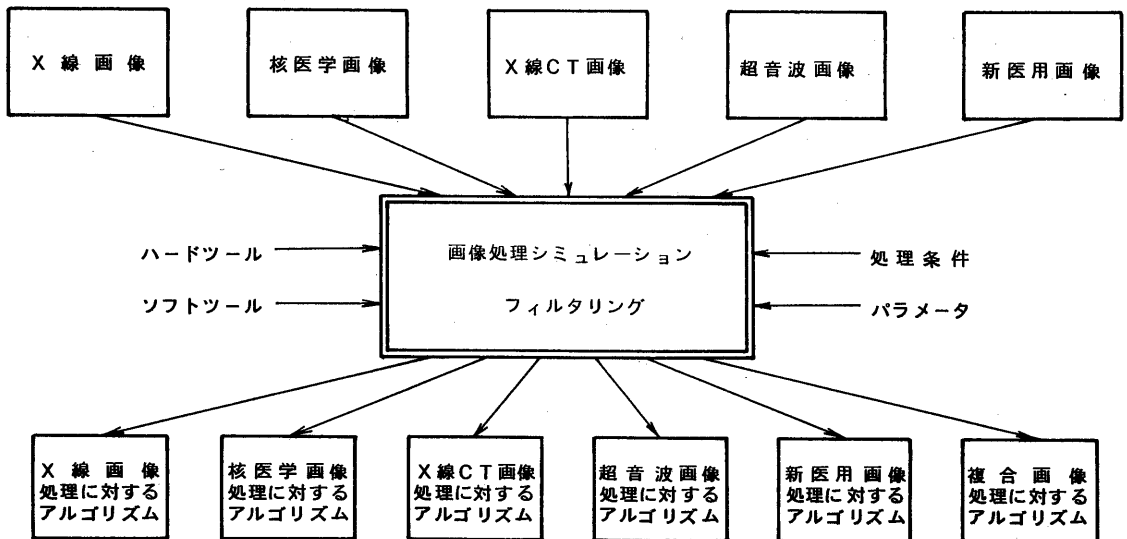


図12 空間フィルタの開発構想

4. 今後の研究課題

汎用的な画像処理アルゴリズムの開発ツールを利用し、各種フィルタを設計する基本的な構想について述べたのち、X線画像およびX線CTスキャン画像に対し、ハイパスフィルタを施し、得られた画像についてその効果を評価した。今後は、図12に示すX線画像、CT画像以外の医用画像についても種々実験を行ない、各種フィルタリングアルゴリズムを開発する予定である。また、その際フィルタリングの効果について定量的、臨床的評価を行なう予定である。

さらに、今回のように 3×3 マスクオペレータを n 回操作することにより近似的に円対称のフィルタリングを行なうのではなく、一般のサポートサイズ $n \times n$ の2次元円対称FIRフィルタ^{4)~6)}によるフィルタリングについても今後検討する予定である。

なお、本研究を進めるにあたり、フィルタリング効果の臨床評価および画像のご提供を頂いた群馬大学医学部附属病院中央放射線部平敦淳子先生に感謝する。

参考文献

- 1) 岡藤安造, 梅村祥之, 大関毅: 汎用医用画像処理開発システム (GMIPS) について, 情報処理学会コンピュータビジョン研資, 20-1, 1/10 (1982)
- 2) 岡藤安造, 梅村祥之: 医用画像処理における空間フィルタの設計と評価, 第13回画像工学コンファレンス論文集, 4-11, 81/92 (1982)
- 3) 岡藤安造, 梅村祥之, 平敦淳子: ハイパスフィルタによるX線画像改善の研究 第42回日本医学放射線学会学術講演抄録集, 29, 131 (1983)
- 4) H. Kato, G. Matsumoto: "Design of circularly symmetric 2-D FIR digital filters using Fourier reconstruction technique", IEEE Trans. Acoustics Speech Signal Processing, Vol. ASSP-30, no. 3, 505/508 (1982)
- 5) H. Kato and T. Furukawa, "Design of 2-D circular, fan and imaginary filters", International Conference on Digital Signal Processing, Italy, Proceeding, 317/324 (1981)
- 6) 加藤晴夫, 松本伍良, 古川友三: 2次元FIRフィルタの対称性と周波数特性, 信学技報 CS 81-78, EE 81-45, 31/36 (1981)