

解説

核医学における情報処理†



和 辻 秀 信††

1. はじめに

核医学画像からは形態学的な情報と同時に機能的な情報が得られる特長があり、医用画像診断の一分野として核医学画像診断は存在している。ここでは二次元フィルタによる画像処理、臓器の輪郭を抽出し定量化する方法、動画画像処理、などについて紹介し、最新の画像処理技術がいかに核医学の日常臨床に応用されているかを解説する。

2. 核医学画像の計測

画像データは検出器にインタフェースした核医学

データ処理装置に転送される。構成を図-1に示す。画像収集インタフェース（カメラアダプタ、基本インタフェース、心電図モニタとのインタフェース）、画像収集メモリ、画像メモリ、画像処理ユニット、CPU、外部記憶装置（磁気ディスク）、画像表示装置（カラーモニタ）によって構成される。画像処理専用ハードウェアとしては、投影像からの像再構成ハードウェア（重畳積分と逆投影が行えるもの）、画像の拡大、演算、フーリエ変換などのハードウェアを備えている。画像は直径 25 cm から 40 cm の視野内の像を 64×64 , 128×128 , 256×256 , 512×512 , 1024×1024 の画素にサンプルしてデジタル化する。

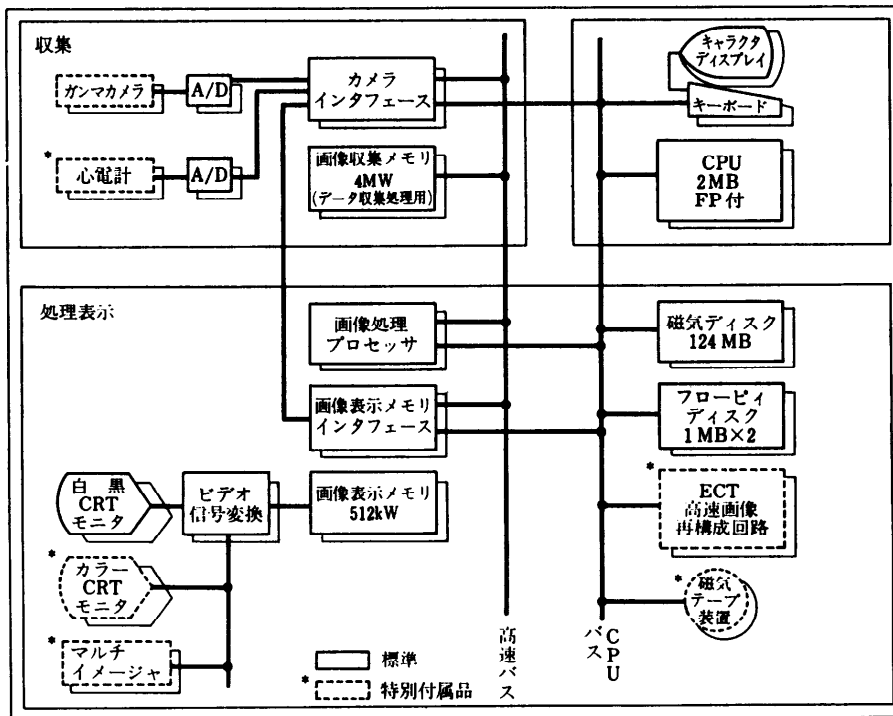


図-1 核医学データ処理装置の構成図

† Image Processing in Nuclear Medicine by Hidenobu WANI
(Shimadzu Corp. Medical Technology Research Laboratory).
†† (株)島津製作所医用機器研究所

3. 二次元フィルタによる画質改善

3.1 雑音除去のための最適前処理フィルタ

バターワース型フィルタとは、原画像に2次元高速フーリエ変換 (FFT) を行い、(1)式のフィルタ $W(u, v)$ で雑音を多く含んだ高周波領域を遮断するものである^{1), 2)}。

$$W(u, v) = \frac{1}{1 + (\sqrt{u^2 + v^2} / D_0)^{2n}} \quad (1)$$

ここで u, v は空間周波数、 $1/D_0$ は遮断周波数 (カットオフ周波数)、 n は次数である。図-2 は、正常例心プール像における蓄積心拍数 (加算心拍数) を10心拍から500心拍まで変えて (横軸) 収集した画像に対して (1) 式の遮断周波数を $0.06 \sim 0.21$ サイクル/ピクセルまで変えて (縦軸) バターワース型フィルタを適用し、処理結果を表示したものである。再下段には原画像が並んでいる。フィルタ処理により画質改善がみられる。

3.2 画像の復元のためのフィルタの適用

検出器による画像のボケを修正するフィルタを考える。図-3 は、ウィーナ型フィルタのモデルと作成方法を示している。図-4 は TI-201 心筋断層像にフィルタ処理をほどこしたものである。左上がオリジナル像、右上が9点スムージング、左下がバターワースフィルタ、右下がウィーナフィルタとバターワースフィルタを組み合わせたものである。処理することにより輪郭が明確になっている。

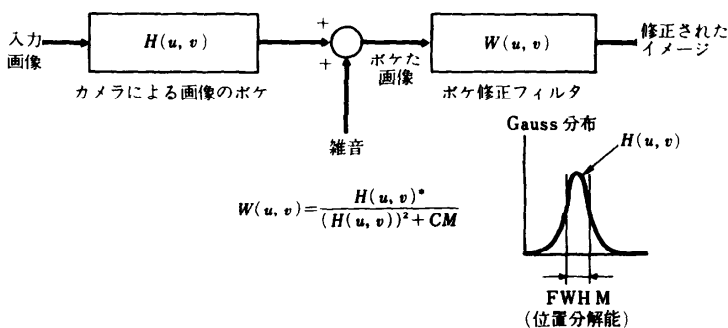


図-3 検出系による画像の劣化 (ボケ) の修復法 (ウィーナ型フィルタ)

4. 核医学動画像の処理による特徴の抽出

核医学画像の多くは動態画像であり、時間軸を加えた3次元画像からの特徴抽出法が発達してきた。動態因子分析法と呼ばれる異常なパターンを認識するための純粋に統計的手法について述べる³⁾。画像の各画素の計数値の時間方向での変動パターンは画素の数だけ存在するが、実際には各画素は互いになんらかの相関をもって変動しており、その中にはなんらかの主要な変動が内蔵されていると考えることができる。このように時間的に並んだ画像の各画素の示す一見バラバラな変化の中から主要な変動を見つけ出し、動態画像の

特徴を抽出する統計的手法が動態因子分析法 (Factor Analysis) である。本法は、特徴的変動をする時間放射能曲線 (TAC) のパターン (機能成分: PHYSIOLOGICAL COMPONENT) を抽出するだけでなく、各成分の強さの空間的な分布 (形態成分: ANATOMICAL COMPONENT) を分離抽出できる方法といえる。

得られた動態画像を $I_{ij}(t)$ とする。ここで ij は画

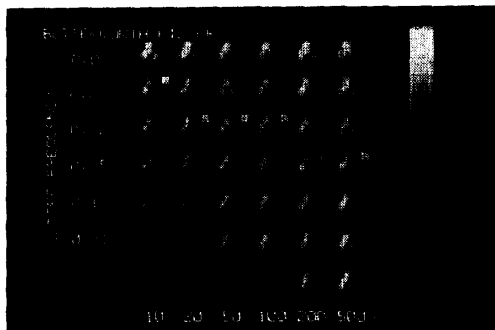


図-2 バターワースフィルタ処理による心プールゲート像の処理



図-4 TI-201 心筋 SPECT 像 (横断像) に対するフィルタ効果

素の番号であり、 t は動態画像 I_{ij} がある時刻 t における画像であることを意味する。 $I_{ij}(t)$ を三つの特徴的変動成分に分離できたと仮定すると、(2)式のごとく $I_{ij}(t)$ を展開することができる。

$$I_{ij}(t) = a_{ij} \cdot A(t) + b_{ij} \cdot B(t) + c_{ij} \cdot C(t) \quad (2)$$

$A(t)$, $B(t)$, $C(t)$ は、特徴的変動をする三つの成分 (機能成分: PHYSIOLOGICAL COMPONENT) を表す。 a_{ij} , b_{ij} , c_{ij} はそれぞれの機能成分の強さの空間的広がり を表している (形態成分: ANATOMICAL COMPONENT)。これらの形態成分を因子画像と呼ぶ。ここで仮定した成分の数は 2 以上の数であり、できるだけ少ない成分で動態画像の特徴的変動をとらえることが重要となる。このように動態因子分析法ではあらかじめ特徴的成分の数を決め、図-5 に示す処理手順に従って各成分を求めていく。

図-6 に心プールゲート像に適用した結果を示す。心室中隔梗塞の例である。得られた曲線は、それぞれのファクタの機能成分を示している。画像は因子画像

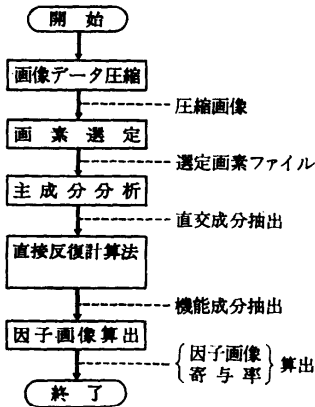


図-5 動態因子分析の流れ

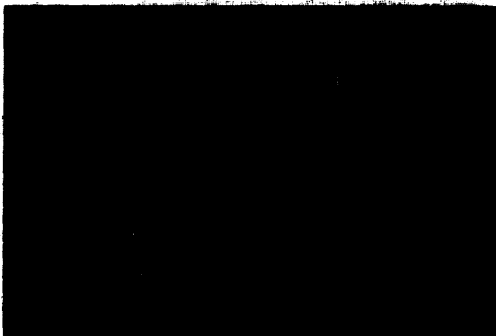


図-6 心プールゲート像の動態因子分析 (心室中隔梗塞例)

である。右側の画像と曲線 (FACTOR 2) は心室の動きと同様のパターンを示している。左側 (FACTOR 1) は心房の動きを示唆している。心房、心室のパターンの機能曲線 (FACTOR 1, FACTOR 3) の他に異常な FACTOR 2 を含んでいる。

5. 左心室輪郭抽出法

5.1 輪郭抽出の目的

Tc-99 m 標識赤血球による心プールゲート像は、駆出分画 (EF: ejection fraction)、心室容積曲線などの有用な心ポンプ機能指標を得ることができ、多くの施設においてルーチンの検査として施行されている。心室領域内の全計数値は心室の容積に比例することから、拡張終期の左心室に関心領域 (ROI: Region of Interest) をとり、計数値の変化より、EF、心室容積曲線を求めることができる。しかし、ROI 設定を手操作で行えば、オペレータ間のばらつきのため結果の再現性は悪くなる。したがって、心プールゲート像から定量的なパラメータを算出するためには、正確な左心室の領域を全画像にわたって、ROI として囲む作業が自動的に行われることが必要となる⁴⁾。

5.2 コントラスト強調のための前処理フィルタ

最適バターワース型フィルタにより平滑化された画像に対して、次に(3)式に示すフィルタ処理 (二乗フィルタ) によりコントラストを強調し、弁口部、中隔など変化の絶対値が小さい部分の検出を容易にする。同時に心臓外領域 (Background) の除去 (値をゼロに近くする) を行う。

$$C_r(i, j) = C^2(i, j) - A \cdot C(i, j) \quad (3)$$

$$\text{ただし } A = \frac{\sum_{BG} C^2(i, j)}{\sum_{BG} C(i, j)}$$

ここで $C(i, j)$ は画素 (i, j) における計数値である。BG は全加算画像 (一心周期の画像をすべて加算した

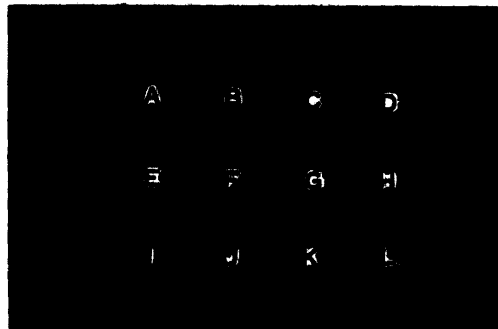


図-7 自動輪郭抽出過程

もの)の最大値の40%以下の値をもつ領域、すなわち背景に相当する領域である。 C_f の負の値は0にする。図-7, Bに二乗フィルタを適用した結果を示す。

5.3 動画像からの特徴抽出による左心室の切り出し

左心室の位置を自動的に検出するため、心プールのゲート像の動画像としての特徴を利用する処理、(4, 5)式による正弦、余弦変換を行う。

$$\text{SINE}(i, j) = \sum_{k=1}^N \sin((k-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \quad (4)$$

$$\text{COSINE}(i, j) = \sum_{k=1}^N \cos((k-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \quad (5)$$

ここで、 $\text{SINE}(i, j)$, $\text{COSINE}(i, j)$ は、画素における各々正弦、余弦画像を示す。 $C_k(i, j)$ は、 N 枚ある一心周期の心プールのゲート像の K 番目の画像の画素 (i, j) の計数値である。ただし負の値は0に置くものとする。左心房上の関心領域と左心室上の関心領域では時間放射能曲線の特徴が異なり、(4, 5)式の変換により正弦画像(SINE IMAGE)と余弦画像(COSINE IMAGE)を得ることができる。正弦画像は心房領域を、余弦画像は心室領域をそれぞれ表していることみなすことが可能である。余弦画像の0以上の領域を心室領域マスクとする。

次に、心室領域マスクの面積重心より左右に領域をY軸に平行な線で二つの領域に分ける。それぞれの面積重心を求め、左右領域のそれぞれの重心から極大値を、心室領域マスクの中心と各心室の中心との距離の1/2のピクセルの範囲でさがし、左心室および右心室の中心とする。図-7に一連の自動抽出過程を示す。

Aは、バターワースフィルタ処理を行った拡張終期像、Bは2乗フィルタを施したもの、*印は心室中心である。Cは、心室領域マスクでマスクしたものである。

5.4 対象中心からの放射状プロフィールでのエッジ検出

まず右心室領域を対象から除去する。拡張終期画像の左心室中心を通るX軸に平行なプロフィールを求める。プロフィール曲線は左心室の山と右心室の山の二つをもつので2峰性となる。二つの山に挟まれた谷の部分で中隔(左右の心室を隔てる壁)として捉えることができる。プロフィール曲線はフーリエ級数により近似し滑らかな曲線とする。近似曲線の二つのピーク間の最小点を谷として検出する。近似操作により谷

の部分の検出を容易にした。

心室領域マスクのY軸方向の最大幅(領域の分布のY軸における最大長)の約50%の範囲にわたって、左心室中心の位置を中心として中隔の点を連続的に検出する。この範囲より外の部分はY軸に平行な直線とする。50%に範囲を制限するのは、左右の心臓に極端なアンバランスが生じる場合があるからである。図-7, Dに左心室中心を通るプロフィールカーブ(Δ 印)と、近似した6次のフーリエ級数(実線)を表示した。 $\uparrow$ 印は検出された中隔の点を示している。図-7, Eは、連続して検出された中隔の位置を2乗フィルタ処理後の拡張終期像に重ねて表示している。

2乗フィルタをかけた拡張終期像(図-7, F)に対して、得られた左心室中心(CLV)より 360° を64分割した64本の放射状カウントプロフィールを求める。このとき半径方向のサンプリングは64点であり、計数値はもとの画像計数値の線形補間を行って求める。プロフィールの長さは、左心室中心よりもっとも近い画像の1辺までの距離とする(図-7, Fの+印の間)。対向するプロフィールをつないで4次のフーリエ級数に近似する。近似された曲線上で最大値をとる点を中心として対向方向にエッジをさがす。このときエッジの候補となる点は、1. 心室領域マスク上の点、2. 中隔上の点、3. 1次微分曲線の極大(または極小)となる点より引いた接線が0を横切る点、とする。実際のエッジは、以上の候補点の中で左心室中心より最小の距離をもつものとして決定する。微分曲線を関数的に発生させ、その両端から中心に向かって、極大(または極小)点を見つけ、その点より接線を引き、0と交差した点をエッジとする。

弁口部では1の基準が、中隔では2の基準が、自由壁では1または3の基準が採用されることになる。図-7, Gは、64本の放射状プロフィールの値を濃度として表し、半径方向をX軸方向に、角度方向をY軸方向にとってマップ表現したものである。マップの左下が角度0、半径0となっている。マップ上に重ねて表示された曲線は、得られた64個の各角度における中心からエッジまでの距離を6次のフーリエ級数に近似して結んだものである。もとのエッジは+印で表現されている。近似された後、直角座標上に変換され滑らかな輪郭となる(図-7, Fの輪郭線)。このようにして拡張終期の初期左心室輪郭が求まる。図-7, Hにビットパターン表示を行った初期左心室輪郭を示す。得られたROIを平均加算像(全加算像を加算画

像数で割った像)に重ねて、ROI 上の 64 個の計数値を求め局所しきい値とする。

5.5 背景領域の抽出と計数の算出

初期左心室輪郭内の総計数を一心周期のすべての画像において計算し、時間放射能曲線を算出する。この曲線上の最小値をとる点を収縮終期の時相とする(図-7, I の ES↑)。初期左心室輪郭の中心を求め、拡張期輪郭の場合と同様に 64 本の放射状プロフィールを計算する。対向するプロフィールをつなぎ合わせて 4 次のフーリエ級数に近似したのち、最大値をとる点から両端に向かってエッジをさがす。このステップにおけるエッジの候補は、1.局所しきい値を切る点、2.初期左心室輪郭上の点、である。以上の候補点の内、中心から最小の距離をとるものが実際のエッジとして採用される。初期左心室輪郭と同様な処理(図-7, J, K)により収縮終期の輪郭が決定される。この輪郭を収縮期輪郭と呼ぶ。図-7, L にビットパターン表示を行った収縮期輪郭を示す。収縮期輪郭のビットパターンを 4 画素右に移動させ、次にもとのビットパターンとの差をとり、残った三日月状の領域の下半分を Background 領域とする。この領域内での収縮終期画像上での平均計数値を Background 値としてもとの心ブールゲート像より減算した。

6. 断層像の構築

ガンマカメラを患者の周りに一回転させ、その間、各方向からの画像を収集しておき、それらを再構成し、放射線同位元素の体内の分布の断層像を得ることができる。図-8 にその構成をしめす。ガンマカメラには、多孔平行形コリメータが装着されており、コリメートされた平行線束が検出され、インタフェースをとってカメラ信号がコンピュータへ取り込まれる。同時にカメラの回転角度の情報も読み込まれる。通常、一回転を 32 または 64 分割して投影データがとりこまれる。画像マトリックスとしては 64×64 が用いられる。投影データはコンボリューションおよびバックプロジェクションの処理が行われ、断層像が表示され、大容量記憶に保存される。

7. 核医学画像とエキスパートシステム

高度な核医学画像診断を支援し、診断の精度と効率の向上を図るためには画像理解エキスパートシステムを導入する必要がある。すなわち、核医学画像より自動的に特徴を抽出し、知識ベースに従って推論を行い

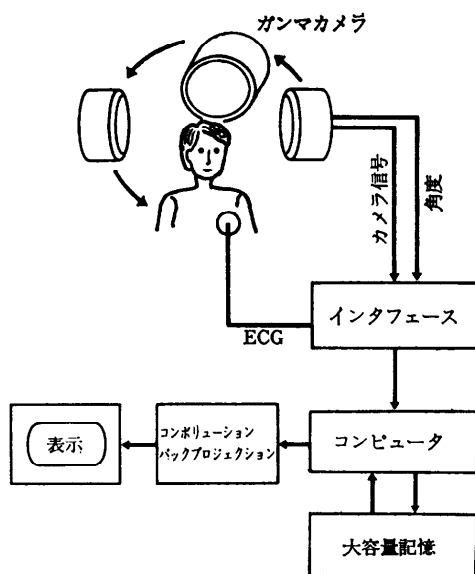


図-8 カメラ回転形エミッション CT の構成

診断支援を行う。この分野の研究は今始まったばかりであり、今後に期待したい。

8. ま と め

以上、核医学画像における画像処理技術の応用例を紹介した。今後も医療情報全体に対する画像情報の占める割合は増えつづけ、かつ画像診断の内容は複雑化する一方となることが予想される。このような状況においても、画像診断の臨床の現場では、検査精度の向上、診断報告書のレベル向上、あるいは多様なモダリティの画像の総合診断といった使命を果たして行かなければならない。そのためには、さまざまな医用画像処理機器において多くの医用画像処理の新しいアルゴリズムが確立され、病院の日常診断の場で利用されるようになることが必要である。しかしながら、これらをこなしていくためには臨床側とメーカとの共同作業による膨大なアプリケーションソフトウェアの開発が必要である。このことは医師の画像診断知識をコンピュータにインプリメントしていく作業でもある。さまざまな分野において段階的にその作業を進めていくしか方法がないのか、あるいは知識を効率的に獲得する枠組みを考える方が先か、判断すべきときがきているようである。メーカとしては、少なくとも画像処理の部分は汎用化して画像診断ワークステーションの形で提供し、各分野でのソフトウェア技術を共有し統合化する必要があると思われる。

参 考 文 献

- 1) Gonzalez, R. C. and Wintz, P.: Digital Image Processing, Addison-Wesley (1977).
- 2) 和辻, 高橋, 細羽: 2次元フィルタを用いた SPECT の画像改善, 核医学 20, pp. 1214-1217 (1983).
- 3) Di Paola, R., Bazin, J. P., Aubry, F., Aurengo, A., Cavaillolles, F., Herry, J. Y. and Kahn, E.: Handling of Dynamic Sequences in Nuclear Medicine, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-29, pp. 1310-1321 (1982).
- 4) Hosoba, M., Wani, H., Hiroe, M. and Kusakabe, K.: Clinical Validation of Fully-Automated Contour Detection for Gated Radionuclide Ventriculography with a Slant-Hole Collimator, Eur. J. Nucl. Med. 12, pp. 53-59 (1986).

(昭和 63 年 11 月 14 日受付)
