

画像通信

Vol. 14 No. 1 (通巻26)

目 次

☆ 第29回画像部会（京都）案内

総 会

特別講演

—— 胸部X線画像のコンピュータ診断支援 ——

大阪大学 田村進一 教授

☆ 「画像について語ろう」

—— 画像・なんでも相談室 ——

☆ 第30回画像部会（熊本）予告

☆ 画像セミナー開催予告

☆ 画像セミナー（第5回画像リフレッシャー・スクール）講演資料

国立循環器病センター研究所 柳原圭雄

1991年4月

社団法人 日本放射線技術学会
画 像 部 会

〒604 京都市中京区西ノ京北壱井町88
二条プラザ内

第30回 画像部会予告

日 時 : 1991年10月25日(金) 10:00 ~

場 所 : 熊本市民会館

プログラム : ① 教育講演

未 定

② 専門委員会・画像管理システム班報告会

画像セミナー開催予告

第6回画像リフレッシャー・スクールの画像セミナーを開催します。

開催日程は8月下旬3日間の予定です。案内の詳細は、おって学会誌に掲載します。

第29回画像部会のご案内

日 時 : 1991年4月4日(木) 15:30 ~ 18:00

場 所 : 京都パークホテル (第2会場 バッキンガム東)

プログラム : (1) 総 会 15:30 ~ 15:40

事業報告・事業計画

(2) 特別講演 15:40 ~ 17:10

座長 大阪大学医療技術短期大学部 山下一也

「胸部X線画像のコンピュータ診断支援」

大阪大学医学部附属病院バイオメディカル教育研究センター教授

田村進一

(3) 画像について語ろう 17:10 ~ 18:00

司会 山口大学 大塚昭義

「画像・何でも相談室」

宮崎医科大学 稲津博

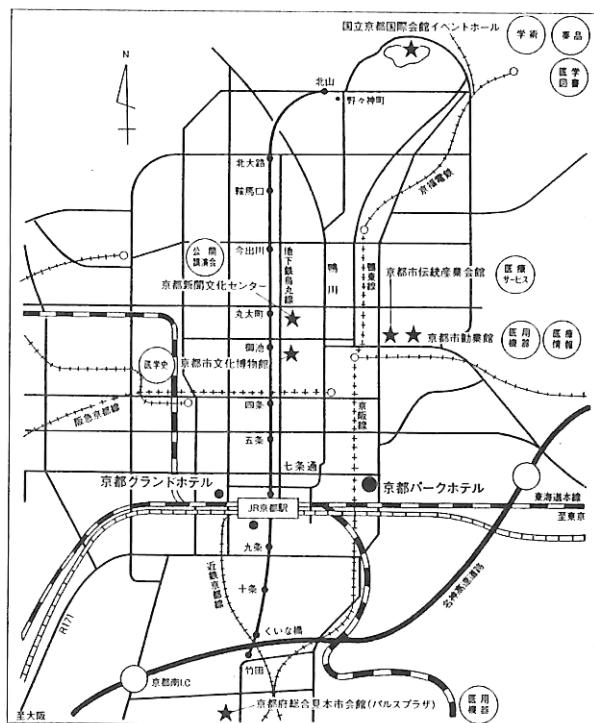
広島大学 小寺吉衛

大阪市大 畑川政勝

岐阜工業高等専門学校 藤田広志

国立福知山病院 若松孝司

会場案内図



平成 2 年度 事 業 報 告

1. 第 27 回画像部会開催 平成 2 年 4 月 4 日
会場：神戸国際会議場 参加者：210 名
 - (1) 総会開催
画像部会部会長に山下一也を再選
 - (2) 画像について語ろう：画像シンポジウム「画像の心理的・主観的評価を考える」
座長 若松孝司
演者 久米祐司、川村義彦、松浦博文、前田 要、岡田弘治
 - (3) 講演：「放射線像についての研究をすすめるための私の考え方」
シカゴ大学教授 土 井 邦 雄
2. 第 5 回画像リフレッシャースクールの開催 平成 2 年 8 月 24, 25, 26 日
会場：関西地区大学セミナー・ハウス 参加者：23 名
テーマ「アナログ画像からデジタル画像へ、その解析と処理」
講師 桂川茂彦、藤田広志、柳原圭雄、稻邑清也
3. 第 28 回画像部会開催 平成 2 年 11 月 9 日
会場：富山県民会館 参加者：260 名
 - (1) 教育講演「画像保管の現状と将来展望」
富山医科大学病院 倉 西 誠
 - (2) 画像討論会「アナログ画像対デジタル画像」
司会 山下一也、津田元久
演者 大塚昭義、小寺吉衛、小水 満、段床嘉晴、藤田広志、若松孝司
4. 画像通信の発行：Vol. 13 No.1 (24)、No.2 (25) 計 2 回
5. 常任委員会 4 回開催 (4 月 4 日、8 月 1 日、8 月 24 日、11 月 9 日)
6. 全国委員会 2 回開催 (6 月 16 日、2 月 2 日)

平成 3 年度 事 業 計 画 案

1. 第 29 回画像部会 平成 3 年 4 月 4 日

会場：京都パークホテル

(1) 教育講演「胸部 X 線画像のコンピュータ診断支援」

大阪大学医学部教授 田 村 進 一

(2) 画像について語ろう：「画像・何でも相談室」

2. 第 30 回画像部会 平成 3 年 10 月 25 日

会場：熊本市民会館

教育講演（未定）

専門委員会・画像管理システム班報告会

3. 第 6 回画像リフレッシャースクール 平成 3 年 8 月（日程未定）

開催地：東京または名古屋（予定）

4. 画像通信：4 月、10 月 2 回発行

5. 委員会：2 回、常任委員会：6 回 開催予定

胸部X線画像のコンピュータ診断支援

大阪大学医学部 田 村 進 一

コンピュータによる画像診断支援システムをつくるとすれば、人間のような賢いシステムをつくることが一つの目標となろう。しかしながら、現在の技術では人に完全に置き替わるシステムを工学的に実現することは不可能である。そこで、放射線科医に完全に置き替わるのではなく、その診断を助ける診断支援(C.A.D.; Computer Aided Diagnosis)システムを作ることが現実的なアプローチとなる。その際には、ヒトの目はどのようにモノを見ているか、あるいは診断プロセスはどのようにになっているかなどを知ることが有益な示唆を与えてくれるであろう。

ヒトの目には限られた資源を有効に使うべく、効率よく対象の特徴を抽出・認識できるような種々の仕掛けがある。ときにはこれが逆に錯視を生じさせることもあるが、多くの場合うまく働く。たとえば、床屋の回転ポールを見たとき、それは回転しているのではなく、ポールが上に登って行くように見える。また、ある環境ではエッジのないところに主観的輪郭が生じて来る。これらは少ない手掛かりから対象を推定しようとする仕組みの一端を表しており、ニューラルネットワークのエネルギー最小化アプローチによりシミュレーション可能である。またヒトの視覚は、2次統計量まで同じテキスチャは区別できない、などの特性をもつ。これらは、普通の人があまり意識せずにものを見る場合の特性である。このレベルの処理は並列処理が基本であり、初期処理といわれる範ちゅうの処理である。これらは計算機によるシミュレーションが比較的簡単である。

一方、訓練をうけた放射線科医はX線画像をみたとき、過去の経験や知識から深く画像を“読み”、診断を下すことになる。この際には、考えながら処理を進めることが多く、逐次的処理が多く含まれるようになってくる。逐次的処理を用いると時間は掛るが、2次統計量の差は識別可能となる。しかしながら、このレベルの処理は処理アルゴリズムがまだ十分解明されていない部分が多く、今後の研究に待つ必要がある。

我々は、ヒトの視覚を手本とした胸部X線画像からの特徴抽出と診断支援の研究を行っている。ヒトの視覚では、たとえば7オクタープの広い範囲にわたる種々の大きさのラプラシアンガウシアン状フィルタをもとに、全方向にわたる種々の大きさの方向性検出器などが構成されている。これにならい、陰影抽出は第一次視覚野における単純型特徴抽出細胞と同じく、ラプラシアン・ガウシアン・フィルタを基本とする方向性検出器により構成した。これにより、微かな陰影、とくに線状影を抽出することができた。個々の陰影の抽出の正しさに関してはあいまいさを多く含むため人間でも識別困難である。しかしながら、これらの抽出特徴を統合すれば、正常、結節影、線状影、網状影の識別・分類ができることがわかった。これらをもとに高次特徴を用いる、より高度な認識へ向けての研究を行いつつある。これらの手法は従来の周波数処理に対して、構造的アプローチといえよう。

論文

X線映画撮影法を用いた冠動脈造影図における血管径計測のための フィルタの基礎的検討

正員 柳原 圭雄[†] 正員 菅原 徹雄[†] 正員 宇山 親雄[†]

Detection of Blood Vessels on Coronary Cineangiograms

Yosio YANAGIHARA[†], Tetsuo SUGAHARA[†] and Chikao UYAMA[†], Members

あらまし 心臓に栄養を送る血管である冠動脈に狭窄(さく)が生じると心臓の機能が低下する。狭窄の診断のためには血管径の測定が必要である。現状では、X線映画撮影法を用いた冠動脈造影図が、血管の走行をもとえることができることから有用な診断手段である。しかしながらシネフィルムから計算機入力した像を対象とした血管壁の抽出アルゴリズムはまだ確立していない。本論文では種々の径の血管ファントムを撮影したシネフィルムを対象として、いくつかのフィルタを使用して精度などの基礎的検討を行った。定量的評価として%変動係数および1次回帰式を用いた。1次微分および2次微分フィルタなどに比べて2次微分ガウスフィルタおよびエントロビーフィルタは%変動係数がおよそ1/2であることが示された。1次回帰式の係数の比較においては微分値の加重和やエントロピーを用いたフィルタの場合のそれのY切片が0付近にあることが示され、これらフィルタを適用すると測定誤差が少ないことが明らかになった。エントロビーフィルタを1枚の冠動脈造影像に適用し、得られた血管壁は一放射線科医の判断と一致した。全体的な評価として今回行った実験で使用したフィルタの中ではエントロピーを用いるフィルタが良い結果を与えている。

1. まえがき

心外膜表面を走行する冠動脈は心臓に栄養を送る重要な血管である。冠動脈の重要な病変としては狭窄が挙げられる。狭窄は何らかの原因で血管径が狭まり血液が流れにくくなる状態である。冠動脈に狭窄が生じると心臓の機能が低下し、最悪の場合には死にいたる。狭窄の診断のためには狭窄の有無の外に狭窄の度合を調べることが重要であり、血管径の測定が不可欠である。それらの評価のため臨床では、血管の走行もわかり、その時間変化をとらえることができる血管造影X線映画撮影像(図1)が用いられている。目視における狭窄の度合の評価は7段階分類⁽¹⁾で表現される。しかしながら7段階評価は目視による判断ということもあってその判定の精度はよくないのが現状であり、予後の予測や病態の把握を行うためには精度の高い狭窄の度合を測定する方法の開発が望まれている。

シネフィルム像を対象とした血管壁の抽出アルゴリ

ズムはまだ確立していないが、種々の報告がなされている^{(2)~(6)}。シネフィルム像にはX線の散乱線が像の劣化要因として大きな影響を与えているが、散乱過程を含んだ数学的モデルを作成することは生体組織が複雑なことから困難である。通常よく用いられるのが、1次微分、2次微分またはそれらの加重和の最大値を利用して血管壁の位置を推定する方法である。これらは前処理であるスムージングによる影響を受けやすく精度を評価する際に問題が残る。

図1に示したフィルムのはば全画面をビデオカメラで512×480画素で入力すると、血管径は太いところでおよそ10~20画素である。この解像度では画素単位で血管壁を決定することを考えた場合、片壁で入力時に1画素の誤差が避けられず、それによる誤差は10~20%になる。更に処理自身の誤差が加わるため、7段階分類さえ正確に求められない可能性がある。この点から入力時で血管径がおよそ100画素以上になるよう拡大入力する必要がある。これ以上にシネフィルム像を拡大するとフィルム面上の粒状成分が現れるために解析が難しくなる。

本論文ではX線映画撮影法による血管造影図を対象

† 国立循環器病センター研究所、吹田市
Department of Investigative Radiology, National Cardiovascular Center Research Institute, Suita-shi, 565 Japan



図1 血管造影シネX線撮影像
Fig. 1 Coronary cineangiogram.

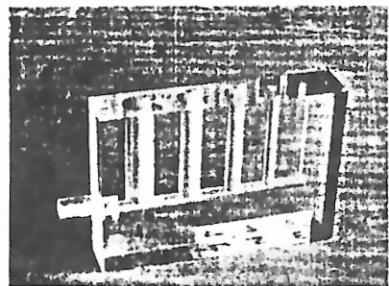


図2 血管ファントム
Fig. 2 Vessel phantom.

に冠動脈径の測定を行うに先立ち、投影面形状からの血管壁の抽出・径計測を目的としていくつかのフィルタを適用して、それらの性能の比較検討を行う。フィルタとして①1次微分、②2次微分、③1次微分と2次微分の加重和、④2次微分ガウス、⑤エントロピー、⑥エントロピーガウスの6種類を比較の対象とする。

実験では撮影X線のエネルギーを84 kVと60 kVに設定した。低いエネルギーX線で撮影された像では、組織による吸収率の違いからコントラストがつきやすく、また散乱線のエネルギーも低いことからグリッドによって散乱線が除去されやすいのでコントラストのついた像が得られる。血管造影図上の雑音はX線の散乱線が主な原因であるが、現在のところ数学的解明が難しくSN比を特定することができないため、雑音の多少を画像に表現するために先に述べた2電圧によって撮影した。すなわち高電圧X線を用いた像是散乱線が多くなり従って雑音成分が高くなる。

2. 実験方法

撮影対象は、径が1 mm, 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm の穴をあけたアクリル製模型である(図2:100×70×20 mm)。このアクリル製模型を血管ファントムと呼ぶ。血管ファントムに造影剤を注入してX線管電圧が84 kVと60 kVで撮影した。臨床検査において冠動脈撮影で使われている管電圧は、子供か大人か、体重の軽い患者か重い患者かで異なるが、60 kV位から84 kV位までである。実験では散乱線の影響の最小最大の管電圧として60 kVと84 kVの2種類を用いた。撮影の際、3 mm, 5 mm, 7 mm の径に対しては造影剤の濃度を25%, 50%, 75%, 100%の4種類を用いた[†]。1 mm, 2 mm の径に対しては濃度100%の造影剤を注入したときのみ撮影した。また撮影に際しては人体胸部をX線が通過するとき受ける減衰量に等価な水の層をファントムと共にいた。

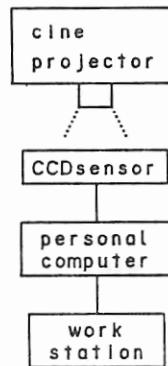


図3 実験システム装置構成
Fig. 3 Hardware system for experiment.

図3に装置の構成を示す。ファントムを撮影したシネフィルムをシネプロジェクタで拡大投影し、その濃淡画像を512画素のラインCCDにより10 bitで量子化した。ラインCCDは血管軸に垂直におき、各径、各造影剤の像に対して血管軸方向にずらしながら32箇所の断面データをパーソナルコンピュータ(パソコン7)により入力した。これらのデータをワークステーション(アポロDN460)に転送し、辺縁の設定と径の計測を行った。図4に代表的な径および濃度における血管ファントム像の断面データを示す。

図5にワークステーション上での自動径計測のソフトウェア構成を示す。将来、血管を追跡しながら壁を抽出するシステムに組込むことを考えて、断面のこう配を自動識別する方法を用いた。方法は以下のとおりである。入力データに幅60画素の移動平均で平滑化を

† 使用した造影剤は「76% ウログラフィン」である。論文中では造影剤を希釈せずに用いたときは100%濃度、1:1で希釈したときは50%濃度等と表現する。生体中では血液によって希釈されその濃度はおよそ75~100%の間にあり流れに従い薄くなる。

行い参照カーブを作る。参照カーブ上で中央付近にあるピークを血管の一部であると認識する。そこを始点として片側の方向に形状を追跡し、最大濃度値と最小濃度値の平均より低くかつ再び濃度が上がる点で追跡を終え、そこまでを血管部と認識する。これを逆の方向にも行う。血管部と認識された区間内の元のデータに対するフィルタの出力を各フィルタの特性に従って調べ壁を決定する。

比較の対象とした評価値は、1. 各径の血管ファントムを対象にフィルタの適用により測定された径の平均値と、標準偏差を平均値で除し 100 を乗じた%変動係数、2. フィルタ適用により得られた血管ファントムの

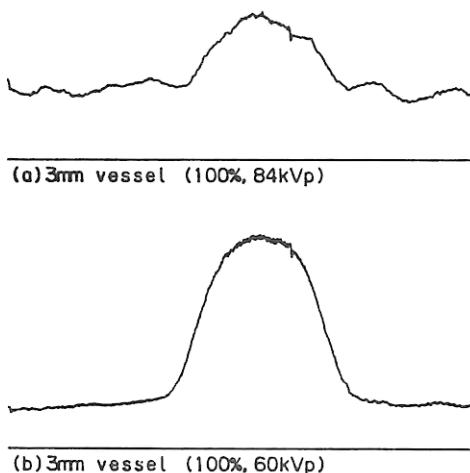


図4 造影シネX線撮影像の入力断面データ
(括弧内は造影剤濃度とX線強度を表す)

Fig. 4 Transversal density curves of vessel phantom on cineangiogram.

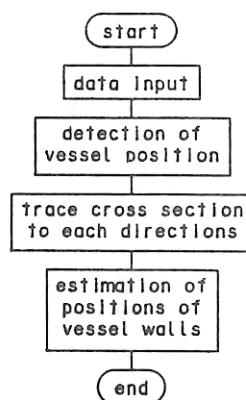


図5 実験ソフトウェア構成

Fig. 5 Flow chart for detecting a vessel edge.

径の測定値 x と実際の径 y との関係を一次回帰式 $y = ax + b$ で表したときのこう配と Y 切片、である。評価基準は%変動係数が小さいこと、傾き a が各濃度で一定であること、 Y 切片 b が 0 であることである。%変動係数が小さいことは雑音などの影響による計測誤差が少ないことを表す。 Y 切片が 0 に近いことは血管に沿ってあるいは時間経過と共に径の変化率を求めるときの誤差が小さいことを意味する。

実験では相対値での評価を行うことに限ったのは次の理由による。X線の散乱線による影響等から、X線像上で正確にどこからどこまでがファントムであるかを特定することはできず、そのため計算機上で表現された画像でもファントムの径に相当する画素数を決定することが難しい。また人体の撮影を考えた場合、被検者によって冠動脈とフィルム面との距離が変わることや体内には正確な較(こう)正用スケールがないことなどから実際に絶対径は測定し得ない。更に診断には血管径の変化率(すなわち狭窄率)が重要である。

3. 血管壁検出法

フィルタとして、1次微分フィルタ、2次微分フィルタ、1次微分と2次微分の加重和フィルタ、2次微分ガウスフィルタ、エントロピーフィルタ、および改良型のエントロピーガウスフィルタを用いる。以下に各フィルタの式と血管壁の検出基準について説明する。

便宜的な記法として入力データを $d[i]$ 、平滑化データを $a[i]$ 、出力データを $g[i]$ とし、断わらない限りウィンドの幅を $2w+1$ とする。図6には血管の断面の模式図と各フィルタにより検出された位置関係を示す。

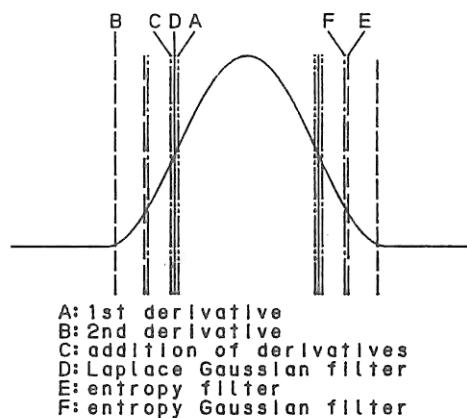


図6 血管断面濃度値に対する各フィルタの出力

Fig. 6 Edge detection by different filters.

3.1 1次微分フィルタ

入力データに加重平均を施し、隣合う点の濃度値の差を求める。血管壁は傾きの最大となる位置と定義する。

$$a[i] = \sum_{j=-w}^w (d[i+j] * (w+1-|j|)) / \sum_{j=-w}^w (w+1-|j|) \quad (1)$$

$$g[i] = a[i] - a[i-1]$$

1次微分と平滑化処理の関係は次のように説明される。入力データそのものに1次微分を適用すると雑音の影響を受けやすいため、何らかの雑音除去処理・平滑処理が必要である。平滑処理に移動平均を用いた場合、1次微分は入力データに対して次の式で表される。

$$g[i] = (d[i+w] - d[i-w-1]) / (2 * w + 1) \quad (2)$$

1次微分を2点の値のみで求めるために、雑音の影響を受けやすい。加重平均の場合、入力データに対して式(3)で表される。

$$g[i] = (\sum_{j=0}^w d[i+j] - \sum_{j=-w-1}^{-1} d[i+j]) / (w+1)^2 \quad (3)$$

1次微分を*i*の両側の画素の平均で求めるため、特にランダム雑音などの雑音除去の効果が大きい。

3.2 2次微分フィルタ

入力データに加重平均を施し、各点での2次微分を計算する。血管壁は2次微分の値が最大となる位置と定義する。

$$a[i] = \sum_{j=-w}^w (d[i+j] * (w+1-|j|)) / \sum_{j=-w}^w (w+1-|j|) \quad (4)$$

$$g[i] = a[i+1] - 2 * a[i] + a[i-1]$$

式(4)を展開すると式(5)に示すように、3点の入力データから出力を求ることになるため、雑音の影響を受けやすい。

$$g[i] = (d[i-w-1] - 2 * d[i] + d[i+w+1]) / (w+1)^2 \quad (5)$$

3.3 1次微分と2次微分の加重和フィルタ

上で示した1次微分フィルタの出力 $g_1[i]$ と2次微分フィルタの出力 $g_2[i]$ の加重和が最大となる位置を求め、血管壁と定義する。

$$g[i] = g_1[i] + w2 * g_2[i]$$

$w2$ は1次微分と2次微分のそれぞれの最大値がほぼ同じになるように5に設定した。

3.4 2次微分ガウスフィルタ

入力データにガウスフィルタをかけて平滑化を行う。この結果に対する2次微分の出力が0と交差する位置を壁とする。Gをガウス記号とするとこのフィルタは次式で表される。

$$g[i] = \nabla^2 G d[i] \quad (6)$$

プログラムでは、田村ら⁽⁷⁾の提案によるウィンド幅 w で正規化された式(7)を用いた。

$$g[i] = \sum_{j=-3w}^{3w} d[i+j] \frac{1}{\delta^3} (j^2 - \delta^2) \exp\left(-\frac{j^2}{2\delta^2}\right) \quad (7)$$

$$w = 2\delta$$

積和の範囲を $-3w \sim 3w$ としたのは中心から $3w$ 離れると \exp 関数が0に近づき、それ以上広い範囲の計算は不要となるからである。

このフィルタの最小検出幅は w である⁽⁷⁾。すなわち w より狭い対象は検出できない。また、式(7)で一点のフィルタ出力を求めるには平滑化の際に $6w$ の範囲の入力データを使うため2本の血管が近接した場合に2本の血管を分離することが難しくなる。

3.5 エントロピーフィルタ

入力データに対して以下に定義するエントロピーを求めてその値が最小となる位置を壁とする⁽⁸⁾。

$$g[i] = - \sum_{j=-w}^w (d[i+j]/P) \log(d[i+j]/P) \quad (8)$$

$$P = \sum_{j=-w}^w d[i+j]$$

このフィルタは血管断面の濃度曲線のすそ野に近い位置を壁と決定するので他の方法と比較して視覚判断に非常に近い。

しかし、このフィルタは断面形状を把握して値を出すのではないため、バーストのような雑音に反応することがある。実験ではあらかじめ、重み付き平滑化を行った。また入力データに0を含んではならないという制約や、バイアス変動の影響を受けやすい欠点がある。

3.6 エントロピーガウスフィルタ

入力データにガウスフィルタをかけた結果にエントロピーフィルタをかける方法である。得られた値の最小の位置を壁とする。血管壁を検出する機能としては2次微分ガウスフィルタと変わらないが、エントロピーフィルタがすそ野付近を壁と判定する特性を使うものである。このフィルタは両者の長所を兼ね合わせるが両者の欠点も同様にもつ。

4. 実験結果および検討

各フィルタの性能の評価値として、各径の血管ファントム像に対してフィルタを適用し、得られた計測結果の平均値と%変動係数を求めた。%変動係数を用いたのは血管径の評価では絶対値としての径の変化よりも相対値としての径の変化が必要であるからである。また、各径の平均値と血管ファントム径の関係を最小2乗法により直線近似(1次回帰式)し、直線の傾きとY切片を求めた。説明の都合上3.で述べたフィルタに①から⑥の記号を順に割り当てる(①1次微分、②2次微分、③1次微分と2次微分の加重和、④2次微分ガウス、⑤エントロピー、⑥エントロピーガウス)。

図7にX線管電圧60 kVで撮影した画像に各フィル

タを適用して得られた血管径の平均値と%変動係数のグラフを、図8に84 kV X線におけるそれらのグラフを示す。○と実線が造影剤濃度100%のときの結果を示している。実験方法の項で記したように、血管ファントム径が1 mmと2 mmについて100%濃度の像のみフィルタ処理を行った。但し、X線管電圧84 kVにおける1 mm径のファントム像は散乱線による影響が大きく、フィルタの適用が不可能であったので結果の表示は行わなかった。□と破線が濃度75%のときの結果を、◇と1点鎖線が濃度50%のときの結果を、△と2点鎖線が濃度25%のときの結果をそれぞれ示している。

X線管電圧が60 kV時の画像は84 kV時のそれと比べて散乱線の影響が少ないのでいずれのフィルタの出力も84 kV時より安定している。各造影剤濃度での計

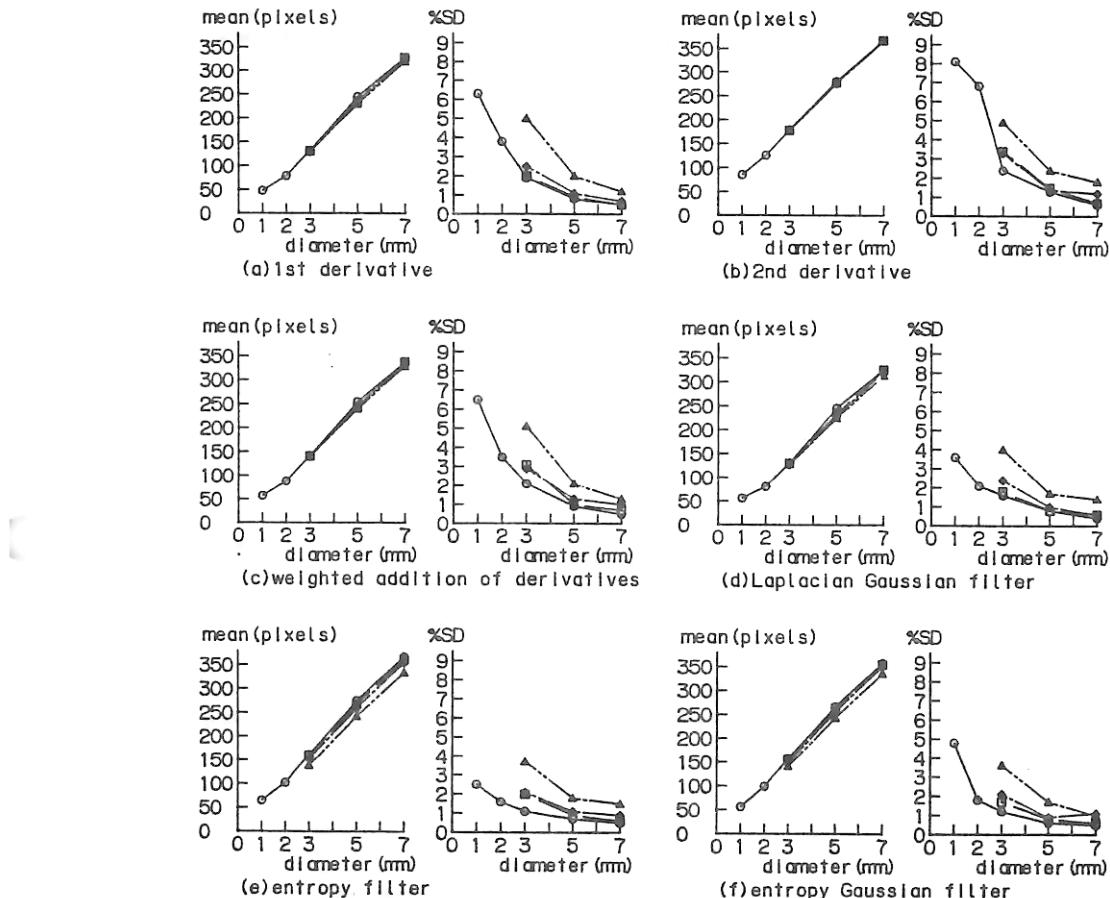


図7 管電圧60 kVのX線像における各フィルタ出力の平均値と%変動係数(造影剤濃度:100%(○), 75%(□), 50%(◇), 25%(△))

Fig. 7 Mean values and %SD's of filters' outputs on 60 kV X-ray energy images.

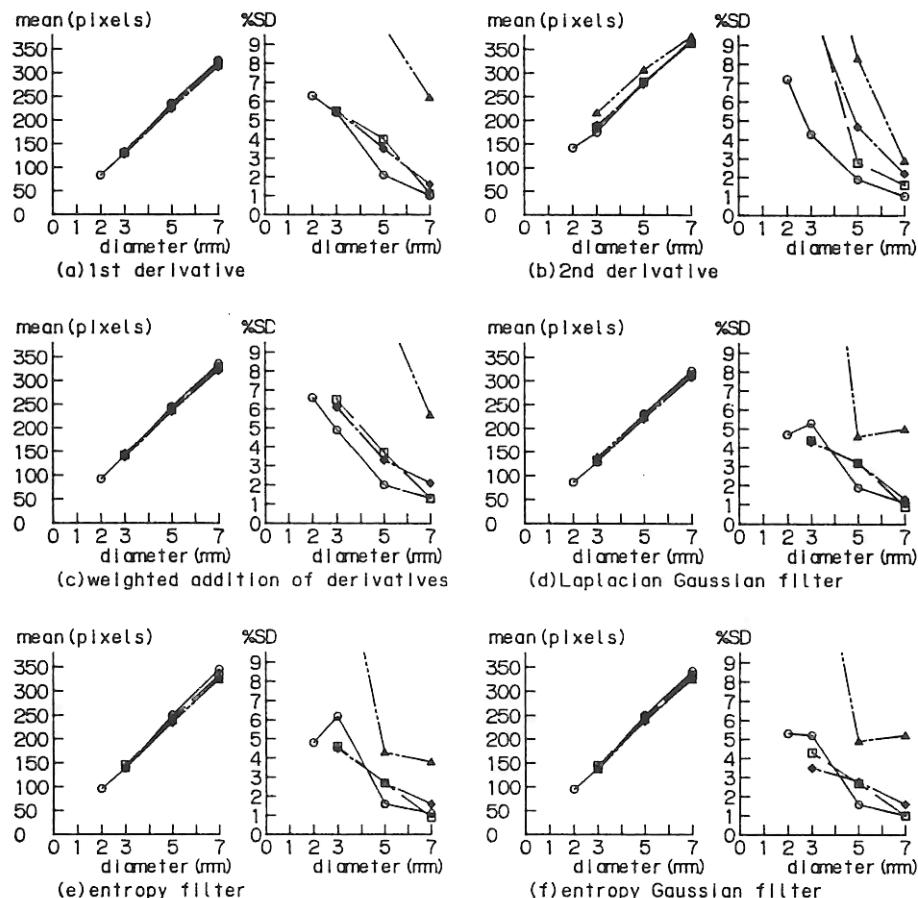


図8 管電圧 84 kV のX線像における各フィルタ出力の平均値

と%変動係数

(造影剤濃度: 100 % (○), 75 % (□),

50 % (◇),

25 % (△))

Fig. 8 Mean values and %SD's of filters' outputs on 84 kV

X-ray energy images.

測結果をみるとフィルタ①②③を適用した結果はフィルタ④⑤⑥の適用結果より平均値のばらつきが小さい。しかし%変動係数で評価した場合④⑤⑥の%変動係数が①②③のそれのおよそ 1/2 から 1/3 であるため計測時の誤差が少ない。更に 1 mm 径のような細い対象においても%変動係数が小さいことは計測精度を上げるのに有用である。また 1 枚の冠動脈造影像では場所による造影剤濃度の変化は小さいと考えられるから造影剤濃度の違いによる出力の差よりも%変動係数が小さいことが重要である。

次にX線管電圧が 84 kV の場合について検討する。図8でいずれのフィルタの結果においても%変動係数がX線管電圧 60 kV の場合より大きい。血管ファントムの径が 5 mm 以上では④⑤⑥は造影剤濃度がいずれの場

合も①②③より%変動係数が小さく、特に造影剤濃度 25 % においても 5 % 以下にある。④⑤⑥は径が 3 mm 以下の場合、造影剤濃度が 50 % 以上のときに 5~6 % 内にある。臨床検査で得られる冠動脈造影シネフィルム像を対象とした管径計測に際しては血管径と造影剤濃度により計測精度が悪くなることに注意を要する。

表1にX線管電圧 60 kV 時の像に各フィルタを適用して得られた径の平均値とファントムの血管径との関係を1次回帰式で表し、その傾きとY切片をそれぞれ示す。表2には同様にしてX線管電圧が 84 kV 時の像を対象としたときの結果を示す。X線管電圧 60 kV 時と 84 kV 時のどちらの場合も濃度が低いほど傾きが小さくなっているが、管電圧が 84 kV 時の方がその傾向は顕著である。Y切片でみた場合図6で示した血管径

表1 1次回帰曲線の傾きとY切片(60 kV)

フィルタ	濃度(%)	傾き(画素/mm)	Y切片(画素)
1次微分	100	48.5	-8.3
	75	49.2	-14.3
	50	49.4	-17.3
	25	49.8	-7.7
2次微分	100	47.9	35.2
	75	48.2	32.7
	50	47.8	35.4
	25	46.7	40.8
1次微分と2次微分の加重和	100	48.6	1.0
	75	49.2	-4.7
	50	49.3	-6.6
	25	46.9	1.7
エントロピーガウス	100	47.4	-2.5
	75	49.1	-16.3
	50	49.0	-18.8
	25	46.5	-11.0
エントロピー	100	51.7	8.0
	75	50.2	12.5
	50	50.2	4.4
	25	48.8	-6.2
エントロピーガウス	100	51.3	3.0
	75	49.7	9.6
	50	50.1	1.9
	25	48.4	-2.4

表2 1次回帰曲線の傾きとY切片(84 kV)

フィルタ	濃度(%)	傾き(画素/mm)	Y切片(画素)
1次微分	100	49.1	-15.1
	75	47.0	-7.9
	50	46.0	-8.7
	25	44.8	2.1
2次微分	100	46.7	43.6
	75	44.8	53.1
	50	45.1	53.8
	25	40.3	99.1
1次微分と2次微分の加重和	100	49.1	-5.0
	75	46.7	2.7
	50	45.8	1.8
	25	44.8	12.2
2次微分ガウス	100	47.8	-11.1
	75	45.6	-4.5
	50	44.8	-5.2
	25	43.1	11.2
エントロピー	100	50.6	-7.5
	75	46.9	6.6
	50	46.8	-0.9
	25	46.3	1.1
エントロピーガウス	100	50.3	-6.9
	75	47.0	6.2
	50	47.1	-0.4
	25	47.2	-2.2

の大小関係をほぼ保っている。造影剤濃度 25 % では径が小さいことにより壁位置検出の誤差が増えているた

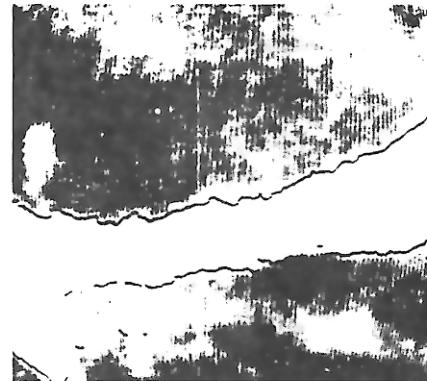


図9 狹窄部の拡大像とエントロピー・フィルタの出力表示
Fig. 9 Magnified cineangiogram (2×2 mm on film) of stenosed coronary artery and edges detected by entropy filter.

めその順序が入れ換わっているところがある。

1次回帰式の係数とX線エネルギーの値、造影剤濃度、適用したフィルタの間には規則的な関係は見い出せなかった。Y切片についてはフィルタ③⑤⑥の処理結果がいづれの撮影X線管電圧においても0に近い値をもつ。これは実際の血管造影像を対象にした血管の狭窄率を求めるときには適用しうるフィルタであることを示している。

以上総合すると血管ファントム像を対象として血管径を求めるに適したフィルタはエントロピーそしてエントロピー・ガウス・フィルタであることが明らかとなつた。最後にこれらフィルタを冠動脈造影シネフィルム像に適用したときどの程度有効かを確かめた。図9には拡大した冠動脈造影図にエントロピー・フィルタを適用した結果を示す。この図は原フィルム面上において2×2 mm の大きさに相当する。分枝部付近を除けば全体として著者の1人である放射線医の判断と一致した。

5. むすび

冠動脈造影X線シネフィルム像を対象に血管径計測を行いうに先立ち血管ファントムを用いていくつかのフィルタの計測精度について基礎的検討を行った。比較したフィルタは①1次微分、②2次微分、③1次微分と2次微分の加重和、④2次微分ガウス、⑤エントロピー、⑥エントロピー・ガウスである。フィルタの評価には、各径の血管ファントム像を処理して得られた血管径の平均値と%変動係数および各径の平均値をもとに求めた1次回帰式の係数(傾きとY切片)を用いた。

誤差の指標となる%変動係数でみると微分を使うフィ

ルタよりも2次微分ガウス④やエントロピーを用いるフィルタ⑤⑥の方がX線のエネルギーにかかわらず全体的に良いことが示された。後者の%変動係数は前者のおよそ1/2~1/3である。

血管ファントム径とフィルタ処理により得られた計測血管径の関係を1次回帰式で表してY切片を求めた。この値は相対的な径変化率を求めるときの誤差の指標として有効と考えられるが、1次微分と2次微分の加重和③やエントロピーを用いるフィルタ⑤⑥を適用した結果から得られたY切片は他のフィルタのそれより0に近いことが明らかとなった。径の値の変化のみを得るのであれば他のフィルタにおいても一定値を加えることにより測定径の誤差を少なくすることができるが、血管の微小な形状をとらえるにはY切片が0に近いことが必要と思われる。

以上の結果を総合すると血管ファントムのX線造影像から血管径を測定するに適したフィルタはエントロピーフィルタとエントロピーガウスフィルタであり、また径が過少評価される欠点はあるが2次微分ガウスフィルタがそれらについて適したフィルタであるとの結果が得られた。

試みに冠動脈造影像にエントロピーフィルタを適用した結果、血管辺縁の検出は分枝部付近を除いて的確になれることがわかった。本論文での結論は血管ファントム像を対象として検討した結果得られた結論であって、冠動脈造影シネフィルム像にフィルタを適用する際には、分枝部付近での誤検出などのような問題点を解決しなければならない。冠動脈造影シネフィルム像にフィルタを適用して生ずる問題点については今後引き続き検討したい。

謝辞 有益な御助言を頂いた国立循環器病センター放射線診療部若松孝司副技師長に感謝いたします。本研究の一部は、文部省科研費(奨励研究(A))による。

文 献

- (1) W. G. Austen, et al.: "A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease", *Circulation*, 51, pp. 7-40 (1975).
- (2) J. H. C. Reiber, et al.: "Coronary artery dimensions from cineangiograms", *IEEE Trans. Medical Imaging*, MI-3, 3, pp. 131-141 (Sept. 1984).
- (3) J. H. C. Reiber, et al.: "Assessment of short-, medium-, and long-term variations in arterial dimensions from computer-assisted quantitation of coronary cineangiograms", *Circulation*, 71, 2, pp. 280-288 (1985).
- (4) B. G. Brown, et al.: "Quantitative computer techniques for analyzing coronary arteriograms", *Progress in*

Cardiovascular Diseases, XXVIII, 6, pp. 403-418 (May/June 1986).

- (5) 菅原徹雄, 浜田星記, ほか: "X線映画法を用いた血管径計測法の精度", 第27回日本脈管学会総会予稿集C3-31(昭61年).
- (6) 菅原徹雄, 柳原圭雄: "冠動脈造影図を用いた冠動脈狭窄性病変定量的評価のための基礎的検討", 医用電子と生体工学, 25, 特別号, p. 408(昭62年).
- (7) 田村進一, 岡本恭一, 篠島謙次: "眼底写真における血管追跡", 信学技報, IE86-10 (1986-05).
- (8) A. Siozaki: "Edge extraction using entropy operator", *Computer Vision, Graphics & Image Process.*, 36, 1, pp. 1-9 (1986).

(昭和62年9月21日受付, 63年1月8日再受付)

柳原 圭雄



昭54愛媛大・工・電子卒, 昭59阪大大学院・基礎工・情報・博士課程了, 工博, 昭60国立循環器病センター研究所勤務, 医用画像処理および解析の研究に従事, パターン認識・画像処理・人工知能に興味をもつ, 共著「人工知能の世界」, 「FAのための画像処理技術」, ほか, 情報処理学会, 日本ME学会各会員。

菅原 徹雄



昭46大阪医科大卒, 放射線医学および循環器学を専攻, 昭58大分医科大放射線科講師, 昭60国立循環器病センター研究所室長, 医博, cinedensitometryによる血流量測定, X線画像, 特に冠動脈造影図の画像計測処理の研究に従事, ME学会, 放射線学会, 循環器学会, 脈管学会各会員。

宇山 親雄



昭40京大大学院工学研究科電気工学専攻, 同年同大工学部助手に就任, 血液病臨床医との共同研究による血液病病態モデルの構成, RI画像処理等の研究と並行してザリガニの腹部神経パルス列の測定ならびにパルス列の解析を行ってきた, その間昭和44年12月より昭和46年8月までドイツ連邦共和国マックスプランク労働生理学研究所(現システム生理学研究所)にて生物における酸素代謝の解析ならびにシミュレーションの研究を行った, 昭和60年2月国立循環器病センター研究所放射線医学部長に就任, 以後循環器病にかかる画像処理の研究に従事, 現在の研究対象は, ①人工心臓置換を想定した被置換者的心臓の立体構成法ならびに人工心臓の形状の事前評価, ②冠動脈造影像を対象とした冠動脈硬化度評価のための画像処理法の開発ならびに臨床応用の検討である。

あとがき

今回、企画しました「画像・何でも相談室」は、日頃の画像に関する疑問点について共に考えるコーナーです。画像部会を利用していただく絶好の機会です、相談を担当される方々をおおいに困らせる質問を期待しています。

参考資料として第5回画像リフレッシャー・スクールで講演された国立循環器病センター柳原先生による画像処理の資料を掲載しました。ご利用してください。

京都での画像部会に多くの会員のご参加をお待ちしています。

1991年4月1日発行

(社) 日本放射線技術学会
画像部会会長 山下一也

〒604 京都市中京区西ノ京北壱井町88
二条プラザ内

TEL (075) 801-2238