講座

ラジオアイソトープを利用した画像診断

基礎 (V) ガンマカメラの画像処理[†]

和辻秀信

(株)島津製作所医用技術部

615 京都市中京区西京桑原町 1

Key Words: image processing, gamma camera, correction factor, two-dimensional filter, three-dimensional image, automatic recognition

1. はじめに

ガンマカメラの画像処理に関してはいくつかの論文, 出版物の中で解説されている^{1), 2)} ので, ここでは最近のトピックスに関して述べる。ガンマカメラの性能向上のための処理, 2次元フィルタによる画質改善, 3次元画像構築のための処理, 自動輪郭抽出法などを中心に解説する。なお, 臨床的な処理については応用編にゆずる。

2. ガンマカメラの性能向上のための画像処理

ガンマカメラの性能は, 空間分解能, 検出感度, 直線性, 均一性などにより規定されるが, 近年のガンマカメラには, 直線性やエネルギー補正を行う画像処理の機構が組み込まれている。従来一般に行われていた均一性補正は, 電子計算機に標準線源によるデータを取り込み, 実際の測定にさいしては, その補正データで補正する方式である。すなわち, 画像の各部分のカウント数を減少または増加させて, 均一性を向上させる方法であるが, 均一性を悪化させるおもな原因は非直線性であるから, この方法は本質的な補正方法といえない。Muehlener³⁾ らは新しい補正方法を考案し, ガンマカメラにその処理装置を組み込んでいる。

2.1 直線性補正

ガンマカメラは, 図1に示すように平枚状のNaI結

晶, ライトパイプ, 密に配列した光電子増倍管, 増幅器, 位置計算回路と波高分析器から構成される。入射 γ 線はNaI結晶で数千個の光子となり, 光電子増倍管は入射光子の量に比例した電気パルスを発生し, 抵抗マトリックス方式の位置計算回路で各光電子増倍管のパルス波高の分布から γ 線入射位置信号 X, Y を発生する。本来測定された位置信号 X, Y は, γ 線の入射位置に等しくなるはずであるが, 実際には検出器の特性によるズレ, すなわち非直線性が現れ, 図2の実線

図1 ガンマカメラの構成

図2 入力位置と出力信号位置の関係

[†] Diagnostic Imaging by Radioisotopes. Basic (V). Image Processing for Gamma Camera. Hidenobu WANI: Shimadzu Corp., 1, Kuwabara-cho, Nishino-kyo, Nakagyo-ku, Kyoto-shi 615, Japan.

図3 オンラインの歪み除去プロセッサのブロック図

に示したように真の位置と測定上の位置に直線性がなくなる。このことは、 γ 線が検出器に一樣に入射しても出力画像の歪みにより、輝点の集散が生じるために、画像の不均一性の原因ともなる。この非直線性を補正する方法がいくつか考察されており、ここでは入射 γ 線個々に対し、この非直線性を補正する処理について述べる。その原理を図3に示す。位置計算回路による位置信号 X_a, Y_a は補正回路に入力される。 X_a, Y_a アナログ・デジタル変換器(図3中AD変換器)でデジタル信号に変換される。通常12ビットのデジタル値に変換される。デジタル変換された上位6ビットは補正係数記憶装置のアドレス情報として使用され、補正係数が取り出される。すなわち、この記憶装置はルック・アップ・テーブル方式を採用している。記憶装置は画像を 64×64 のマトリックスとして、各画素の補正係数を記憶している。この補正係数はスリットパターンを測定し、あらかじめ算出し求めている。補正係数の精度は8ビットである。記憶装置の出力すなわち補正係数は補間器に入力される。 X_a, Y_a の信号のデジタル値の下位6ビットは、補間のために用いられ、次式が使用される。

$$\Delta X = Z_1 + C_2 R_x + C_3 R_y + C_4 R_x R_y \quad (1)$$

$$\Delta Y = C_5 + C_6 R_y + C_7 R_x + C_8 R_x R_y \quad (2)$$

ここで $C_1 \sim C_8$ は補正係数であり、 R_x, R_y はおのおの X_a, Y_a のデジタル値の下位6ビットである。式(1), (2)の補間は、画像の 64×64 マトリックスの中の1画素をさらに 64×64 に分割した精度で行われていることを示す。式(1), (2)は2次元空間での直線補間になっている。

補正量 $\Delta X, \Delta Y$ は、元の信号 X_a, Y_a におおの加算され、補正された信号 X_c, Y_c が出力される。

2.2 エネルギー補正

ガンマカメラの波高分析器は、目的とする放射性核

図4 エネルギーピークのずれ

種のみを選択し、散乱線を除去するために使用される。図4(a)に示したように理想的には γ 線のうちエネルギースペクトルの光電ピーク近辺でウインド内に入ったもののみ検出される。ウインドは通常、ピークエネルギーの20%に設定される。エネルギー信号は、すべての光電子増倍管の出力の和として検出され、ここではZ信号と呼ぶ。Z信号は、 γ 線の入射位置に関係なく一定値であるべきであるが、実際には入射位置により変動する。Z信号が小さくなる位置にのみ入射した γ 線のスペクトルを測定すると、図4(b)のようにピークがウインドからずれる。この位置では、Z信号がウインドにはいる割合が少なくなるため、均一性を悪くする。この不均一性を除くため、画像面を 64×64 のマトリックスに分割し、各画素でエネルギーピークを測定する。全体のエネルギーピークと各画素ごとの比較により、画素ごとのエネルギー補正係数を決定する。この補正係数をあらかじめ記憶装置に憶えさせておく。 γ 線が入射すると、X, Y信号に対応した位置の補正係数が読み出され、Z信号が補正され、設定したウインド内にあるか否かの判別をする。

2.3 性能の向上

前章で述べた画像処理を行うことにより、ガンマカメラの性能は近年著しく向上した。均一性は $\pm 6.0\%$ であったものが $\pm 4\%$ 以下に、直線性は1 mm以下であったものが0.4 mm以下に、分解能は半値幅で5 - 6 mmが4 mm以下に向上している。これらは、画像

処理技術が高速演算素子の開発により実用化した一例であると考えられる。

3. 2次元フィルタによる画質改善

ガンマカメラで測定される画像は、有限な空間分解能の影響を受けてボケ、さらに雑音加わって劣化した画像として観測される。従来、この雑音を除去する目的では、9点スムージング法がよく用いられていたが、本質的にこの方法は画像をボカす効果をもっており、画像内に含まれる雑音は軽減されるが、ボケが多くなる。そこで最近では原画像を2次元フーリエ変換し、周波数領域でシャープな遮断周波数をもつ低域通過形フィルタを用いて処理する方法が考察されている⁴⁾。ここでは、低域通過形フィルタとしてパワース形フィルタを用いた例を示す。

周波数領域の座標系 (u, v) で原点からの距離 D_0 に遮断周波数を持ち、次数 n のパワース形フィルタ $B(u, v)$ は、式(3)で表現できる。

$$B(u, v) = \frac{1}{1 + (\sqrt{u^2 + v^2}/D_0)^{2n}} \quad (3)$$

このフィルタの特性を図5に示す。このフィルタの特長は次数 (order) を変えることにより、フィルタのシャープさが変化する (図5のB)。また、遮断周波数も任意に変更できる (図5のA)。図6に心マルチゲートイメージにパワース形フィルタを適応した例を示す。10, 20, 50, 100, 200, 500 心拍加算してデータ収集した画像に対して、パワース形フィルタの遮断周波数を変化させて処理した結果が示されている。500 心拍加算に比し、10 心拍加算のイメージは雑

図5 パワース形フィルタの特性

音が多く含まれているので、遮断周波数は低くしてやる必要があり、図6中■印がついている位置が最適と考える。

またボケを除去するための高域強調形フィルタとして、ウィナー形フィルタを採用できる。ウィナー形フィルタ $W(u, v)$ は、点関数の2次元フーリエ変換を $H(u, v)$ とすると、式(4)で表現できる。

$$W(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \cdot \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + C} \quad (4)$$

ここで C は定数とし、 $H(u, v)$ は

$$H(u, v) = A \exp(-(u^2 + v^2)/\sigma^2) \quad (5)$$

と表現でき、 A は定数、 σ は標準偏差を示す。このウィナー形フィルタの特性を図7に示す。図7には、前述のパワース形フィルタの特性も示されている。また比較のため9点スムージング法の周波数特性も示されている。

これらウィナー形とパワース形フィルタを組み合わせてることにより、雑音の除去、ボケの改善が行え

図6 心マルチゲートイメージにパワース形フィルタを適応した例

図7 ウィナー形フィルタ

図8 左心室像の2次元フィルタリング

る。図8に、第一次循環法で収集した左心室像にこの処理を施した例が示されている。図8Aは、元画像、Bは9点スムージングによる処理、Cはバターワース形フィルタによる雑音除去、Dはウィナー形フィルタを併用してボケの改善を行った結果である。

2次元フィルタを用いることにより、シングル・フォトン・エミッション・コンピュータ断層（以下、SPECTと略す）像の画質改善も可能である。ガンマカメラを回転して投影像 $i(x, y)$ を得たのち、式(3)、(4)のフィルタ処理を行う。 $i(x, y)$ の2次元フーリエ変換像を $I(u, v)$ とすると、

$$I(u, v) = \mathcal{F}^2\{i(x, y)\} \quad (6)$$

ここで $\mathcal{F}^2$ は2次元フーリエ変換を示し、復元画像 $p(x, y)$ は、

$$p(x, y) = \mathcal{F}^{-2}\{B(u, v) \cdot W(u, v) \cdot I(u, v)\} \quad (7)$$

となり、フィルタ処理が行える。 $\mathcal{F}^{-2}$ は2次元逆フーリエ変換法を示す。この復元像 $p(x, y)$ を用いて、コンボリューション・バックプロジェクション法により断層像が構築できる。

図9に、本法を心筋の断層イメージに適用した例を示す。プロジェクション・イメージは ^{201}Tl を11MBq (3mCi) 投与し、ガンマカメラを 5° ごとに回転し 180° スキャンを行うことにより収集した。おのおのの方向では、30秒のデータ収集を 64×64 のマトリックスサイズで行った。画像再構成マトリックスは 64×64 で、表示マトリックスは内挿法により、 256×256 に拡大されている。図9中A, B, C, Dは図8と同様内容で処理されている。

2次元フィルタ処理にはフーリエ変換法を用いるの

図9 2次元フィルタによるSPECT像の画質改善

で、今後はアレイプロセッサが用いられるであろう。

4. 3次元画像構築のための処理

人体内部の機能的断面像が得られるSPECTは、臨床上有用な方法として多用されるようになった。とくにガンマカメラが回転するようになり、SPECT法は装置化が容易であることもあり広く普及している。

断層像の構築に関しては多く報告されている⁵⁾のでここでは、3次元画像構築の方法について述べる。

SPECTで得られた横断層像よりコロンル・サジタル像を再構成する。とくに心臓イメージでは心臓の長軸、短軸に対する断面像を得る必要があり、画像処理としては画像の回転が用いられる。

一般に画像の回転は、直行座標系 (x, y) を回転角 θ で新しい座標系 (x', y') へ回転する場合、

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (7)$$

の演算を行うことにより可能である。

図10に心臓の長軸、短軸に垂直な面の断層像を得る方法を示した。

図10に示された方法では、得られた横断層に対して心軸が真上になるように回転し、つぎに 30° 回転している。つぎにサジタル像を作ると心筋長軸断層像が得られる。得られた長軸断層像を心軸が真上になるように回転し、コロンル断層像を得ると心筋短軸断層像が得られる。図11に臨床例を示した。

5. 左心室自動輪郭抽出法

画像処理の方法として物体の自動認識が考えられる。ここでは左心室を自動的に承認し、心パラメータを求める方法について述べる。

^{99m}Tc による心電図同期心プールのイメージングは、駆出分画 (EF)、心室容積曲線等の有用な心機能を得ることができ、広く用いられている。心室領域内の全計数値は心室内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をとり、計数値の変化より、EFなどを求めることができる。関心領域を手操作で囲むのが一般的であるが、再現性に問題があり、自動的に囲む方法が考察されている。その処理過程について順に述べる。

図10 SPECT からの3次元画像構築

5.1 前処理フィルタ I

心電図同期心プール像は一般に信号対雑音比の悪い画像であり、雑音の除去のための前処理が必要になる。ここでは雑音を除去し、信号対雑音比を改善するため、前述のバタワース形フィルタを用いて処理した。図12に処理した結果を示す。加算心拍数を10心拍から500心拍まで変えて（図12横軸方向）収集した画像に対して、式(3)の遮断周波数 D_0 を0.06-0.21サイクル/画素まで変えて（縦軸方向）バタワース形フィルタを適用し、表示した例である。なお、1画素は2.6mmに対応している。図12の最下段には元画像が

短軸断面像

図11 心筋・長軸、短軸断面像

図12 心プール像の前処理

並んで表示されている。図12より加算心拍数が少ないほど雑音レベルが多く輪郭の形状の乱れが大きいたことが分かる。また、過度のフィルタ処理は輪郭の形状を歪ませる結果となることが分かる。視覚的に、500心拍加算では0.15-0.18サイクル/画素、200心拍加算では0.09-0.012サイクル/画素が適当と判断した。また、バタワース形フィルタの次数は8次に固定した。バタワース形フィルタの特性上、8次以上は大きな差異がなく、8次以下になるとシャープなカットオフにならなくなる。

5.2 前処理フィルタⅡ

つぎに心臓外領域の除去を行うため、式(8)に示す二乗フィルタ処理によりコントラスト強調を行った。

$$C_I(i, j) = C(i, j)^2 - AC(i, j) \quad (8)$$

図13 心室壁の自動輪郭抽出アルゴリズム

図14 SINE, COSINE 画像

ただし

$$A = \sum_{BG} C^2(i, j) / \sum_{BG} C(i, j) \quad (9)$$

$$C_I(i, j) = \begin{cases} 0 & (C_I(i, j) < 0) \\ C_I(i, j) & (C_I(i, j) \geq 0) \end{cases} \quad (10)$$

ここで $C(i, j)$ は画素 (i, j) における計数値、BGは全加算画像 ($R-R$ 間隔16枚の画像の加算) の最大値の40%以下の領域である。本フィルタはBGの領域、すなわち心臓外の領域の総計数が0となるように最適化したものである。5.1で述べたバタワース形フィルタにより雑音が平滑化された画像のコントラストを強調し、弁口部、中隔などの検出を容易にした。また、最適化することにより、収縮終期像が過小になる点を取り除かれている。本フィルタを適応して心プール像を処理した結果を図13Bに示す。コントラストが強調され、左心室領域が浮かび上がっているのがよく分かる。

5.3 心室の抽出

心室を抽出するにさいし、心電図同期心プール像の時間方向に持つ情報を利用するため、式(11)に示す正弦・余弦変換を行う。

$$\left. \begin{aligned} \text{SINE}(i, j) &= \sum_{k=1}^N \sin((k-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \\ \text{COSINE}(i, j) &= \sum_{k=1}^N \cos((k-1) \cdot 2\pi/N) \cdot C_k(i, j) \end{aligned} \right\} \quad (11)$$

ここで $\text{SINE}(i, j)$ および $\text{COSINE}(i, j)$ は、画素 (i, j) における正弦および余弦画像を示し、 $C_k(i, j)$ は N 枚ある心プール像の 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。

図14下段は左心室(LV)および左房(LA)上に設定された関心領域と時間放射能曲線(折れ線)である。同時に1次のフーリエ級数が重ねて表示されている。

左心室部と左房部では時間方向の変化の特徴が異なり式(11)の変換により、図14の上段に示す正弦画像(SINE image)と余弦画像(COSINE image)を得ることができる。正弦画像は心房部を、余弦画像は心室部をおのおの代表していると見ることができる。そこで心室領域は余弦画像の正の領域として取り出すことができる。動きの悪い部位でも余弦の位相に近ければ十分検出可能であ

る。Dyskinesis の心室の場合は、その部位は正弦画像に出現し余弦画像には表れなくなるが、その領域が心房部から離れた独立した領域として存在する場合、本アルゴリズムでは正弦画像上でその領域を検出し、余弦画像から得た心室領域に加えるという操作をしている。図13Cに得られた心室領域のみの拡張終期像を示す。左心室と右心室とがみごとに検出されている。

5・4 中隔の決定と右心の分離

前章で分離した心室部の重心より左右の領域を2つに分け、それぞれの重心を求める。左右領域のそれぞれの重心から極大値を検出し、左室、右室中心とする(図13Cの+印の位置)。左心室中心を通るプロフィールを求め、図13Dに示す6次のフーリエ級数により近似し、2双性の山の谷の部分の中隔とする。6次のフーリエ級数近似で、図13Dに示すデータ点(△

図15 自動輪郭抽出法の結果

REST LAO-15
83/11/5

Camera
×1.00

図16 心パラメータの算出結果

印)と近似曲線との差が無視できる。近似曲線は図13Dの実線で示されている。7次以上の近似では、かえって平滑効果をなくし雑音を近似する結果となった。

中隔点の計算は余弦画像の縦方向の最大幅の50%を中心からとった範囲とする。これを超える部分は縦軸に平行な直線とする。図13Eに太線で計算された中隔点を示す。50%を超えて設定することにより、より広い範囲で中隔点を検出できるが、端になるにつれ谷となる点がプロフィール上不明確となる。左右心の大きさが極端にアンバランスになる場合もあり、50%が適当な値である。得られた中隔より左側を右心部として除去する。

5・5 輪郭の抽出

図13Gは、Bのイメージの左室中心より計算された64本の放射状プロフィールを横軸を半径方向、縦軸を角度方向として並べたもの、すなわち極座標変換したものである。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し、最大点を有する点より対向方向に辺縁点を捜す。このとき心房と心室部、弁口部、中隔などはすでに決定されているので、これらの点が辺縁点として採用される。自由壁の部分については、近似したフーリエ級数より微分曲線を発生させて極大点を中心より捜し、この点より接線をひき0と交わる点を辺縁点とする。辺縁点が心室全体のしきい値、すなわち全加算線の最大値の40%を超える部分はその点を辺縁点とした。拡張終期は収縮終期に比べて一般に計数が高く、微分極大点による方法で安定に辺縁点を検出できる。また、1次微分による極大点は2次微分の場合よりも安定しているが輪郭は小さい。

2次微分による方法は、逆に左心室の山のすそ野の広がりのため輪郭は大きくなりがちである。1次微分の極大点より接線をひくことによりすそ野の広がりをカットし、適度な輪郭を与えることができる。また、フーリエ級数の近似の次数は微分することにより強調される雑音を押さえる必要があること、一方、次数を下げることにより輪郭の歪みが超えることを考慮し、4次くらいが適当であることが判明している。

5・6 バックグラウンド領域の決定

図13のIは、拡張終期輪郭を関心領域とした時間放射能曲線であり、この曲線より最小値を求め、その位置を収縮終期とする。収縮

収期の像に対して、図13のAからHに示した同様の処理を行い（図13 J, K, L に示す）、収縮終期の左心室の輪郭を求める。ただし、辺縁点は局所しきい値を使用して求める。また、左室中心は図13Fで求めた輪郭の重心とする。図13Lに塗りつぶされた収縮期左心室像を示す。この領域を4画素右にシフトしてもとの領域との差をとり、残った三日月状の領域の下半分をバックグラウンド領域とする。バックグラウンド領域内の収縮終期上での平均計数値をバックグラウンド値として原画像より減算処理する。

5.7 連続輪郭抽出と容積曲線の算出

連続輪郭抽出は、図13 J, K と同様の操作を繰り返して全画像に適用するが、このとき64本の放射状プロフィール上辺縁点は、左室中心より捜し始めて最初の局所しきい値を切る点として決定される。64個の局所しきい値は、全心プール像を加算して平均した画像上で図13Fにて検出した64個の輪郭点の値を適用する。

バックグラウンドを減算された画像に、抽出された輪郭を適用し、心室容積曲線、E, Fなどを算出する。図15に連続抽出された輪郭と原画像を重ねて表示した。動原像として観察することもできる。図16に計算した容積曲線と心パラメータが表示されている。可変ROI法（VROI）、同定ROI法（FROI）の両法で計算した結果が示されている。

6. ま と め

ガンマカメラの画像処理について、若干の紹介をしたが、今後は以下のように発展するだろう。

(1) 電子計算機技術の発展とともに、より高品位の核医学画像が提供されるだろう。

(2) コンピュータのハードウェア、ソフトウェアの発達により新しい核医学イメージングにつながるだろう。

(3) コンピュータの利用により、3次元核医学画像の提供が可能となるだろう。

以上、ガンマカメラのデータ処理についてまとめた。

文 献

- 1) Erickson, J.J. and Rollo, F.D.: "Digital Nuclear Medicine", J. B. Lippincott Company (1983)
- 2) Freeman, L.M.: "Freeman and Johnson's Clinical Radionuclide Imaging", Third Edition, Grune & Stratton, Inc., Orlando (1984)
- 3) Muehllehner, G.: "Single Proton Imaging", IAEA SM 247/202 (1980)
- 4) 和 迹 秀 信, 他: 核医学, 20, 1215 (1983)
- 5) Hevman, G.T.: "Applied Physics", Vol. 32, Springer-Verlag, Berlin (1980)