The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	オンライン電子計算機システムを用いた肝シンチグラムの呼吸性移動によるゆがみの検出と補正
Author(s)	松本, 徹; 福田, 信男; 藪本, 栄三 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(8), p. 653-666
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19161
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

オンライン電子計算機システムを用いた肝シンチグラムの呼吸性移動によるゆがみの検出と補正

放射線医学総合研究所（千葉市穴川4—9—1）
臨床研究部
松本　徹　福田　信男　藪本　栄三
技術部
福久　健二郎

（昭和47年8月11日受付）

Correction of image distortion in the liver scintigram due to the respiratory movement using an on-line computer system

Toru Matsumoto, Nobuo Fukuda, Eizo Yabumoto and Kenjiro Fukuhisa
National Institute of Radiological Science, Chiba

Research Code No.: 705
Key Words: Computer processing, Image restoration, Liver scintigram

Image distortion in the liver scintigram due to the respiratory movement often confuses physisians in its interpretation. An attempt to correct this distortion was described using an on-line digital computer system. The procedure was as follows: (1) the respiratory movement was sampled by a collimated NaI (Tl) detector positioned beneath the bed seeing the edge of the liver, (2) an original scintigram was divided into five sub-scintigrams according to the phase of the "respiratory curve", having equal total counts in each, (3) the center point of gravity of each sub-scintigram was calculated, (4) the sub-scintigrams were shifted and superimposed so that each center point of gravity fitted to the center of the image.

Phantom experiments using a respiration simulator showed sufficient recovery of the image quality in terms of focal lesion detectability and the smoothness of the edge of organ. Moreover, actual magnitude of the movement was precisely estimated in two-dimensional plane using the center point of gravity of each sub-scintigram.

Several considerations in application for clinical liver scans were also discussed. Of these, the usefullness of the correction in computer image processing, such as smoothing, was specially stressed.

1. 緒　言

臓器の呼吸性移動によるシンチグラム像のゆがみを補正することは (1) (2) (8) (16) 等の実験からも明らかなように，その影響により false positive や false negative を生じるおそれがあるために必要である．本論文では呼吸による動きが問題となるシンチグラムとして，スキャナーで得られる肝臓シンチグラムを対象とし，その呼吸性

移動によるゆがみを検出し，それを補正する方法について述べる．肝臓の呼吸性移動を減少させる方法としては，臓器の呼吸による動きを減少させてスキャンするもの，即ち腹帯による固定, vagus block, 腹臥位スキャン等が試みられているほか，通常背臥位スキャンで，ガウス分布に近似した photospot light を用いる data-blending 法やラインスペースの数倍の直径の spot による multiple overlapping法が行われている．またデジタルコンピュータを用いるものとして，あらかじめ臓器の呼吸による絶対移動距離をX線の透視で確認し，それと呼吸検出器で得られるデータとの関係を求めておき，スキャン位置ごとに呼吸による臓器の上下方向の移動を補正する入江の方法（11）が報告されている．ほかに呼吸のある位相と同期してデータをサンプリングするシステム（4)が考案されているが，データ収集の能率が悪く実用に到っていない．

補正は患者に負担を与えず，データのロスなく，複雑な臓器の呼吸による動きを精度よく検出し，できるだけ正確に，迅速にゆがみが除去されなければならない．

我々の方法は，あらかじめ呼吸による臓器の絶対移動距離と呼吸振巾との関係を求めておく必要がなく，放医研オンライン電子計算機システムを用いることにより，損失なくデータを収集し，そのデータから原理的には臓器の二次元の動きを検出し，画像のゆがみを補正することができる．以下 i) 補正の原理，ii）データ収集，iii) 補正のアルゴリズム，iv) 実験結果，及び補正前後のオ

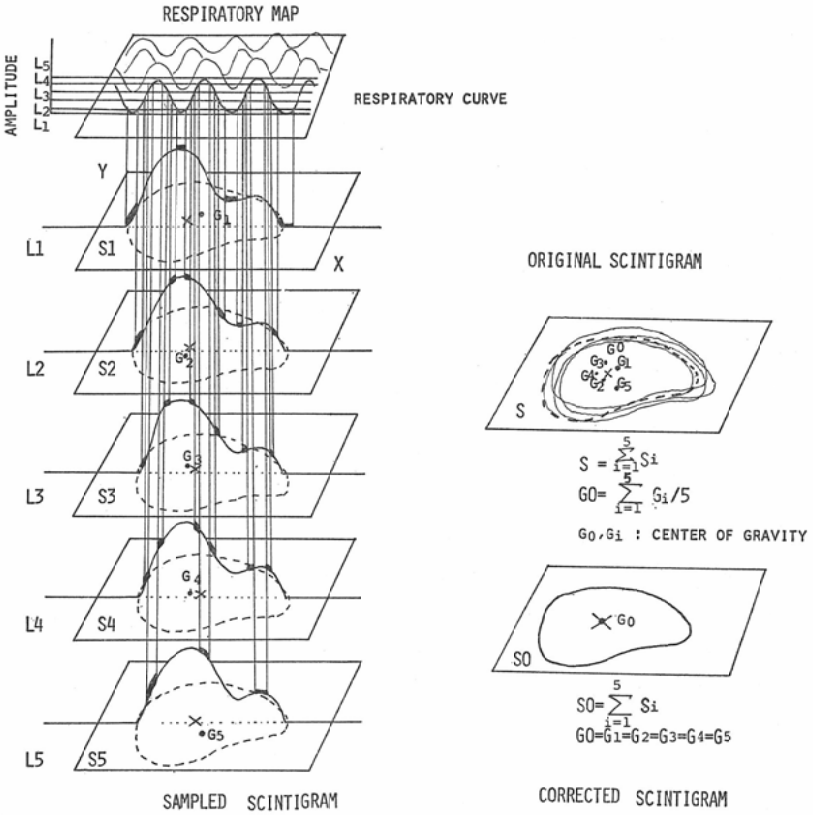


Fig. 1. Principle of correction for respiratory movement of organ
(a) The relation between respiratory map and sampled scintigram
(b) Original (S) and corrected scintigram (S0)

リジナルシンチグラムにイメージ処理を施した結果等の内容について触れる．

2. 補正法の原理

先ず肝臓シンチグラム上の1本のスキャンラインに注目すると肝が呼吸性移動によつて運動しているため解剖学的なスキャンラインは1本の直線ではなく身長方向にある周期で振動する線となる．従つて何等かの方法で呼吸性移動を検出してシンチグラム上の各微少絵素と移動の大きさを関係づけることによつて呼吸性移動を補正することが可能となる．我々は肝の呼吸性移動の検出法として，肝の下縁附近にコリメートしたNaI(Tl)シンチレーション検出器を固定配置して，肝の移動により検出器の計数率が変化することを利用した．この呼吸性移動検出器の計数率を肝シンチグラムのスキャン方向の位置座標の関数として求めたものを呼吸曲線と呼び，全スキャンラインに対して求めた呼吸曲線の配列を呼吸曲線マップと呼ぶ．呼吸曲線の計数率は呼吸移動の振巾に対応していると考えると，計数値は各々一定の移動の大きさを表わしている．そこでFig. 1に補正法の原理図を示す．先ず Fig. 1 (a)はデイジタル・シンチグラムを求める時に同時に得た呼吸曲線マップを示す．そのうち1本のスキャンラインに対応する呼吸曲線は或る最大，最小計数値の間を呼吸周期に等しい振動を行う．曲線の振巾を適当な数に分割し，分割したレベルに対応するデイジタル・シンチグラムの絵素をサンプルする．Fig. 1 (a)では分割レベルを5段階 (L_1〜L_5) とし，全スキャンラインに対してサンプルした絵素の集合を各々 S_1, S_2……S_5 とする．続いて各々のシンチグラム (S_1〜S_5) の重心位置を基準点 G_0 に一致さ

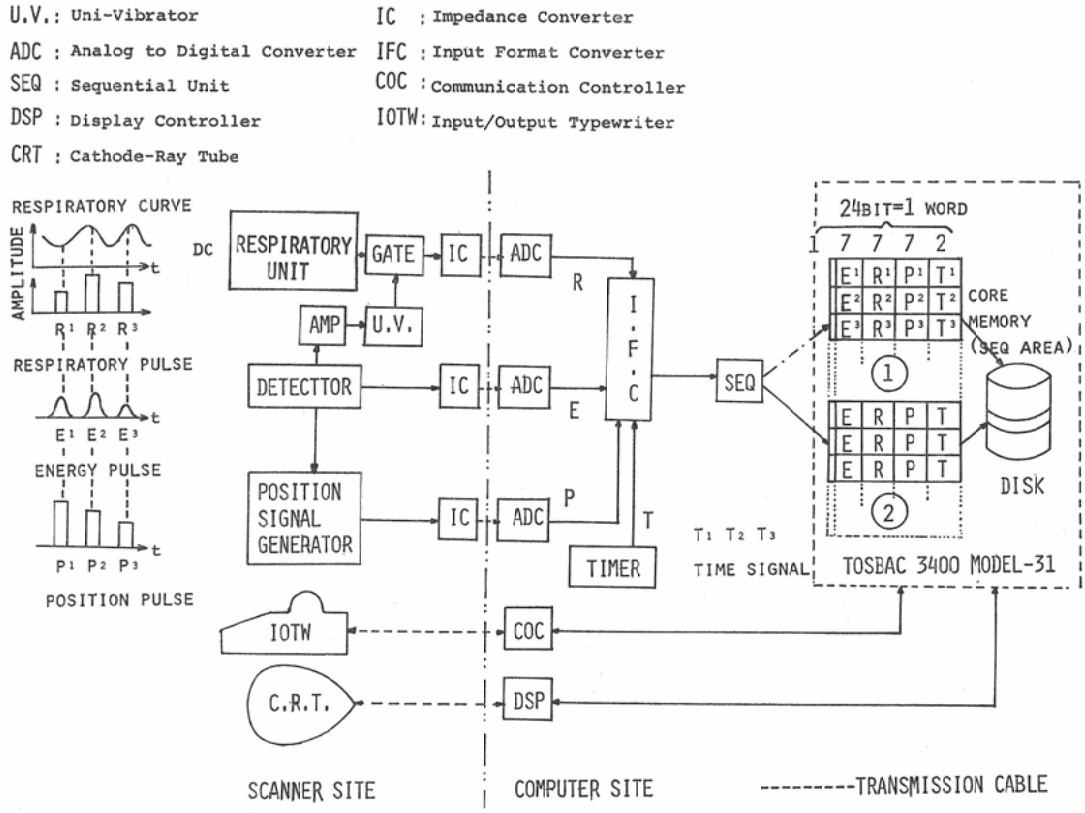


Fig. 2. Data aquisition system for correction of respiratory movement of organ by sequential method

せるよう S_1～S_5 を重ね合せ呼吸性移動を補正したデイジタル・シンチグラム S_0 を得る．但し以上の原理で呼吸性移動が完全に補正されるためには臓器が剛体であるとみなされることを前提とする．即ち臓器の呼吸性移動の大きさと方向は臓器のどの部分をとつても同一であることを仮定する．

3. デイジタル，シンチグラムと呼吸曲線マップの作成

呼吸移動補正の方法は第1に放医研オンライン電算機システム（TÕSBAC 3400 Model 31）によりスキヤナーからのデイジタル・シンチグラムと同時に呼吸曲線をデイジタル的に収集する．続いて，上述の原理に基づいて，ソフトウエアーにより補正を行なう．本節では，データの収集法と収集したデータからシンチグラムと呼吸曲線マップをプログラムにより作成する方法につき論ずる．Fig. 2にオンライン電算機システムによるデータ収集の概要を示す．電算機システム全般については報告されているのでここでは呼吸移動補正のデータ収集法に限つて述べる．システムは大別して，オンライン端末側（Fig. 3）（本例の場合 Scanner site）と計算機室側（Fig. 4）（Computer site）とに分かれ，その間は約 300m の同軸ケーブルで結ばれスキヤナー側からの各種アナログ，パルスの伝送と収集した像をブラウン管表示装置（CRTと略）に表示するための信号などの伝送

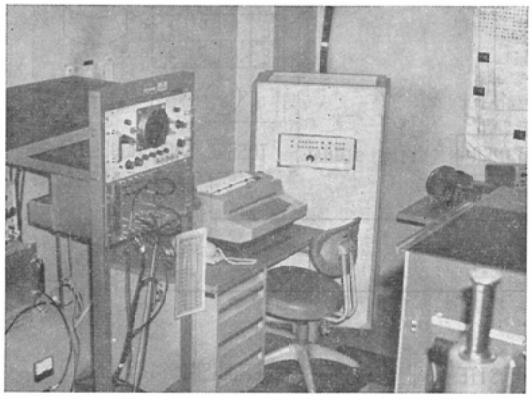


Fig. 3. On-line terminal for scinti-scanner showing I/O controllers

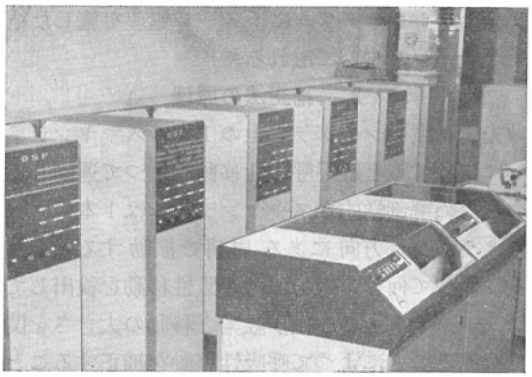


Fig. 4. Computer site showing various on-line I/O controllers

に使われている．スキヤナーは3″ϕ×3″の NaI (Tl) 検出器をもつ Picker Magnascanner Ⅱ型 conventional type を用い，スキヤンアームに取りつけたポテンションメータによつてアームの移動距離に比例して増減する直流電圧をとりだせるようになつている．検出器からのγ線による出力パルス（エネルギーパルス：E信号）がでると，位置信号発生器（Position signal generator）において前述の直流電圧がサンプリングされ，スキヤン方向の位置信号（P信号）がE信号と同時に，パルスとして出力される．一方，呼吸検出器としてはベッドの下側に配置した角度可変のスリットコリメータ付きの3″ϕ×3″NaI(Tl) 検出器と，シングル・チヤンネル波高分析器，レートメータ等により肝の呼吸性移動により，コリメータ視野内に入る臓器の activity の変動を直流電圧の変化としてとりだす．この直流電圧はP信号と同様スキヤナーの検出器からのE信号によりサンプルされ，呼吸信号（R信号）としてパルスでとりだされる．従つて，P,R 信号は共にE信号と同時に出力されインピーダンス変換器（IC）を経て，計算機室に伝送される．また，E,P,R の各信号パルスの波高値はγ線のエネルギー，スキヤン方向の位置情報および呼吸曲線の振巾を示す．

計算機側では伝送されたパルスの波高値を3台の波高分析用アナログ・デイジタル変換器（ADC)によりEを7ビット(128 ch)，Rを7ビット，Pを7ビットに変換し，計算機室のタイマーの時

間情報2ビットと共に入力フオーマット切換板（ＩＦＣ）を経て，シークエンシヤル・ユニット（ＳＥＱと略）に入力する．ＳＥＱは計算機のコアメモリーの中に前もつて確保した2つのバッファ領域（ＳＥＱ領域という）の先頭番地から E,R,P およびＴ信号を順次書きこむ機能を有する．コアメモリーは1語24ビット構成で Fig. 2に示したように E,R,P は各々7ビット，Ｔは2ビットの並列23ビットの情報として記憶され，上位の1ビットは用いていない．これらの情報はスキヤナーからの信号が伝送される毎に書きこまれ，第1のＳＥＱ領域が全て書きこまれると，それらの情報が磁気デイスク（ＤＩＳＫ）に伝送され，スキヤナーからの信号は第2のＳＥＱ領域に書かれる．第2の領域が満杯になると前と逆に第2領域の情報をデイスクに転送し，新しい信号を第1領域に書くという動作を繰返してスキヤナーからの全信号をデイスクに記憶する．このデータ収集はスキヤナの起動と同時に計算機への外部割込みによつて開始されスキヤナーの停止と共に端末側にある入出力タイプライター（IOTW）からの命令によつて終了する．続いてプログラムによつて，デイジタル・シンチグラムと呼吸曲線マップの作成が行なわれる．先ず，デイスクに収集した E,R,P 情報を読みだし1語にパックされている3情報を分解して，Ｐ信号（スキヤン方向の位置情報）の単位変化毎に，一定の範囲にあるＥ信号の数を計算することにより，1本のスキヤンラインのデイジタル・シンチグラムが形成される．この操作を全スキヤンラインについて行なうと，呼吸性移動を伴なつたオリジナルのデイジタル・シンチグラムが形成される．Ｐ信号はスキヤン方向の位置情報を与えているのみであるが，その変化の gradient をソフト的に検出して，相隣り合うスキヤンラインを識別する．一方，同様の方法により，位置情報毎にＲ信号を配列させると，呼吸曲線マップが形成される．この呼吸曲線マップは同一のＰ信号を用いているので上のデイジタル・シンチグラムの座標と1対1に対応している．

最終的には絵素の形を正方形にするためスキヤン方向の絵素の長さとライン間隔が等しくなるように調整し，オリジナルのデイジタル・シンチグラムと呼吸曲線マップをデイスク，またはテープに保存する．また必要があれば端末側のＣＲＴに表示することもできる．

4. 呼吸性移動補正のアルゴリズム

前節で収集，合成したデイジタルシンチグラムを呼吸曲線マップより，呼吸性移動の補正を行なう．Fig. 5にその流れ図を示す．先ず呼吸曲線振巾を最適な5段階のレベルに分割する．第2に分割レベルにある呼吸曲線マップの座標に対応する絵素をデイジタル・シンチグラムよりサンプルし，ある呼吸振巾の点で静止していると考えられるシンチグラム（分解シンチグラム Sampled Scintigram と呼ぶ）を5個作成しスキヤンステップ方向の絵素を Lagrange 法により補間した後5

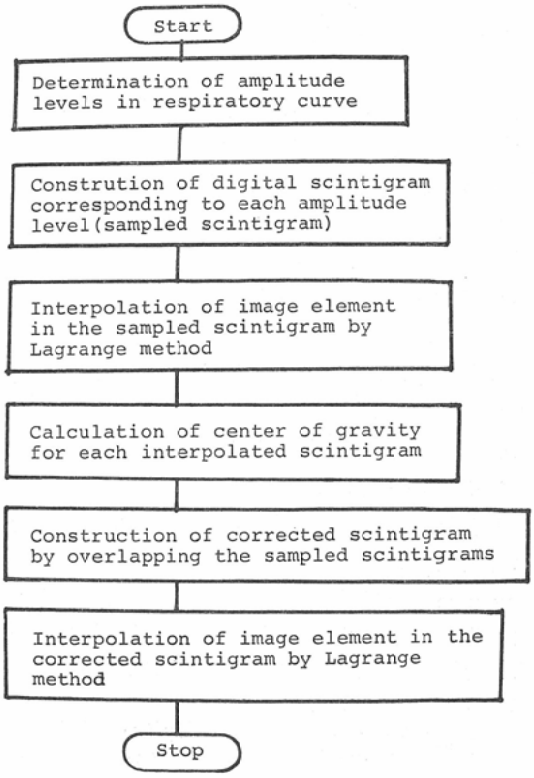


Fig. 5. Flow chart for algorithm of correction of respiratory movement

個のシンチグラムにつきその重心を計算する．第3に各シンチグラム間の重心の距離を算出して，補間前の5個の分解シンチグラムを基準の重心位置に平行移動して重ね合せ，最後に再びステップ方向の絵素を Lagrange 法により補間して補正後のシンチグラムとする．

4—1　分割レベルの決定

呼吸振巾の分割レベルは後の分解シンチグラムの重心計算の精度を一定に保ち，その重心位置の値が呼吸移動と直線関係にあるよう以下の手順により決定する．(i) オリジナルのデイジタルシンチグラムに対してカットオフレベルの計数値を設定しそれ以上のカウントを有する全絵素数(N)とその絵素の計数値の合計(C)を求める．(ii) 呼吸曲線の振巾の最小値 (Amin) と最大値 (Amax) を求める．(iii) Amin から Amax にレベルをあげてゆき，各振巾に対応するデイジタルシンチグラムの絵素数とその計数値を合計する．(iv) それらの値がNおよびCを5で割つた数の整数倍に最も近い時の振巾を分割レベルとした．前者をイコール・ポイント方式，後者をイコール・カウント方式によるレベル設定と定義した．

4—2　分解シンチグラムの作成

呼吸曲線マップはデイジタルシンチグラムと1対1に対応しているから前節で設定された分割レベル間にある座標の絵素をデイジタルシンチグラムからサンプルし，各レベルに対応するシンチグラム（分解シンチグラム）を形成させる．各分解シンチグラムは呼吸性移動の或る範囲内で静止していると考えられる像である．

4—3　重心の計算

重心を求める前に分解シンチグラムの絵素をスキャンステップ方向につき1次元，2次の Lagrange 法で補間する処理を行う．この操作により分解シンチグラムの絵素のうち計測値のないものを補間する．このシンチグラムについて次式により重心を求める．

$$\bar{x}=\frac{\iint xf(x\cdot y)dxdy}{\iint f(x\cdot y)\,dxdy}\quad \bar{y}=\frac{\iint yf(x\cdot y)dxdy}{\iint f(x\cdot y)dxdy}$$

但し，f (x•y) はあらかじめ設定したカットオフレベル以上の各位置における計数値である．

$(\bar{x}i,\ \bar{y}i)$ i＝1～5で示される重心は分解シンチグラムの位置を代表する点である．呼吸移動によるぼけを伴つたオリジナルシンチグラムに対して同様の計算を行いそれをシンチグラムの基準位置 $(\bar{x}_0,\ \bar{y}_0)$ とする．

4—4　呼吸性移動距離の計算

$\Delta xi=\bar{x}i-\bar{x}_0$, $\Delta yi=\bar{y}i-\bar{y}_0$ (i＝1～5) を計算する．Δxi, Δyi は基準点からの呼吸移動をしめす．ここでラインスペースを L (mm) とすれば呼吸性移動距離はそれぞれ $L\cdot\Delta xi$, $L\cdot\Delta yi$ (i＝1～5) となる．Δxi, Δyi (i＝1～5) の最小値を X_{min}, Y_{min} 最大値を X_{max}, Y_{max} とすると

$\Delta X=X_{max}-X_{min}$, $\Delta Y=Y_{max}-Y_{min}$

$L\cdot\Delta X$, $L\cdot\Delta Y$

から，それぞれ水平方向，垂直方向での最大呼吸性移動距離が求まる．$(\bar{x}_0,\ \bar{y}_0)$ を中心に分解シンチグラムの重心位置をプロットし，呼吸による移動のベクトルを求める．

4—5　分解シンチグラムの重ね合わせ

分解シンチグラムを $(\Delta xi,\ \Delta yi)$ i＝1～5だけ平行移動し，基準点に於て重ね合わせ，静止した臓器シンチグラムを求める．ただし重ね合わす分解シンチグラムは Lagrange 補間を施す以前のものを用いる．分解シンチグラムの重ね合わせの際，ある位置で2回以上のデータの重なりがあるときはその位置に前から存在している計数値とこれから重ねようとするものの平均値を前のデータと置き換える．データの重なりがある現象はその位置で測定が2回以上行なわれたことを意味する．スキャナーの場合では臓器の動きの振巾，周期，位相がスキャンスピードやラインスペースと関連して同じ箇所を2度以上スキャンすることがあり得る．また一度も測定の行われなかつた場所もでてくるので，ここで得られた静止状態のシンチグラムは分解シンチグラムと同様に計数値の存在しない絵素を伴う．

そこで再び Lagrange 補間により計数値を発生させ，それを最終的な補正後のシンチグラムとする．

5. ファントーム実験

呼吸運動をシュミレートする呼吸運動模擬装置を作り，それを用いてコールドスポットを埋め込んだ肝ファントームをある呼吸条件のもとに振動させた．このファントームをスキャンし，呼吸性移動によるぼけを伴うシンチグラムと呼吸振巾のマップを作成した．このデータに基づいて補正を試みた．

5—1 実験材料及び方法

Fig. 6はこの実験で用いた呼吸運動模擬装置(シュミレーター)とファントーム，呼吸検出器，スキャナーを示したものである．シュミレーターは呼吸振巾と1分間当りの呼吸回数が可変で，支持台にのせた肝ファントームを縦または横方向に往復運動させる．ファントームは粉末寒天を湯にとかし，アイソトープを入れ，紙製の膿ぼんに移して冷やし，これにパラフインで作つた直径10㎜から5㎜間隔で40㎜までの球を7個，球の中心を同レベルの高さに合わせて埋め込んだものである．これをFig. 7に示す．スキャナーと呼吸移動検出器については前に述べた．但し呼吸移動検出器とファントムの相対的位置とスリットコリメータの角度はレートメータの針の振れの変化が最も大きく，変化の仕方が滑らかな呼吸曲線を検出できるように配置した．

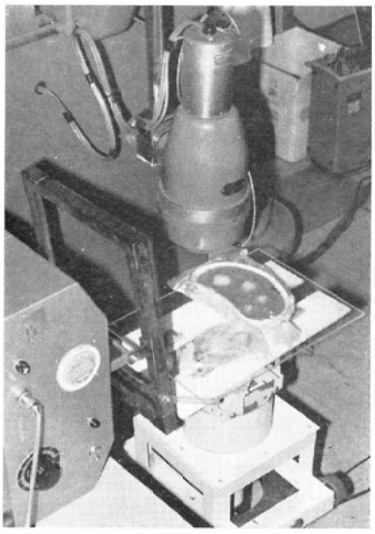


Fig. 6. An experimental arrangement of simulating respiratory movement using a liver phantom

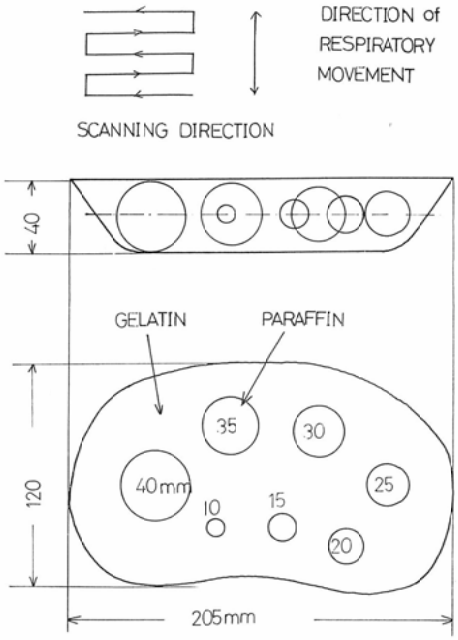
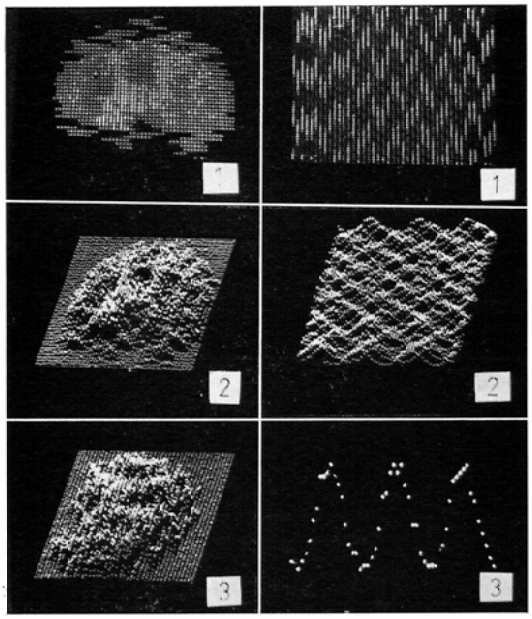


Fig. 7. Configuration of a liver phantom and an example of experiment condition

5—1 実験結果

今回採用した呼吸条件，スキャン条件は，Fig. 7に示す通りである．電子計算機システムによりデータを収集し，呼吸性移動を伴つたオリジナルシンチグラム Fig. 8—(a) と呼吸振巾のマップ(b)—1，2を作成した．配列の大きさは59×44，絵素の大きさは 3.9㎜× 3.9㎜である．(b)—3は呼吸振巾のマップの中からシンチグラムの1本のスキャンニングラインに相当する呼吸曲線をとりだしたものである．このラインでは3回の



(a)　　(b)

Fig. 8 (a) Original scintigram containing respiratory movement (1–3) Isometric presentation on a CRT
(b) (1–2) Respiratory map of isometric presentation correspinding to original scintigram (1–2)
(b) (3) A respiratory curve in the map

呼吸が行われたことを示している．縦軸は呼吸振巾，横軸はスキヤン位置をあらわす．この呼吸曲線のマップとオリジナルシンチグラムから5個の分解シンチグラムを求めるために，呼吸振巾を最適な5つのレベルに分割した．分割レベルの決定には Fig. 9 のヒストグラムを用いた．(a) は最小9から最大46カウントの各振巾に対応するオリジナルシンチグラムの絵素の数を表示したもの，(b) は各振巾レベルに対応するシンチグラムの絵素の計数値を合計したものである．分布曲線の形は (a) と (b) で多少異つている．ただしこの場合，オリジナルシンチグラムにカットオフレベルを設定し6カウント以下の絵素は除いてある．7カウント以上の絵素の数とカウントの合計値はそれぞれ，1492，77051，であり，この $^1/_5$値 298，15410にもつとも近いレベルが (a)，(b) の分布曲線を5分割する最適値である．結果を Table 1 に示す．このうち今回はイコールカウント方式で求めた分割レベルを使用し，Fig. 10 に示す (S_1) ～ (S_5) の5個の分解シンチグラムを Fig. 8 (a) のオリジナルシンチグラム (S) からサンプリングした．9—15，16—23，24—29，30—36，37—46，の各振巾レベルの範囲のいずれかに分類された絵素から成る (S_1) ～ (S_5) の分解シンチグラムはこの振巾レベルの範囲内で静止していると見なされ，しま目模様のシンチグラムを形成する．これらのスキヤンステップ(Y)方向にラグランジエ補間を施し，データの存在しない絵素にカウントを発生させ，重心 (G_1) ～ (G_5) を計算した．結果を Table 2 に示す．また同時に (S) の重心 (G_0) も計算し，基準点とし，これとの差 (Δx, Δy) を求め，ラインスペース 3.9mm (L) をかけたもの ($L \cdot \Delta x$, $L \cdot \Delta y$) から呼吸性移動による最大移動距離を計算した．(G_0)

Table 1. Respiratory amplitude of 5 division level calculated by equal point and equal count method

Respiratory map minimum amplitude	9
maximum 〃	46
BG-Cut off level of scintigram	6
Number of division point (D.P.)	5
Total count (C)	77051
(C)/(D.P.)	15410
Count of division level	9–15, 16–23, 24–29, 30–36, 37–46
Total point (N)	1492
(N)/(D.P.)	298
Count of division level	9–14, 15–19, 20–27, 28–35, 36–46

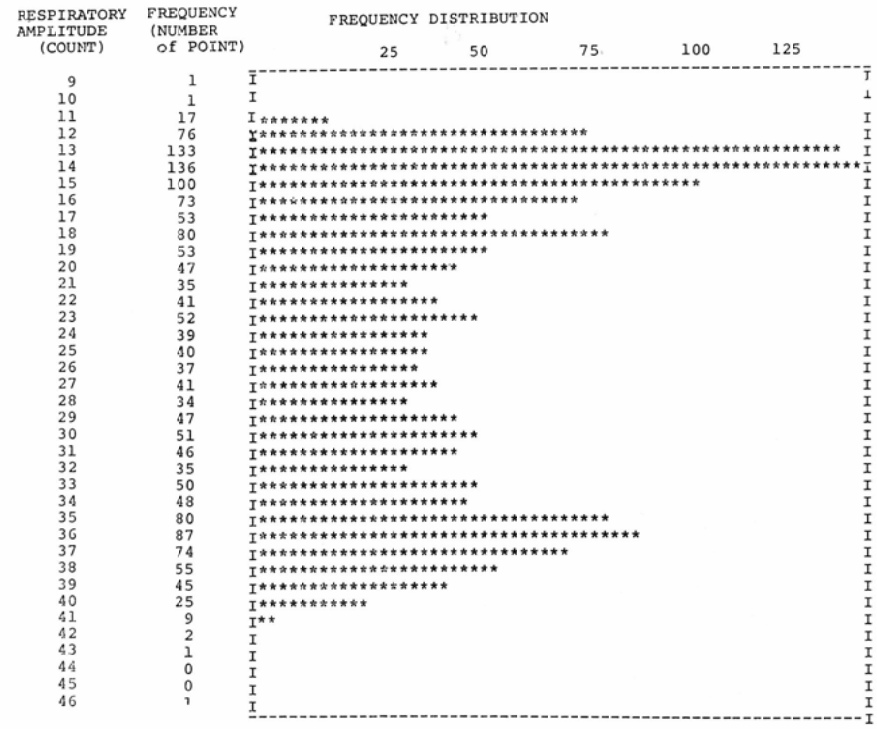
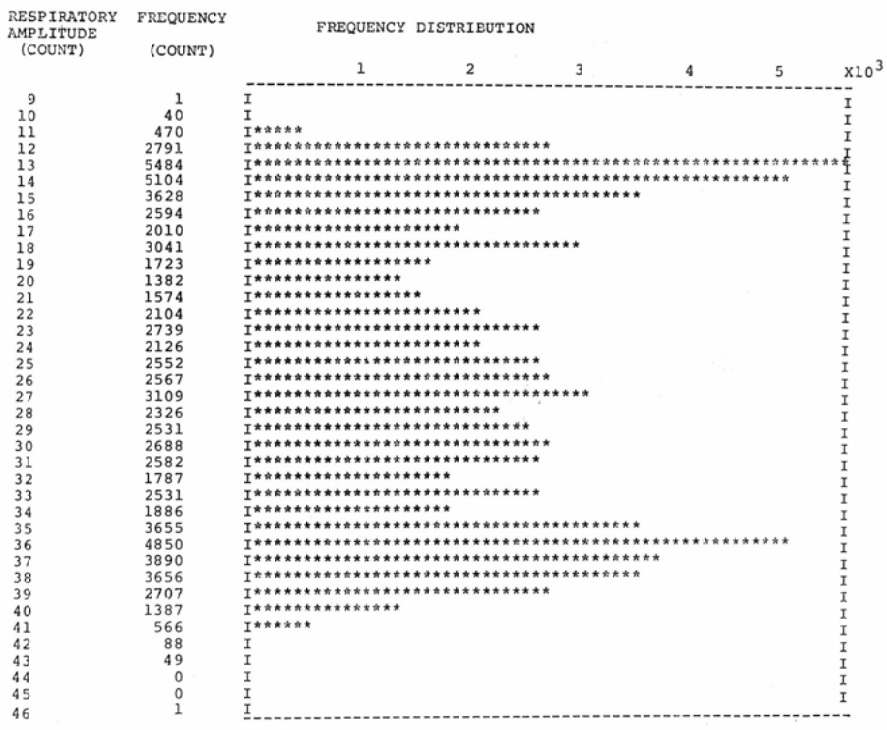


Fig. 9. (a) Histgram of point for the respiratory amplitude



(b) Histgram of count for the respiratory amplitude

Table 2. The center of gravity and respiratory movement of the sampled scintigram

Samplep scintigram	Division level (count)	Center of gravity Gi (x, y)	⊿Y (Gi-G0)	L.⊿Y (mm)	⊿X (Gi-G0)	L.⊿X (mm)
S1	9—15	(33.2, 24.9)	3.2	12.5	−0.1	−0.4
S2	15—23	(33.6, 21.7)	0	0	0.3	1.2
S3	23—29	(33.3, 20.4)	−1.3	−5.1	0	0
S4	29—35	(32.2, 19.3)	−2.4	−9.4	−1.1	4.3
S5	35—46	(34.5, 17.7)	−4.0	—15.6	1.2	4.7
Original scintigram S		G0 (x, y) (33.3, 21.7)		Line space (L) (mm) 3.9		
Maximum value of respiratory		X = 5.1 (mm) Y = 28.1 (〃)				

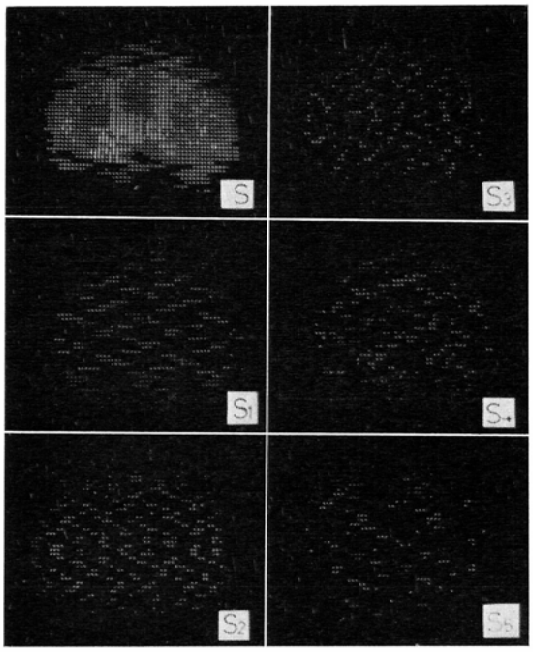


Fig. 10. Sampled scintigram (S_1–S_5) and original scintigram (S)

を原点として，（Y）のプラス側，マイナス側へ移動した最大値はそれぞれ12.5，−15.6であるから，（Y）方向の最大移動距離は|12.5|+|−15.6|=28.1mmとなる．同様に水平方向（x）では5.1mmの値が得られた．また（G_0）を基準にして（G_1）～（G_5）をプロットすると（S_1）～（S_5）の呼吸性移動のベクトル，すなわち移動の大きさと方向を知ることができる．

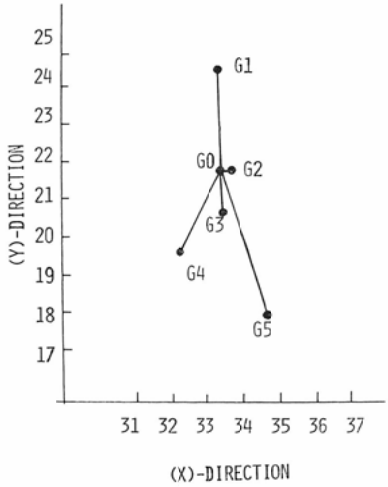


Fig. 11. Vector of respiratory movement

Fig. 11にこれを示す．次に（S_1）～（S_5）に対応した平均の振巾レベルを次式により計算

$$R_i = \frac{\sum_{j=r_i}^{r_{i+1}} j.\,C_j}{\sum_{j=r_i}^{r_{i+1}} C_j}$$

但し C：絵素のカウント
R：平均の振巾
r_i～r_{i+1}：振巾レベルの範囲（i＝1～5）

し，呼吸振巾を横軸にとり，（G_1）～（G_5）のx，y座標を縦軸方向にプロットし，（X），（Y）方向別に呼吸振巾レベルと呼吸移動距離との相関を求めた．Fig. 12に示す如く（Y）方向においてはかなりよい直線性が得られているが（X）方向では不十分である．原理的にはこの2つの（X）（Y）方向の直線関係からすべての呼吸振巾レベルに対応する絵素の絶対移動距離を推定すること

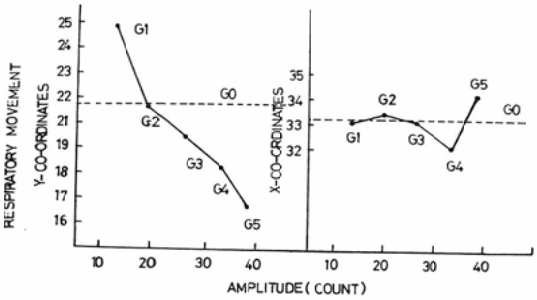


Fig. 12. The relation between respiratory amplitude and the movement in the X,Y co-ordinates, respectively

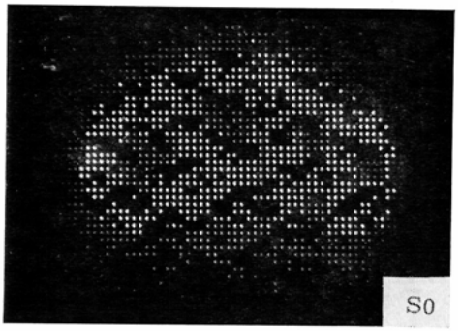


Fig. 13. Static scintigram corrected by overlapping and shifting sampled scintigrams from the point G_i ($i = 1 \sim 5$) to the point G_o

ができる．このことからある呼吸振巾を示す絵素ごとにその振巾に等しい距離だけ静止位置に絵素をもどしてやれば呼吸性移動を補正することが可能である．しかし実際に補正するときには個々の絵素ごとに補正するよりも（S_1）～（S_5）を構成する絵素の集合ごとに（Δx, Δy）だけ平行移動し，基準点で（S_1）～（S_5）を重ねる方がより能率的である．Fig. 13はこの方法で求めた静止状態のシンチグラムである．これに再び Lagrange 補

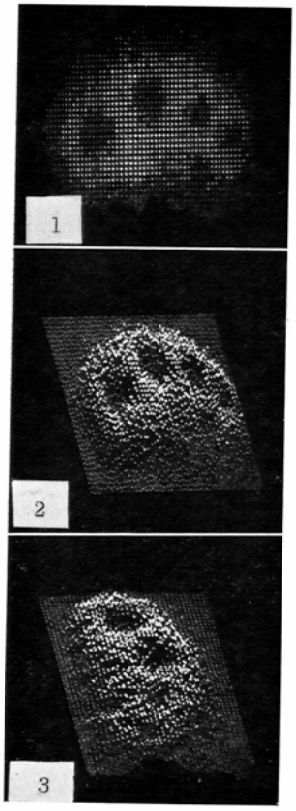


Fig. 14. Static scintigram corrected by the Lagrange Method

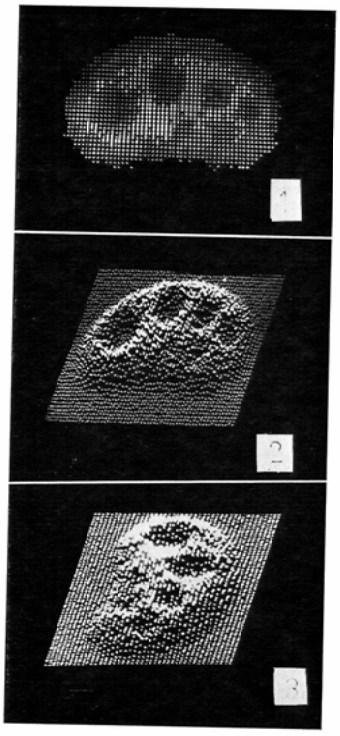


Fig. 15. A scintigram of static liver phantom

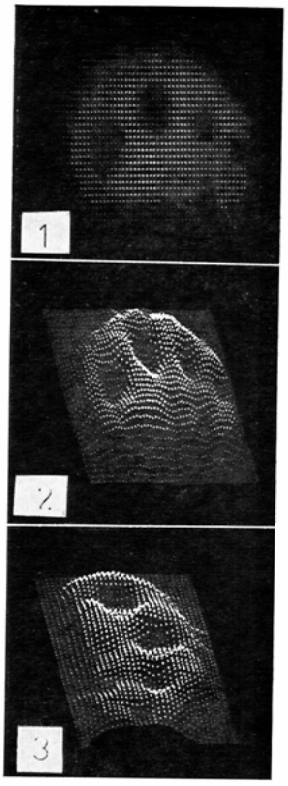


Fig. 16. The result of smoothing by 5 × 5 size Gaussian filter for the corrected scintigram

間を施し，最終的な呼吸性移動を補正したシンチグラム（Fig. 14）を求めた．補正の効果を評価するため同じスキャン条件で静止フアントームのシンチグラム（Fig. 15）を求め，補正後シンチグラムと比較した．画像の乱れはきれいに除去され，静止フアントームのシンチグラムとほぼ同様の結果を得た．次に呼吸移動のあるシンチグラムと補正後シンチグラムにイメージ処理を施したものの比較を行つた．イメージ処理は補正したシンチグラムに対しては，5×5の大きさのガウス分布に近似したウエイトのフイルターを，補正前のシンチグラムには5×5及び11×11のフイルターによりスムージングを施した．Fig. 16，Fig. 17，Fig. 18の各結果はいずれも処理前より画像の乱れが少くなつている．5×5のフイルターによるスムージングの結果では補正後シンチグラムに対して，

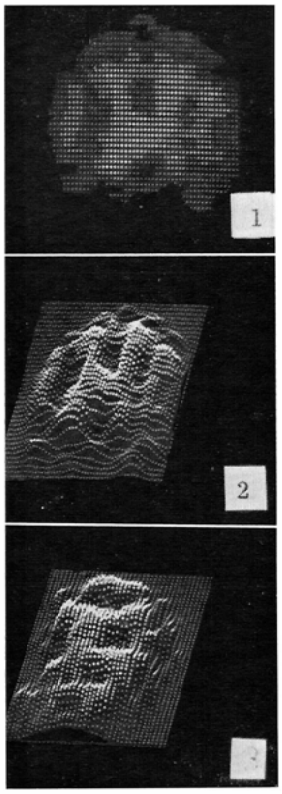


Fig. 17. The result of smoothing by 5 × 5 size Gaussian filter for the original scintigram containing respiratory movement

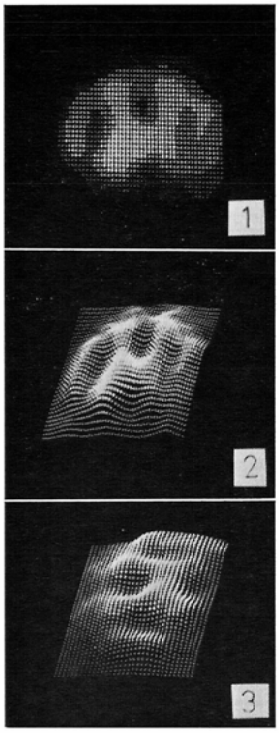


Fig. 18. The result of smoothing by 11 × 11 size Gaussian filter for the original scintigram

ゆがみは全くなくなつている．補正前のシンチグラムではまだゆがみが残つている．しかし11×11のフイルターを用いると分解能は低下するが呼吸性移動の乱れは殆んど感じられない程度に改善されている．このことからスムージング処理は呼吸性移動の補正に効果があるといえる．

6. 考　察

我々の方法では分解シンチグラムの重心位置から呼吸性移動を検出するが実際には計算によつて得られた重心は必らずしも呼吸性移動のみを反映していないことがある．以下呼吸性移動の検出感度に関連するいくつかの因子について考察する．

またイメージ処理と補正法の関係について述べる．

6—1　呼吸性移動と重心位置の精度について

Fig. 12に示した呼吸振巾と実際の呼吸移動距離との相関に於て，スキャンステップ方向では良い直線性が得られ，最大移動距離はシユミレーター

で振動させた振巾に近い値を再現している．しかし移動のベクトル図からも明らかなようにスキャン方向では直線性が保たれず，実際には振動していないはずの動きがあらわれている．この原因はシンチグラムの呼吸の1周期に相当する位置からある振巾の絵素をサンプリングする時に生じたサンプリング位置の差が分解シンチグラムの重心の移動，としてあらわれたものである．Fig. 10に示した如く分解シンチグラムはしま目模様のシンチグラムである．すなわちスキャナーの場合検出器はある時点で，ある1箇所の放射能しか検出せず，必ずその時の呼吸振巾は5つの分割レベル間の1つのみに所属するから，ある分割レベル間に入る呼吸振巾の絵素は呼吸の周期に合わせて周期的に，ラインごとに呼吸の位相がすれれば絵素もずれて出現し，しま目を形成する．従つてこのような分解シンチグラムの重心はスキャン方向の呼吸の1周期におけるサンプリング位置のちがいと呼吸性移動による重心位置の移動の加わつたものである．この誤差を含んだまま分解シンチグラムを平行移動し，重ね合わせを行うと却つてスキャン方向に画像をぼかしてしまうことになる．分解シンチグラムに Lagrange 補間を施す理由はこの現象をできるだけ除くことにある．しかし便宜的には実例で臓器の左右運動が上下運動にくらべて無視できる位に小さいことが確認されればこれを気にすることなくスキャンステップ方向のみの補正でよい．

6—2 呼吸曲線の精度について

我々の方法では臓器の移動距離と呼吸曲線の振巾との関係を先に求めておく必要がなく臓器の動きを直接的に検出しなくてもよい．間接的な呼吸の検出により実際の動きと位相のずれた呼吸曲線が得られても，ずれが一定に保たれていれば分解シンチグラムの重心位置から動きを検出できる．また振巾と臓器の動きが直線関係になくても原理的に支障はない．しかし呼吸曲線はできるだけ滑らかな起伏があり，その変化が臓器の動きとリニアーなほど重心位置の精度は上る．NaI (Tl) 検器を用いるものは臓器の動きを直接的にとらえているが呼吸の検出感度がわるく，最適な設定条件を求めるのに手間がかかる．現在患者監視装置の1つとして用いられている呼吸検出ユニットの利用を考慮中である．

6—3 その他の因子について

ほかに呼吸性移動の検出感度を左右するものとして（i）目的とする臓器以外の放射能がある時，即ちBGや目的臓器とは違つた動きをするか，あるいは全く動かない臓器が存在する時．（ii）スキャンされなかつた位置における計数値の発生．(iv) スキャン条件，などがあげられる．また分解シンチグラムの重ね合わせの際，基準位置との差（Δx, Δy）にあらわれた端数が補正の効果に影響を及ぼす．最良な補正を行うためには以上の各項目について今後さらに検討してゆく必要がある．また今回はのせなかつたがカメラ及び臨床応用の結果からも我々の方法の評価を再度検討する必要があるとも考えている．

6—4 呼吸移動とイメージ処理について

呼吸性移動を補正するアナログ的な方法として data-blending 法や，multiple overlappig 法が提唱されているが，これらの各方法は photo scintigramをとる時にガウス分布に近似した photo spot light とウエイト一定の spot を利用するものである．すなわちこれらはデジタル的にはガウス分布に近似したフイルターと，ウエイト一定の数値フイルターによるスムージング法に相当する．実験結果からも明らかなように，これらの処理により呼吸移動が補正されることがあるのは呼吸性移動のためにスキャンの行われなかつた位置にスムージング操作によりフイルターサイズによつてきまる周囲の絵素の計数値で近似的な値を補間し，移動によるゆがみを平均化し，目立なくするからである．もともと呼吸性移動による像のゆがみとコリメータの広がり関数（point spread function）によるぼけとの間には数式で置き換えられる関係は成立していない．スムージングは呼吸移動によるゆがみが小さく，フイルターの広がりの大きいほど簡便なぼけ補正法として有効である．また臨床例に於てスムージングのみで足りる呼吸移動し

かないことが確められれば補正法としてはこれで十分である．今回の実験では呼吸振巾は30mmもあり，呼吸移動のためにスキャンされなかつた絵素の数は全体の約3割もあつた．そのためここで用いた5×5サイズのフイルターではその絵素の計数値をスムージングで補間することに無理があり，画像のゆがみを目に感じない程度に十分ならすことができなかつたと判断される．スムージング処理のみでぼけを補正しようとするときは呼吸移動の大小に対して最適なフイルターサイズをえらぶ必要がある．大きすぎるフイルターを用いると分解能を低下させてしまう．また目に感じられない程度にならされていた画像のゆがみはスムーズ後インハーンスメントを施すような場合強調されて出てくる危険がある．もちろん不完全に補正したシンチグラムでは呼吸性移動のゆがみをさらに強調してしまうことにもなる．イメージ処理は呼吸移動補正後施すべきである．

7. 結　論

呼吸性移動によるゆがみを伴つた臓器シンチグラムに対して我々の方法による補正の効果がフアントーム実験により確認され，実用的に有効であることが示唆された．

今回のフアントーム実験による結果から補正法に関して以下の特徴を挙げることができる．i）臓器の呼吸による動きの大きさと方向（二次元）が全くプログラム的に，定量的に得られる．ii）スキャン開始前にX線透視下で呼吸曲線の振巾と実際の移動距離との相関を知つておく必要がない．逆にその関係は補正の過程で得られ，呼吸曲線を検出する際の技術的なわずらわしさが省ける．iii）放医研オンライン電子計算機システムを用いることによりデータの収集や補正が容易である．iv）イメージ処理と組み合わせて，さらによい補正効果が得られる．

本研究に御援助と御指導を賜つた本研究所電子計算機室　飯沼　武室長　物理研究部　清水哲男研究員に感謝する．

文　献

1) Atkins, K.L., Hsuser, W. and Richards, P.: Amer. J. Roentgenol 97 (1966), 860—868.
2) Atkins, H.L., Hauser, W. and Richards, P.: Amer. J. Roentgenol 104 (1968), 682—691.
3) Atkins, H.L., Hauser, W. and Richard, P.: Radiology 90 (1968), 912—920.
4) Coulam, C.M., Dunnette, W.H. and Wood, E.H.: Computers and Biomedical Research 3 (1970), 249—273.
5) 福久健二郎：放射線科学．(1970-5) 18-20：(1970-6) 12-16：(1970-17) 11-17
6) 福久健二郎，飯沼武：核医学，8（6）(1971) 431—443.
7) Gottshalk, A.: Amer. J. Roentgenol. 97 (1966), 860—868.
8) Gottshalk, A., Harper, P.V., Jiminez, F.F. and Petasnik, J.P.: J. Nucl. Med. 7 (1966), 243—251.
9) Harper, P.V., Lathrop, K.A., McCardle, P.S. and Andros, G.: Vienna, IAEA 12 (1964), 33—45.
10) 飯沼　武：画像工学コンファレンス論文集，1970.
11) 入江五朗：日本医放会誌，31（6）(1971) 651—654.
12) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: J. Nucl. Med. 9(10) (1968), 507—516.
13) Nagai, T., Fukuda, N. and Iinuma, T.A.: J. Nucl. Med. 10(5) (1969), 209—212.
14) Oppenheim, B.E.: J. Nucl. Med. 12(9) (1970) 625—628.
15) Smoak, W.H., Smith, E.M. and Kenny, P.J.: J. Nucl. Med. 12(3) (1971) 119—122.
16) Stewart, H.R. and Best, E.B.: Amer. J. Roentgenol. 104 (1968) 686—691.
17) 安河内浩，朝倉英男：日本医学会誌，25 (1965) 830—835.