

“適応微分フィルタ”を用いた 消化管造影X線写真 コンピュータ支援診断(CAD)

画像処理

演題番号203 - B4



大分大学大学院工学研究科
長野宣道 松尾孝美

発表内容

1. はじめに
2. 研究目的
3. 胃X線写真支援診断システム
4. エッジ検出手法の提案

今回の報告の主題

適応微分フィルタ

5. エッジ検出例(他手法との比較)
6. 結果および考察
7. まとめと今後の展望

はじめに

胃X線写真の読影

- ・胃X線写真は、立体構造をした胃内より病変を検出するため、様々な角度から撮影されている（同じ方向から撮影されたものはない）。
- ・撮影枚数は施設により異なるが8～10枚程度。

医師は複数枚の写真より総合的に判断して、病変の**存在部位**、**病名**、**病期** を特定。

↓ 生理検査の結果なども参考にする

医師がX線写真を読影できるようになるまではかなりの年月を要す（専門医不足となる）。

研究目的

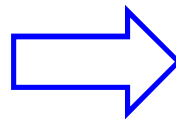
胃X線写真読影時の**問題点**

- ・長年の読影経験と高度な専門知識が必要,
- ・検診の普及に伴い患者数増加
読影者の負担増加
- ・(専門医不足),

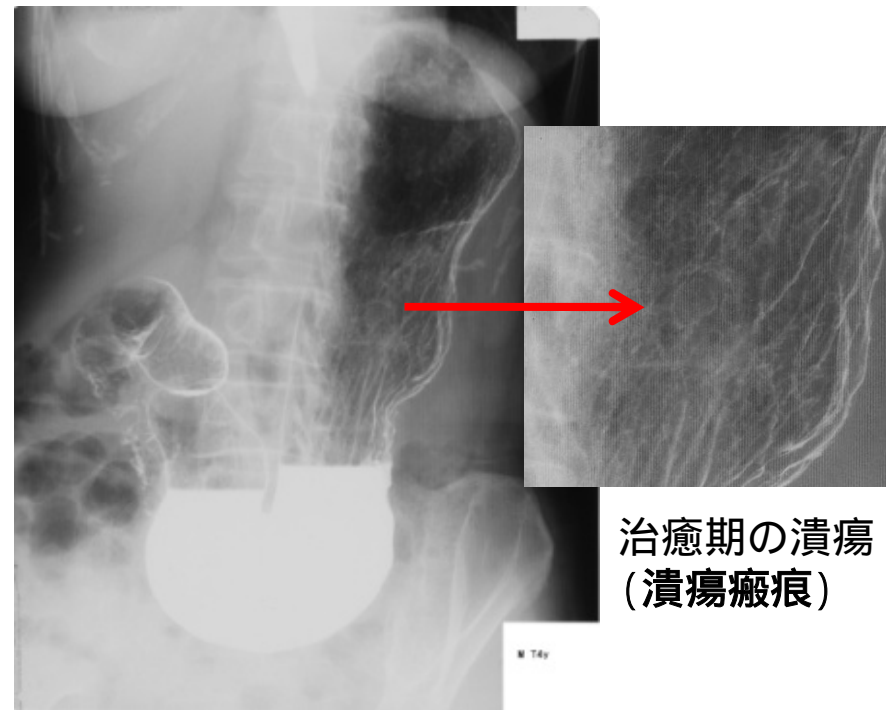


その結果は**病変の見落とし**などに結び付く可能性がある。

・医師の労力削減
・病変の数値定量化,
コンピュータによる客観化,

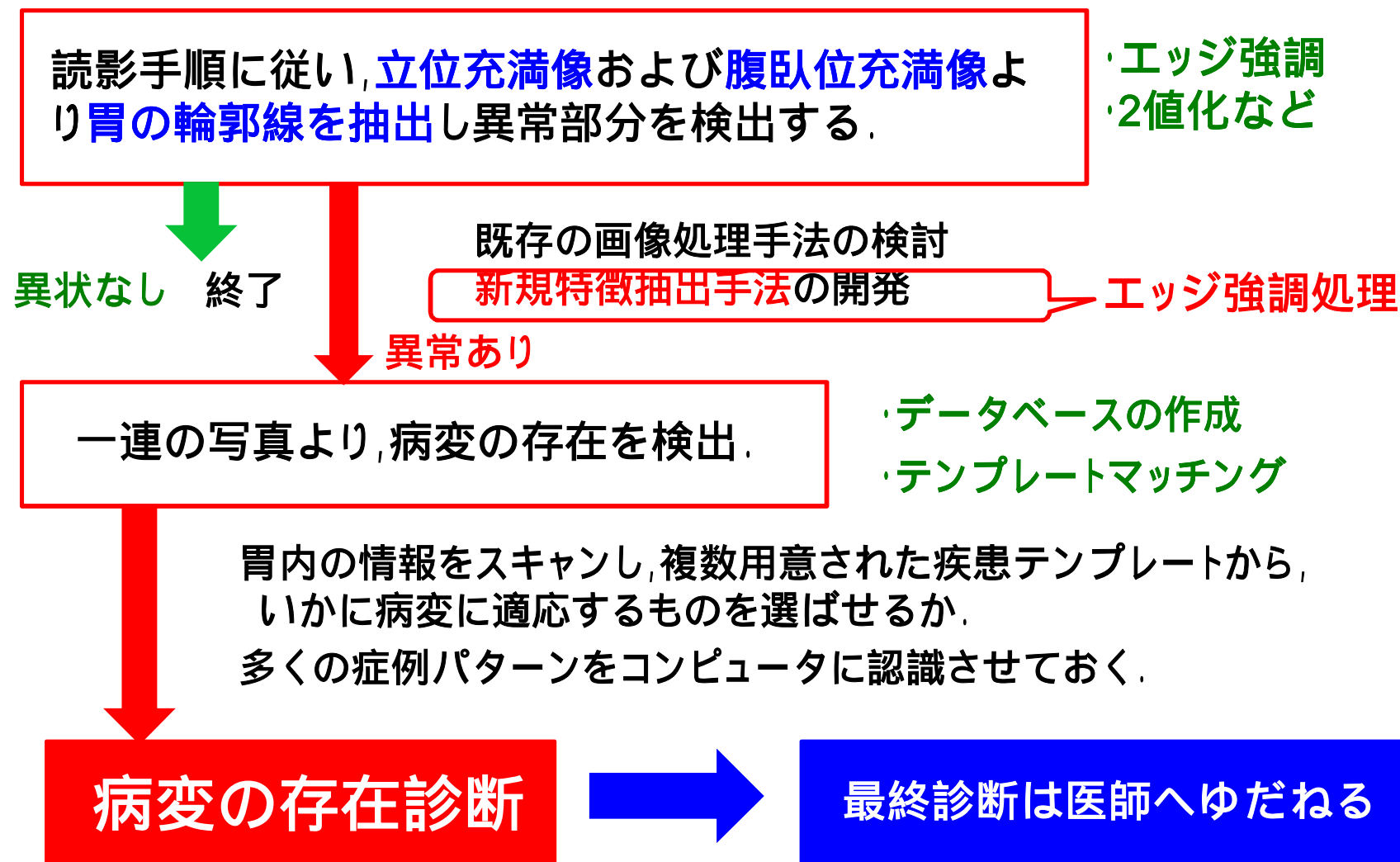


コンピュータ支援診断の開発
CAD:Computer Aided Diagnosis



治癒期の潰瘍
(潰瘍瘢痕)

胃X線写真支援診断の手順



データベース作りの概要

症例写真より特徴量の抽出

使用ソフト：MATLAB

- ・ テクスチャ解析
スペクトル解析,
空間濃度依存法)
- ・ ヒストグラム解析 など

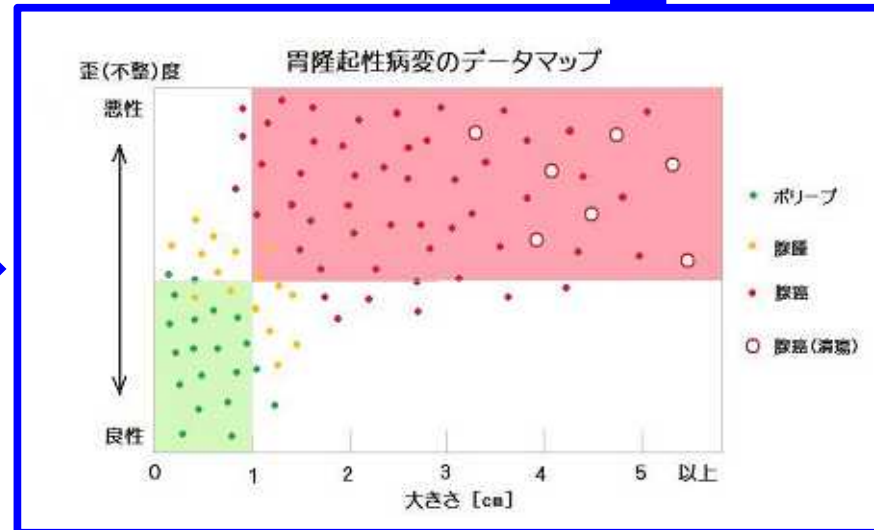
周波数成分,
円形度(形態),
輝度分布 など

写真の中に病変が“ある”“ない”
存在部位(区域)の特定

病変存在診断

症例データマップ

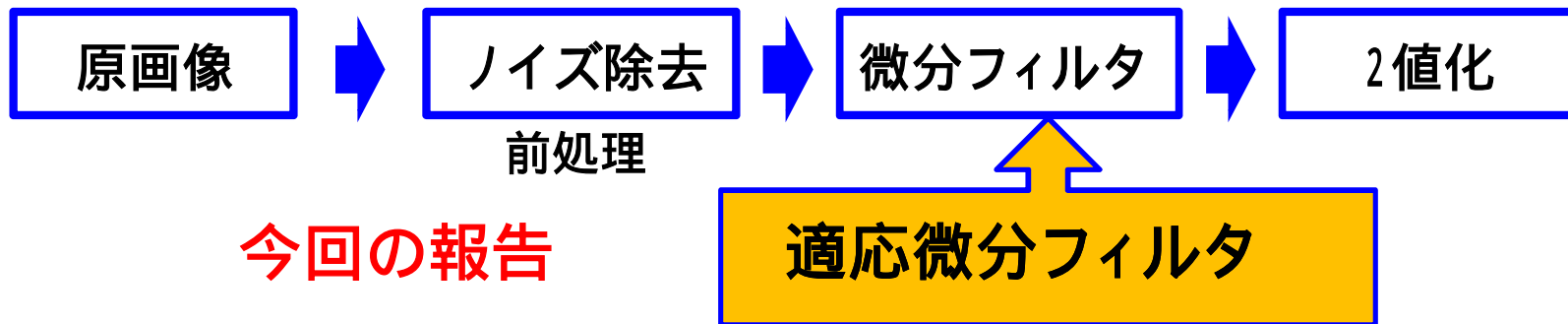
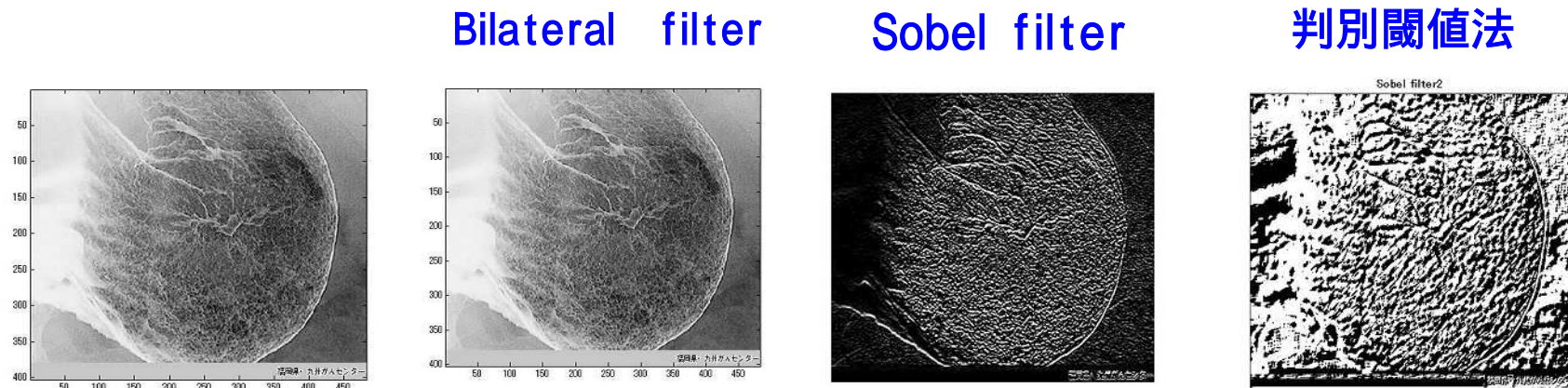
記憶



エッジ検出手法

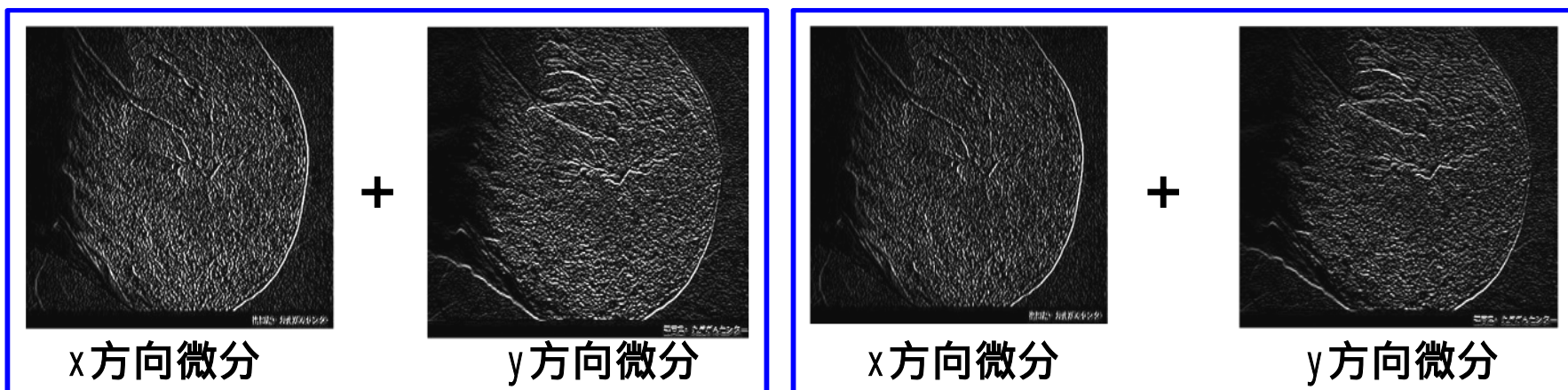
一般的なエッジ検出の手順

微分フィルタ (ソーベル法, レビット法, ラプラシアン法など)



既存フィルタによるエッジ検出例

X方向,Y方向微分処理画像を加算

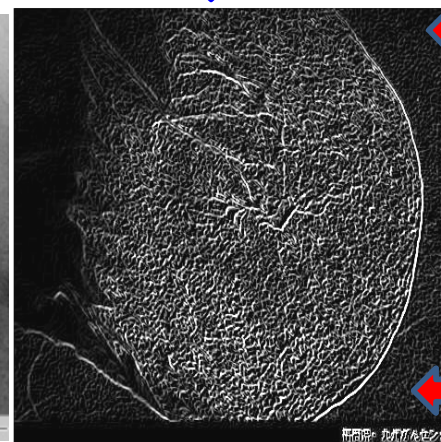
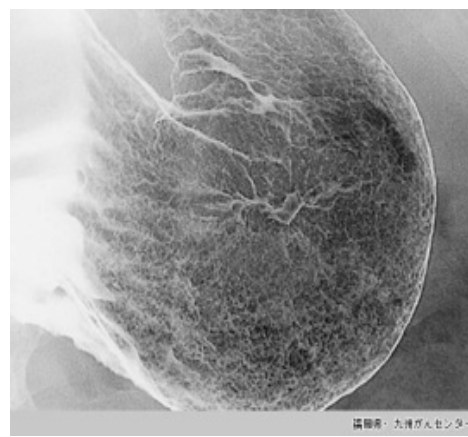
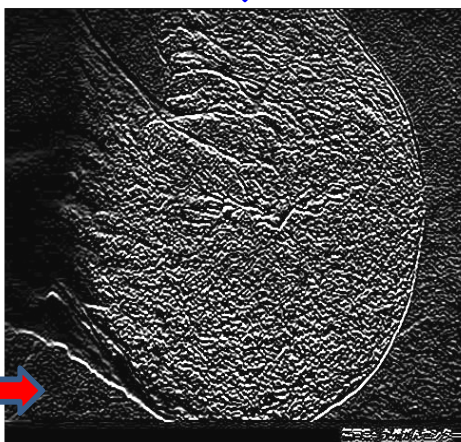


Sobel(x + y)

原画像

Prewitt(x + y)

ノイズ

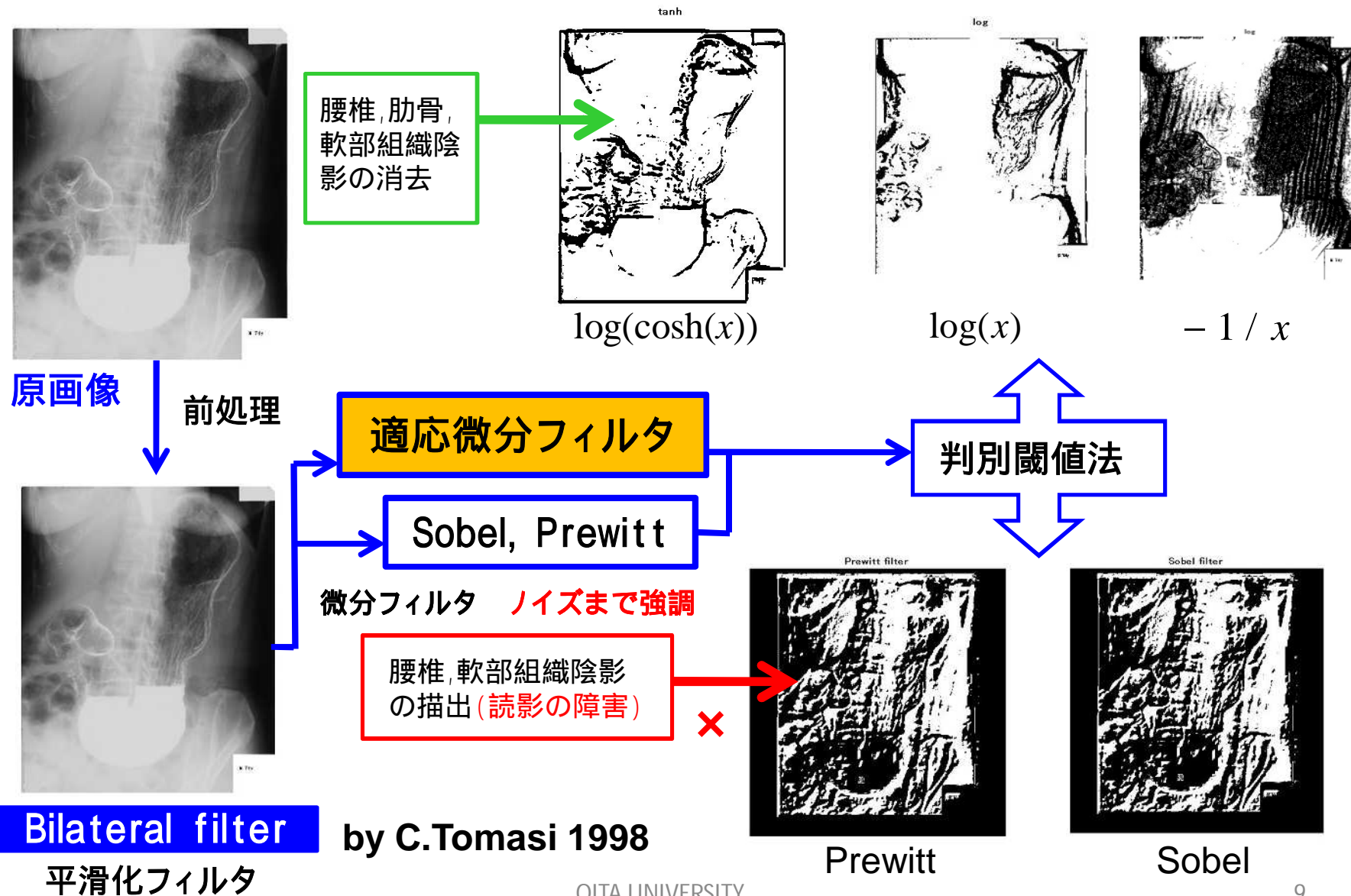


ノイズ

ノイズ



適応微分フィルタとの既存フィルタの性能比較



非線形関数の空間微分

$f(I(x, y))$: 非線形輝度関数 $I(x, y)$: 輝度関数

非線形輝度関数 $f(I(x, y))$ の空間微分は次式のようになる.

$$\frac{\partial f(I(x, y_0))}{\partial x} = \frac{df(I)}{dI} \frac{dI(x, y_0)}{dx} \quad (1)$$

$$\frac{\partial f(I(x_0, y))}{\partial y} = \frac{df(I)}{dI} \frac{dI(x_0, y)}{dy} \quad (1)$$

合成関数の微分法

輝度関数 $I(x, y)$ の空間微分は、画像の場合は

次式(差分)で計算される. デジタル画像では(微分 差分)

$$\frac{dI(x, y_0)}{dx} = I(x+1, y_0) - I(x, y_0) = \xi(I(x, y_0))\theta_x(x, y_0)$$

$$\frac{dI(x_0, y)}{dy} = I(x_0, y+1) - I(x_0, y) = \xi(I(x_0, y))\theta_y(x_0, y)$$

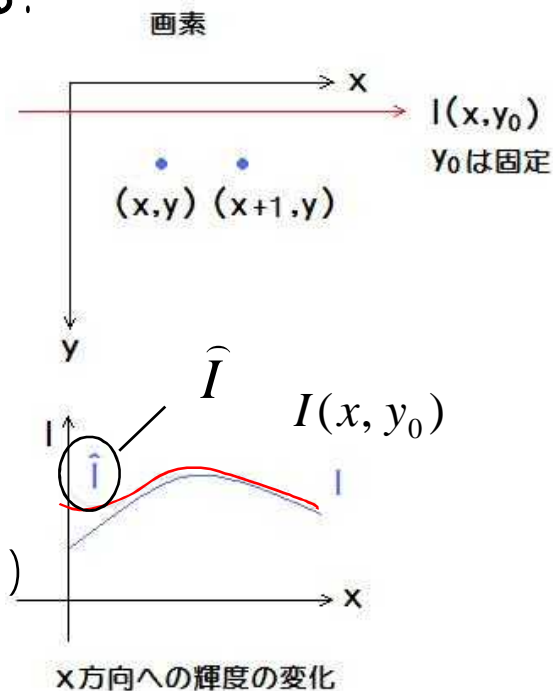
(1)式を各々空間の1方向を固定して変形する.

ただし、つぎのように記号をおく.

$$\xi(I(x, y)) = \left(\frac{df(I)}{dI} \right)^{-1}, \quad \theta_x(x, y_0) = \frac{\partial f(I(x, y_0))}{\partial x}, \quad \theta_y(x_0, y) = \frac{\partial f(I(x_0, y))}{\partial y} \quad (4)$$

非線形輝度関数の輝度に対する傾斜

非線形輝度関数の (x, y) 空間微分



適応微分フィルタの理論

(2)式を状態方程式と見なして、輝度データの x, y 各々の空間系列から、パラメータ θ_x, θ_y を推定することにより、非線形輝度関数の空間微分値を推定することができる。

デジタル画像上での実際の計算では、前式の空間微分値を差分値で置き換えた次式を用いる。

非線形輝度関数の (x, y) 空間微分を輝度データより推定

$$\hat{I}(x+1, y_0) = \hat{I}(x, y_0) + \xi(x, y_0)\hat{\theta}_x(x, y_0) - ke_x(x, y_0)$$

$$\hat{I}(x_0, y+1) = \hat{I}(x_0, y) + \xi(x_0, y)\hat{\theta}_y(x_0, y) - ke_y(x_0, y)$$

非線形輝度関数の (x, y) 空間微分推定値

$$\hat{\theta}_x(x+1, y_0) = \hat{\theta}_x(x, y_0) - \gamma_x \xi(x, y_0) e_x(x, y_0) \quad \text{ノイズの影響が少なくなる}$$

$$\hat{\theta}_y(x_0, y+1) = \hat{\theta}_y(x_0, y) - \gamma_y \xi(x_0, y) e_y(x_0, y) \quad (7)$$

同じ画素上で、非線形関数による推定値との誤差をとり、処理後の画素値としている！

ここで、 $e_x(x, y) = \hat{I}(x, y) - I(x, y)$ であり、 k, γ_x, γ_y は正の設計パラメータである。

非線形輝度関数の推定値を用いた輝度推定値と実際の輝度との誤差

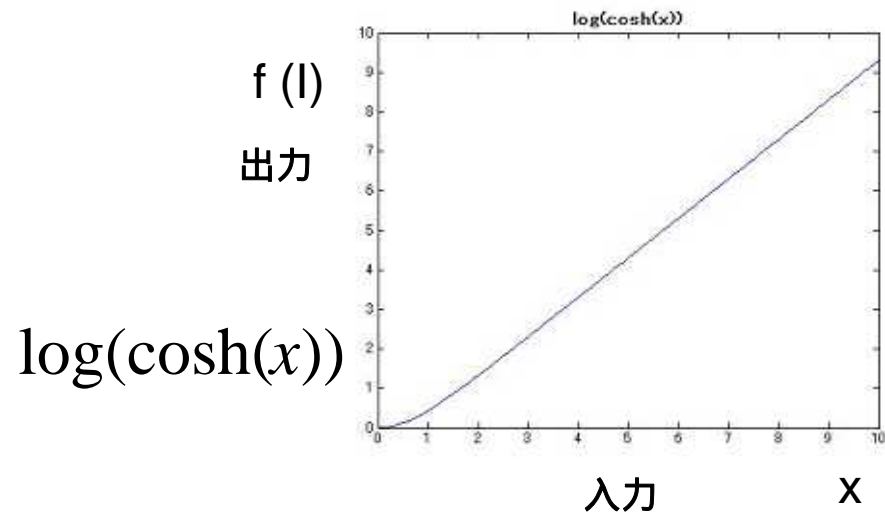
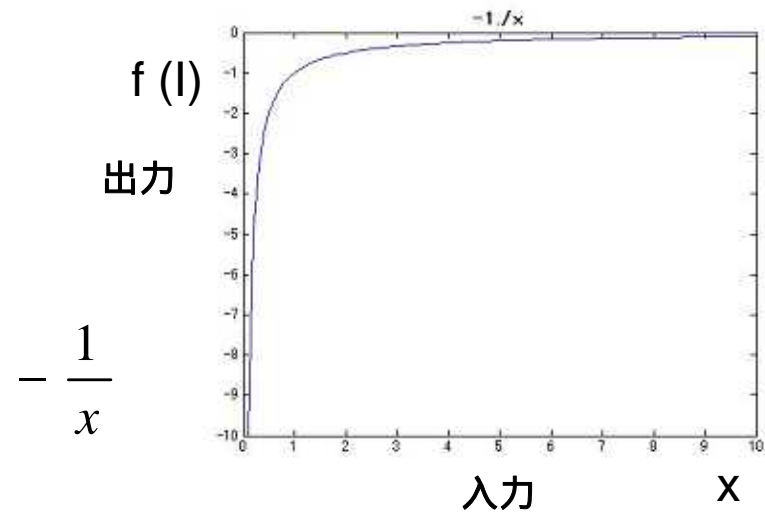
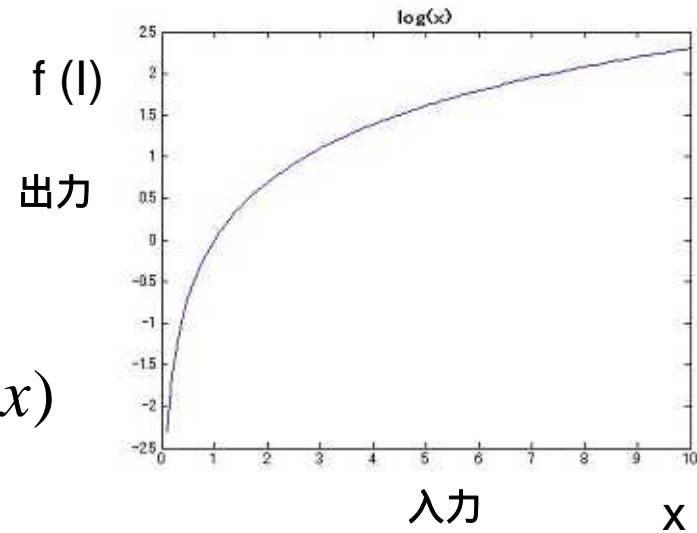
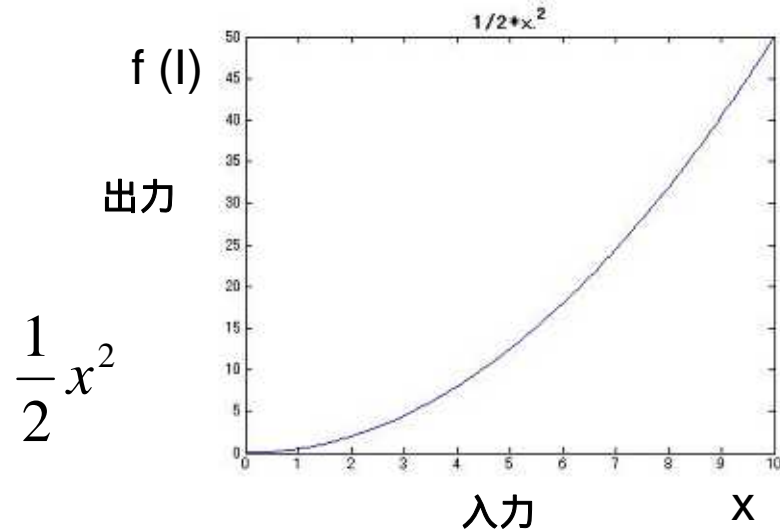
$\hat{\theta}$ が最終的な画像となる。

使用した非線形輝度関数

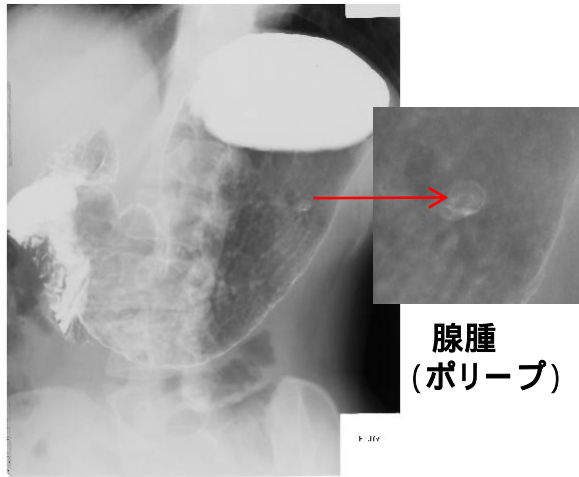
中間輝度(階調)変換のための非線形輝度関数

$$\left\{ \begin{array}{l} f_1(I) = \frac{1}{2} \cdot I^2 \\ f_2(I) = \log I \\ f_3(I) = -\frac{1}{I} \\ f_4(I) = \log(\cosh(I)) \end{array} \right. \xrightarrow{\text{輝度関数の微分値の逆数}} \left\{ \begin{array}{l} \xi_1 = \frac{1}{I} \\ \xi_2 = I \\ \xi_3 = I^2 \\ \xi_4 = \frac{1}{\tanh(I)} \end{array} \right.$$

非線形輝度関数のグラフ



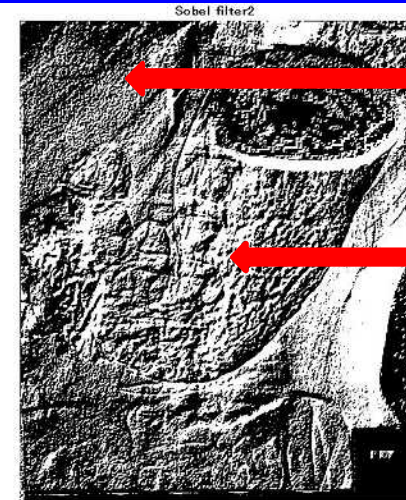
適用症例 1.



原画像 腺腫

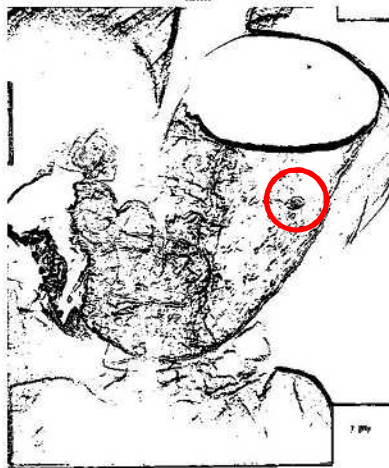


Prewitt

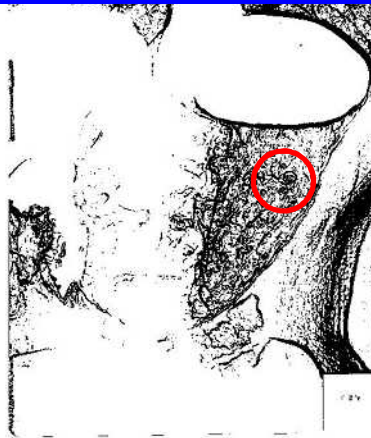


Sobel

適応微分フィルタ処理



$\log(\cosh(x))$



$\log(x)$



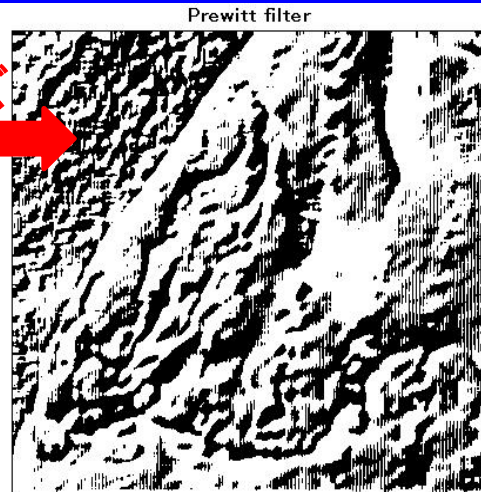
$-1/x$

適用症例 2.

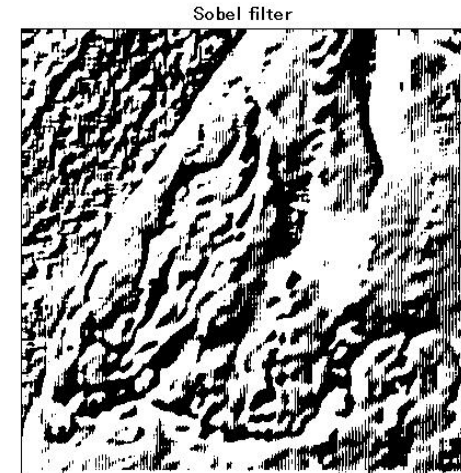


原画像 Borr 型進行胃癌

ノイズ

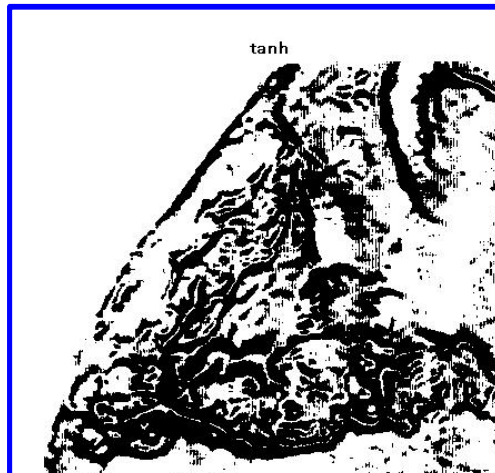


Prewitt



Sobel

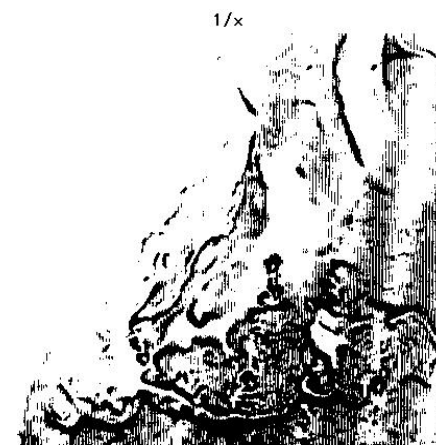
適応微分フィルタ処理



$\log(\cosh(x))$

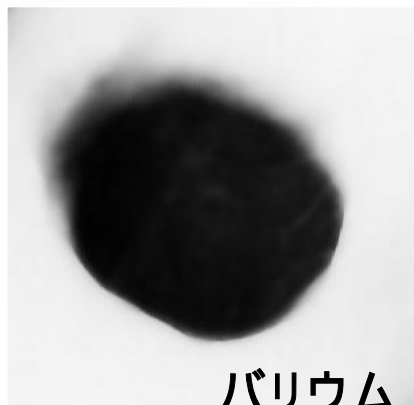


$\log(x)$



$-1/x$

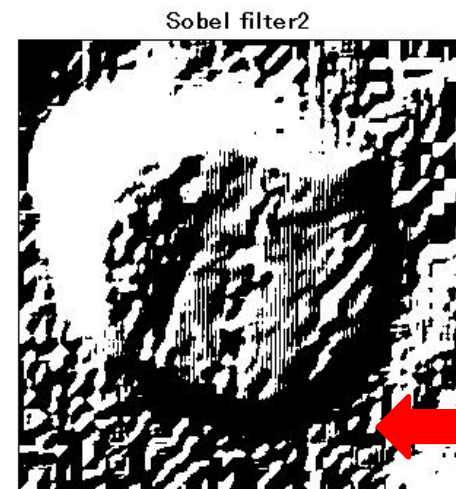
適用症例 3.



原画像 バリウム
粘膜下腫瘍



Prewitt



Sobel

ノイズ

適応微分フィルタ処理

| | | |
|--|---|---|
|  <p>tanh</p> |  <p>log(x)</p> |  <p>1/x</p> <p>-1/x</p> |
| <p>log(cosh(x))</p> | | |

結果

適応微分フィルタと既存フィルタとのエッジ強調効果の比較

適応微分フィルタにおいて次の結果を得た。

[検証例11例で8例に良好な結果を得た]

- (1) 胃輪郭線の描出。
- (2) 病態により変化する部分の抽出と、変化のない部分の消去。
(粘膜の不整に隆起部分の描出と正常粘膜)
- (3) 読影時に障害となる陰影の除去。
(脊椎や肋骨などの骨陰影, 乳房・脂肪層・筋肉などの軟部組織, 腸管内ガス像, グリッド線など)。
- (4) 線の太まり(他の手法も同じ)が認められた。

考察

エッジ強調処理とノイズ除去について

既存の微分フィルタでは不可能であった、**画像ノイズとなる胃の外部陰影や内部粘膜模様を消去することが可能となった(有益な検証結果を得た)**。

理由

- ・既存微分フィルタ(ソーベルフィルタやレビットフィルタなど)

フィルタ関数が固定され周辺8近傍の画素値をもとに新しい画素値を決定。

- ・適応微分フィルタ

もとの画素値のみを参考に非線形輝度関数により処理後の新しい画素値を算出。

設計パラメータ(x, y)があり、これを任意に設定することができる。

まとめと今後の展望

適応微分フィルタを用いたエッジ強調処理の有用性

- (1) **適応微分フィルタを用いたエッジ強調処理の手法**(~)は、胃の外陰影や粘膜模様を消去し、注目する病変を検出する手段として有効であることが示唆された。



Bilateral filter によるノイズ除去

適応微分フィルタ による**エッジ強調**

判別閾値法(大津の方法)により2値化処理

- (2) 本検証を行う前に既存フィルタの性能を比較検討した結果、キャニー法が一番良くエッジを抽出していた。しかし、1次微分フィルタ同様、胃背景陰影などは消去できない結果となった。

また、ラプラシアンフィルタにおいては、現時点では胃形や粘膜構造の抽出には**不適**であると考えられる。

- (3) 今後は、今回実装し検証した**適応微分フィルタ**による**エッジ抽出法**を利用し、胃全体像より異常所見を抽出するプログラムの開発を進めていきたい。

謝辞

今回、この研究を行う上で症例写真の一部は

九州がんセンター

「消化管医用画像データベース」

より許可を得て使用させていただいております。

この研究を行うにあたり、“**学術発展のために**”と快く症例画像を提供していただいた**牛尾恭輔院長**ならびにデータベースを管理されている**安藤様**に、この場をお借りしてお礼を申し上げます。