



Title	シンチレーションカメラによる呼吸性移動の検出とイメージ補正
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. 1973, 33(8), p. 671-682
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15247
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

シンチレーションカメラによる呼吸性移動の 検出とイメージ補正

放射線医学総合研究所

松 本 徹 福 田 信 男
藪 本 栄 三 福 久 健 二 郎

(昭和48年 4月26日受付)

Detection of two-dimensional respiratory movement and its correction on the scintillation camera images

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

Research Code No.: 705

Key Words: Correction of respiratory movement, Image processing,
Scintillation camera image

In the previous report, image processing by the on-line computer had been described for correction of image distortion due to the respiratory movement in the liver scintigrams obtained with a rectilinear scanner. The difficulty in the use of scanner was lying in the fact that the respiratory movement should be detected independently of the scanning mechanism.

The same principle was applied in the present work to the images obtained with a scintillation camera and the on-line computer system. Serial image data sampling and calculation of the center of gravity for each frame allowed the detection of two-dimensional respiratory movement and correction of respiratory movement by superimposition of the frames according to the each center of gravity. Experiments with liver phantom and respiration simulator showed that the optimum sampling interval was one-fourth of the respiration cycle in conjunction with statistical fluctuation in calculation of the center of gravity and precise decision of magnitude of respiratory movement. Results of the calculation well agreed with the actual movement of the phantom. The superimposed images in phantom and patients also well agreed with the static images without respiratory movement.

The serial calculations of center of gravity were applied to the vertically divided sub-images and possibility of correction was suggested in such a case that the magnitude of movement was not even throughout the organ. In the liver image, the horizontal movement failed to be differentiated from the statistical fluctuation.

The correction was not only useful for increased detectability of small lesion but also essential for computer image restoration as a pre-processing.

1. 緒 言

シンチスキャナーやカメラのR I イメージから臓器の呼吸性移動を検出するとそれに原因するイメージのゆがみを除去することができる。我々は先にシンチスキャナーの肝シンチグラムから肝の2次元方向の呼吸移動をデジタル電子計算機を用いて定量的に算出し、イメージの改良を行う方法について報告した。(17) 本報はこの方法をカメラ像を対象とした場合に拡張し、これにより検出される呼吸性移動の定量性とイメージ補正の効果を実験や臨床例への応用により確認し、カメラによる呼吸性移動検出の有用性を検討したので報告する。

2. カメラによる呼吸性移動の検出とイメージ補正法の原理

Fig. 1はカメラ像から呼吸移動を検出し、イメージのゆがみを補正する原理図を示す。S₁~S₂は測定時間 Δt でカメラにより連続的に収集したn個のイメージであり、それぞれに対応するG₁~G_n

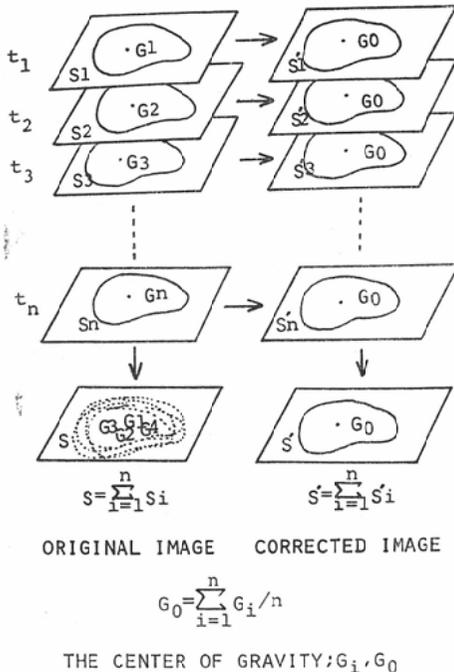


Fig. 1 Principle of correction. Serial images are superimposed according to each center of gravity.

は(1)式で与えられるS₁~S_nの重心位置である。

$$G_x = \frac{x \cdot f(x, y) \, dx \cdot dy}{\int f(x, y) \, dx \cdot dy} \quad \dots\dots (1)$$

$$G_y = \frac{y \cdot f(x, y) \, dx \cdot dy}{\int f(x, y) \, dx \cdot dy}$$

(G_x, G_y)_i → G_i (i = 1 ~ n)

但し f(x, y)は位置座標(x, y)における計数値。

$$G_0 = \sum_{i=1}^n G_i / n \quad \dots\dots (2)$$

(2)式で示される G₁~G_n の平均値 G₀ を静止イメージの中心とし、イメージの絵素のサイズをL × L (mm) とすると呼吸移動距離は、

$$\Delta \gamma_i = G_0 - G_i \quad (i = 1 \sim n) \quad \dots\dots (3)$$

$$R_i = L \cdot \Delta \gamma_i \quad (\text{mm}) \quad \dots\dots (4)$$

で計算される。呼吸移動を補正しないイメージは

$$S = \sum_{i=1}^n S_i \quad \dots\dots (5)$$

であらわされ、イメージの補正は S₁~S_n を(3)式で計算した Δγ_i だけ、符号と逆方向に平行移動した S'₁'~S'_n' を静止位置 G₀ でn個重ね合わせた

$$S' = \sum_{i=1}^n S'_i \quad \dots\dots (6)$$

を求めることで行われる。

3. イメージ補正のプログラム

Fig. 2に呼吸性移動の検出とイメージ補正のBlock Flowを示す。このFlowに従ってイメージ補正のプログラムを作成した。データ収集とイメージ処理はオンラインで行い、問題とする呼吸移動の検出とイメージ補正はオフライン的に実行した。

3-1. オリジナルイメージの収集

カメラ像から呼吸移動を検出し、イメージを補正するために、測定時間が0.5秒のイメージを連続的に収集した。イメージの収集には放医研オンライン電子計算機システム、TOSBAC-3400 Model 31を使用した。収集法の詳細についてはすでに報告されているので(6, 7, 13, 18)ここではFig. 3に概略図を示すに留める。

3-2. 前処理

カメラに感度の不均一性があると呼吸に原因する重心変動以外の周期的な変動が検出され、イメージ補正が不正確になるため、収集した各イメージに対して感度の不均一性を補正した。その方法

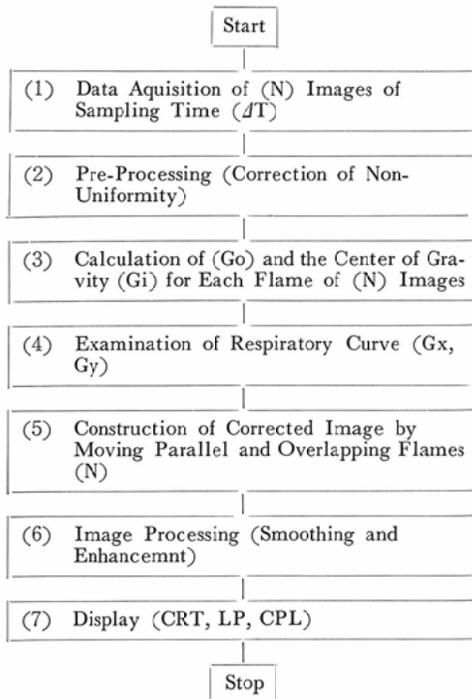


Fig. 2 Block flow of computer program.

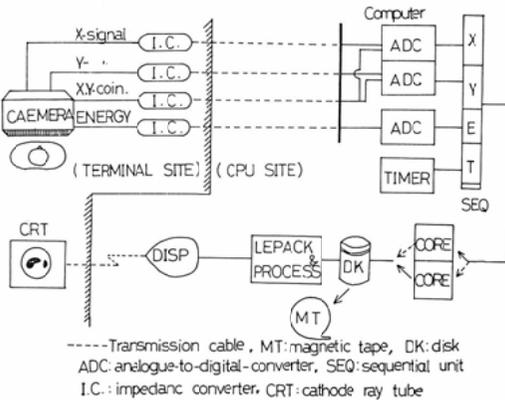


Fig. 3 Data acquisition system of NIRS on-line computer.

はあらかじめ対象臓器の測定と同じ条件で統計変動が無視できる程度の不均一性を示す実測データを求めておき、この平均の計数値と各位置における計数値との逆数をイメージに掛け合わせるにより行った。

3-3. 呼吸性移動の検出

臓器を剛体と仮定し、式 (1)~ (4)の計算を各イメージについて実行し、呼吸性移動を検出した。

3-4. 呼吸移動曲線の周期性の検定

式 (3), (4)で垂直及び水平方向別に求めた呼吸移動の経時的な変化を呼吸移動曲線と呼ぶ。呼吸移動曲線には呼吸による真の周期とランダム変動による外見的周期が含まれており、外見的周期を真の周期と見なすとイメージは補正されず、却つてイメージにひずみを与えることになるため、求めた重心移動曲線が単なるランダム変動か、呼吸移動による同期性を含んだ曲線かの検定を行った。判定基準として連続な値をとり得るある偶然量のゆらぎの性質を、極大・極小が如何なる間隔で起るかに注目し、それを確率論的に導いた亀田の式 (8, 16)の結果を採用した。即ちランダム変動を示す時系列データに於て極大 (小) 値から次の極大 (小) 値が 1 の間隔であられる確率 $W'(l)$ は、

$$W'(l) = 3 \cdot \frac{2^l(1+2)(1-1)}{(1+3)^l} \dots\dots\dots (7)$$

$$(l \geq 2)$$

で示すことができ、次の極大 (小) 値までの長さ l の平均値は、

$$\bar{l} = \sum_{l=2}^{\infty} l \cdot w'(l) = 3 \dots\dots\dots (8)$$

であることを利用した。実際には呼吸移動曲線の極大 (小) 値間隔の平均 \bar{l} を計算し、 $\bar{l} \geq 4$ の呼吸移動曲線のみを補正に利用することにした。

3-5. イメージの平行移動と重ね合せ

各イメージごとに呼吸移動した分だけ静止位置まで $x-y$ 平面上を平行移動してもどし、その位置ですべてのイメージの計数値を蓄積し呼吸性移動を補正したイメージを求めた。この時 $\Delta\gamma_i (i=1 \sim n)$ であらわされる呼吸性移動の小数点以下の端数は 4 捨 5 入法により整数化し、その値でイメージを平行移動した。

3-6. イメージ処理

呼吸移動曲線のゆらぎやイメージの平行移動の際の端数による補正の過不足をガウス分布に近似

したフィルターのスムージング処理で相殺し、補正後イメージの最終的な仕上げを行つた。その結果は端末のCRT又は電算機室内のラインプリンター、カーブプロッターにより表示した。

4. 実験方法及び結果

4-1. 呼吸性移動の検出

(i) ファントーム実験

コールドスポットを有する肝ファントームを呼吸運動模擬装置により、ある呼吸条件で振動させ、そのイメージをオンラインシステムにより取

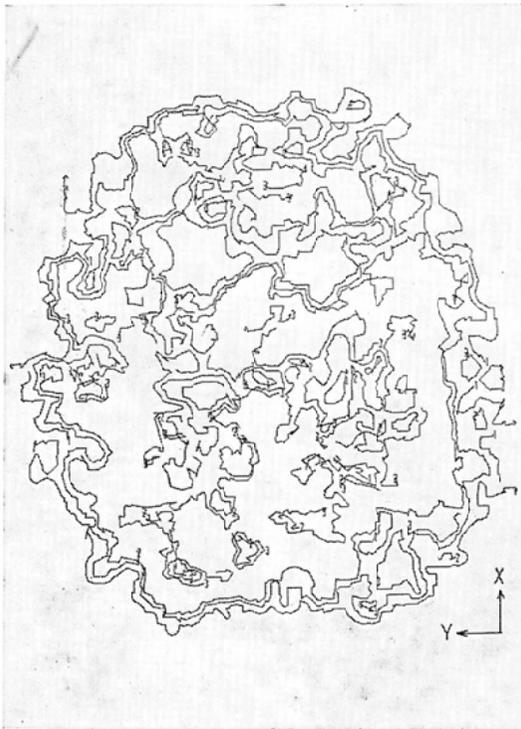


Fig. 4 One of the serial images in phantom experiments: the amplitude is set to be 30 mm, maximum is 2 counts, contour level is 0.3, 0.6 and 1.2 counts, sampling interval of a image is 0.5 seconds.

集した。これをもとに Fig. 2 のプログラムにより呼吸移動を検出した。呼吸条件は呼吸回数18回/分、一定、振巾のみを5、10、20、30mmの4通りとり、ファントーム全体をx-y平面内で同一振巾で振動させた。まずここではイメージ全体

から呼吸移動を検出する方法(式(1)で積分の範囲をイメージ全体にとる)を試みた。Fig. 4は最大振巾30mmの場合から測定時間0.5秒の1イメージを取り出し、ガウシアンフィルターによるスムージングを施した後カーブプロッターにより等高線表示を行つたものである。各イメージのマトリックスサイズは64×64、1絵素は4.7×4.7mm total countは約500である。

Fig. 5はこれに類似した測定期間中のすべてのフレームに、イメージ全体の計数値から計算した、水平及び垂直方向別の重心位置 G_x , G_y の経

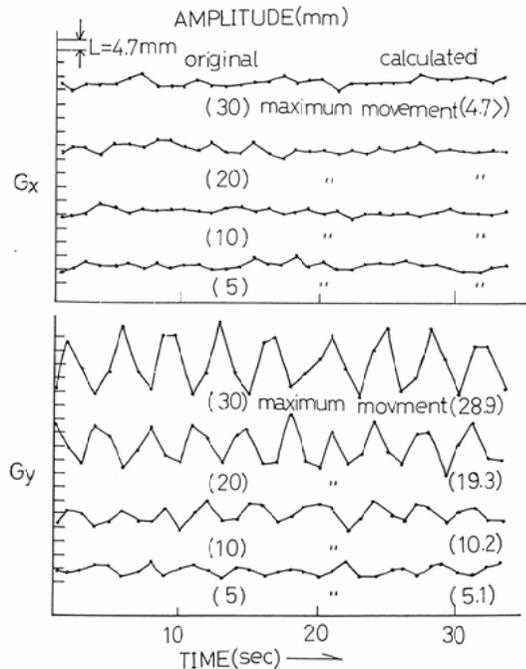


Fig. 5 Result of calculation of the center of gravity in phantom experiments. The phantom is vertically moved in the cycle of 18 times/minute. The amplitude is set to be 30, 20, 10 and 5 mm, respectively.

時的な変化を求めたものである。この呼吸移動曲線からファントームは主として垂直方向に呼吸運動していることが判る。曲線の振巾や周波数は実際に行わせた条件とよく一致している。

(ii) 臨床例への応用

^{99m}Tc コロイド 2 mCi を投与された患者の肝臓

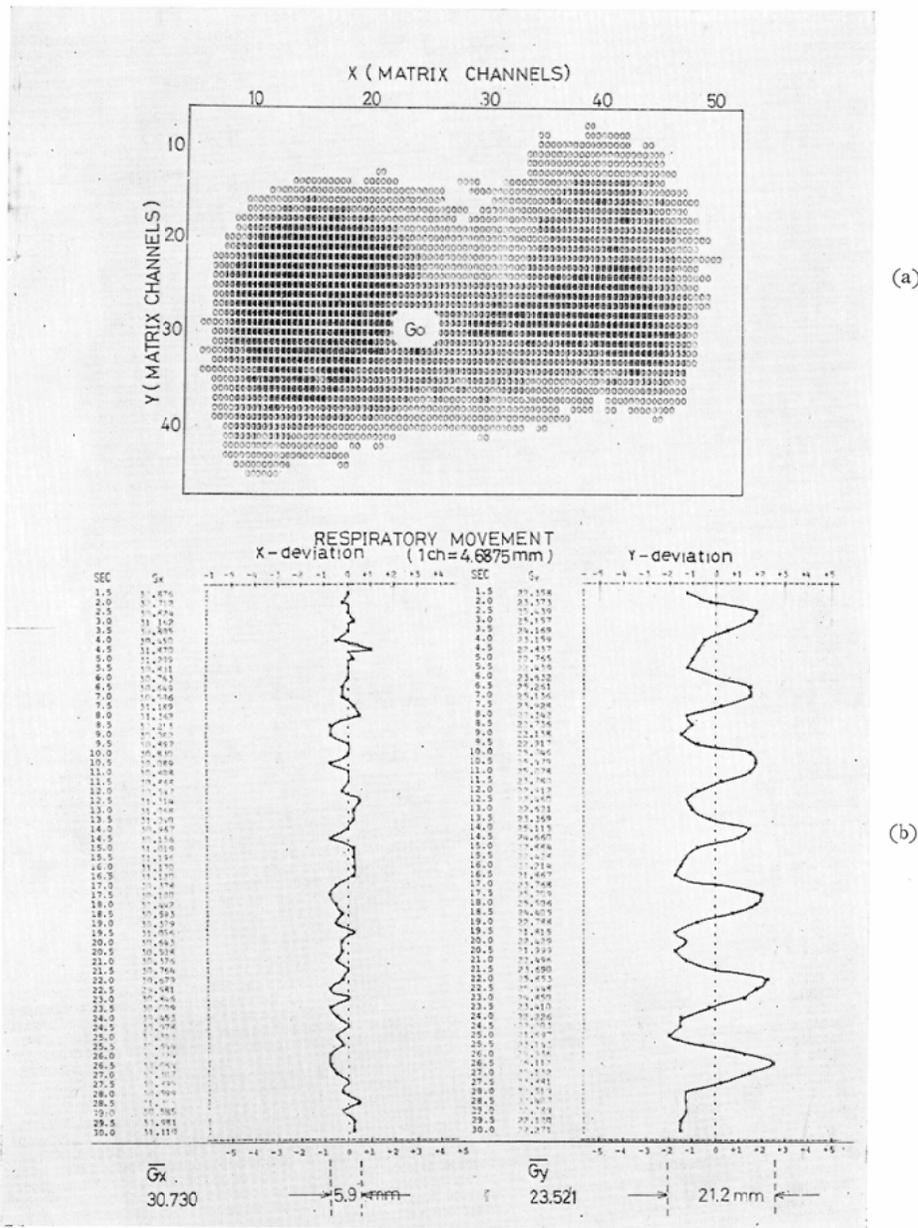


Fig. 6 (a) Accumulated image of patient.

Go: average value of the center of gravity for each frame.

(b) Results of calculation of two dimensional respiratory movement (respiratory curve).

を対象とし、カメラで連続測定した0.5秒ごとの60個のイメージから呼吸移動曲線を求めた例をFig.6(b)に示す。このとき1フレーム当りのtotal countは約1000であった。曲線は肝全体と脾臓の

呼吸移動を G_x , G_y の変動曲線であらわしている。仰臥位、安静時における水平及び垂直方向の肝の呼吸に伴う動きを示すものと考えられる。ファントム実験で求めたものよりもフレーム当り

の total count が2倍も多いので滑らかな曲線が得られている。最大振巾をとると水平方向に 5.9 mm, 垂直方向に21.2mmの呼吸移動が認められ, 主に垂直方向の動きに影響された肝イメージを形成していることが判る。Fig. 7は他の例について深呼吸後, 呼吸停止を行い, 続いて通常の呼吸を行わせた時の垂直及び水平方向における肝の呼吸移動曲線を求めたものである。曲線の周期や起伏は行っている呼吸状態に対応した変化を示している。ここで G_y の変動が規則的に変化し, G_x が不規則であるような Fig. 6 (b) の二つの曲線について (8)式を根拠として周期性の検定を行ってみる。

曲線の peak to peak, 底から底までの間隔を求め, その平均値 \bar{I} を呼吸移動の平均周期とみなすと G_y 曲線では $\bar{I} = 8$, G_x 曲線で $\bar{I} = 2.7$ が得られた。即ち各イメージの測定時間は 0.5秒なので, 肝の垂直, 及び水平方向の呼吸移動の周期は

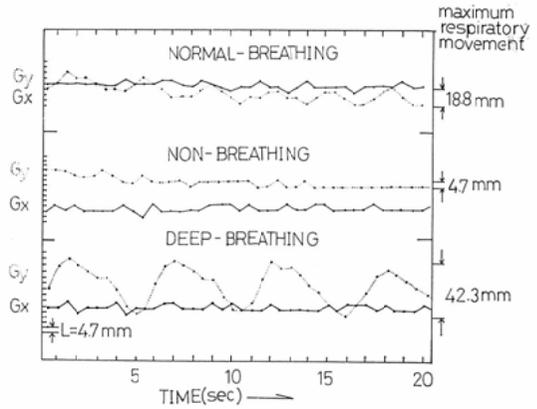


Fig. 7 Results of calculation of the respiratory movement in deep breathing, non breathing and normal breathing, respectively.

それぞれ4秒, 1.4秒であり, 1分間当りの呼吸回数は15回/分, 43回/分であることになる。但しこの場合の \bar{I} は55回のサンプリングポイントからの平均である。

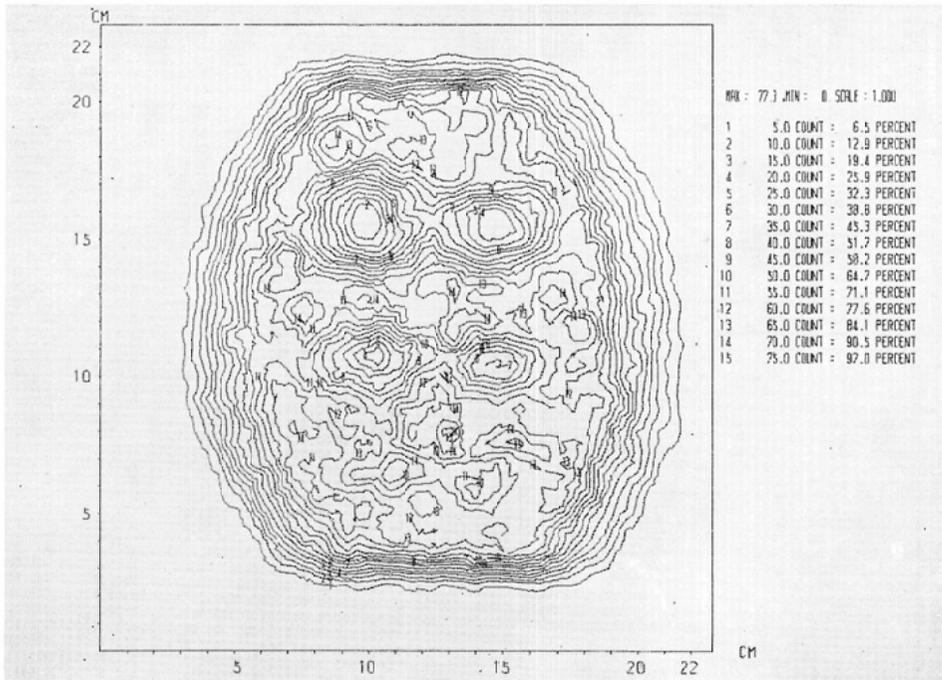


Fig. 8 Original image without correction. Amplitude of vertical movement is 30 mm. Image in Fig. 8~12 are smoothed by the Gaussian filter.

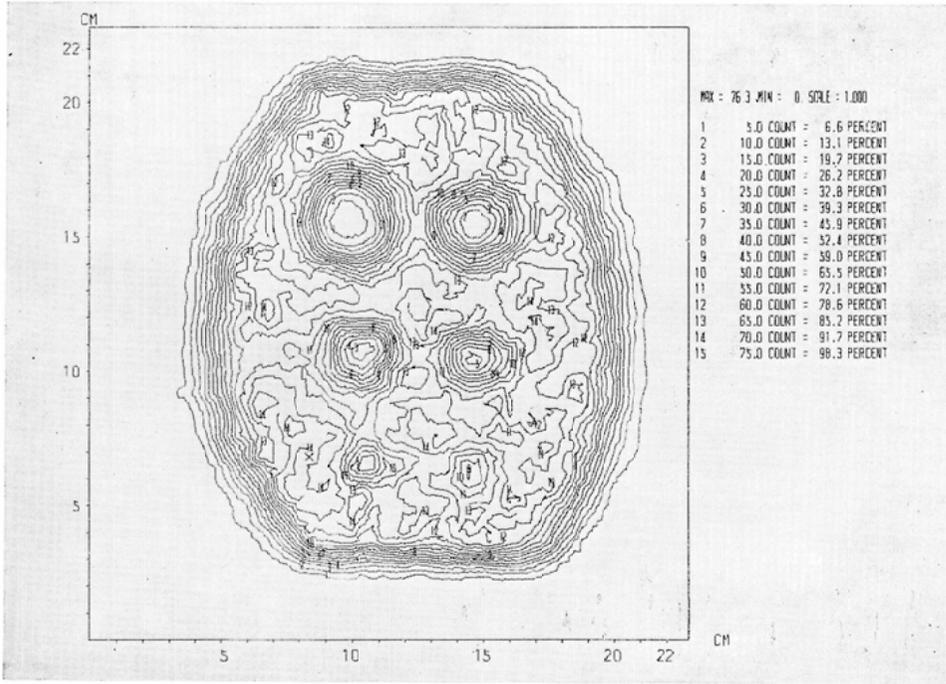


Fig. 9 Corrected image from the data in Fig. 8.

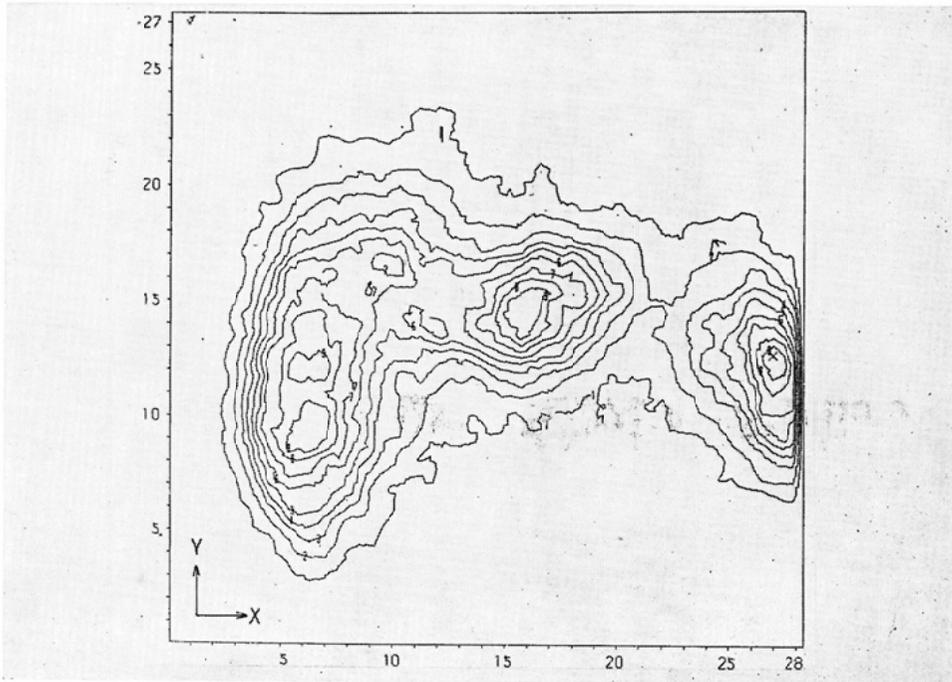


Fig. 10 Original liver image of a patient.

G_x 曲線で推定された呼吸数は實際上、生理的に起り得ない数値であり、極値間隔はランダム変動曲線において設定した閾値 (= 4) 以内にあることから G_x 曲線中には呼吸移動に原因する周期的な変動は存在しないと判定してもよいと思われる。したがってこの例では検出された水平方向の最大振巾 5.9mmは呼吸移動ではなく、ランダム変動による見かけの振巾であるとみなされ、イメージ補正には G_x は使用せず、 G_y 曲線のみが参照されるべきであると判定される。

4-2. イメージ補正

(i) ファントム実験

Fig. 8はファントム実験で求めた振巾30mmの場合の55個のイメージを呼吸性移動を検出せずにそのまま蓄積しただけのオリジナルイメージである。これに対して Fig. 9はプログラムにより呼吸移動を補正したものである。カーブプロッターによる等高線表示を行つている。どちらもガウシアンフィルターによるスムージングを施してあ

る。補正後イメージではオリジナルに存在しているイメージ全体とコールドスポットの輪かくのゆがみが消え、スポットとその周辺のカウントの差が顕著である。又オリジナルでは見分けることが困難な小さなスポットも検出され明らかに分解能の改善がみられる。

(ii) 臨床例への応用

Fig. 10は深呼吸時の肝臓+脾臓のイメージを0.5秒間ずつ50フレーム収集し、全フレームを単

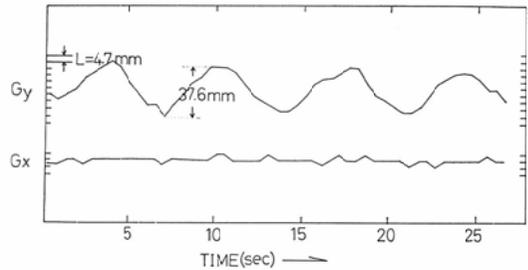


Fig. 11 Respiration curve of the case in Fig. 10 obtained by calculation of center of gravity for 50 serial images.

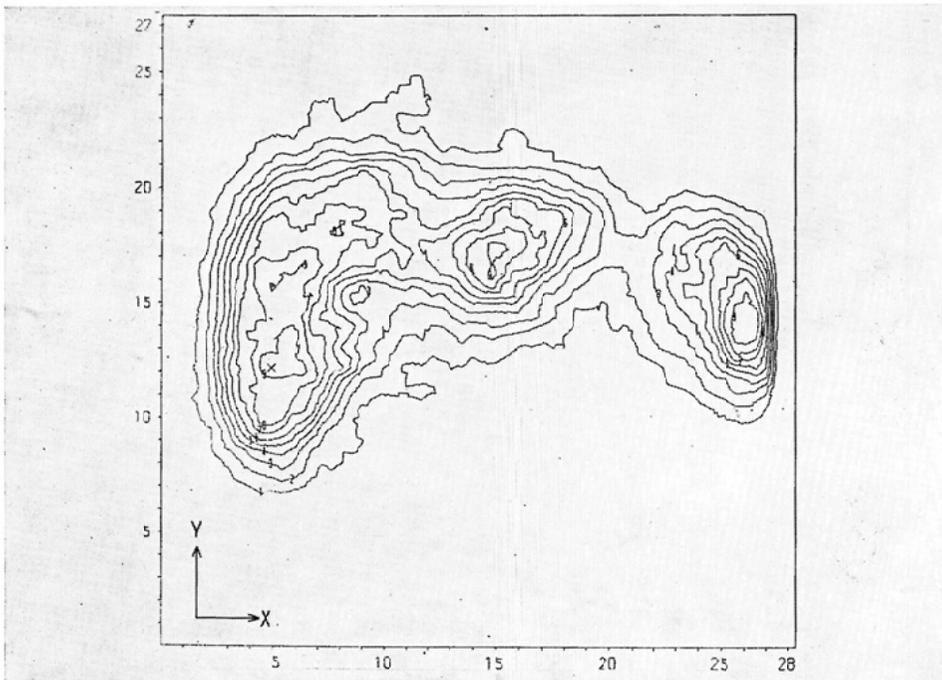


Fig. 12 Corrected image of the case in Fig. 10.

に蓄積しただけのオリジナルイメージである。1フレームの total count は約1500カウントであった。このとき得られた垂直及び水平方向の呼吸移動曲線 (Fig.11) を基に肝臓及び脾臓を剛体とみなしてイメージの補正を実行した。結果を Fig.12 に示す。(i)と同様スムージングを施した後カーブプロッターで等高線表示を行つている。等高線のレベルはイメージ中の max count を 100%とし、10%きざみの計数值で10段階に分けて表示している。

曲線はイメージが主に垂直方向に呼吸移動していることを示すが、オリジナルイメージに対して、これを補正したイメージは静止位置 G_0 を中心とする方向に上下に像が圧縮され、全体的に鮮明になつている。特にオリジナルでは見分けにく

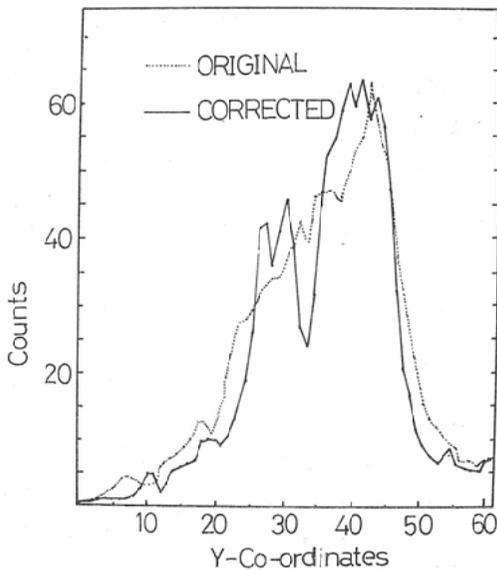


Fig. 13 A vertical profile at the region of gall-bladder.

い胆のう部分が検出されている。このことは胆のうを横切る垂直方向の1ラインを取り出し、プロフィールを比較すると一層明らかである。結果を Fig.13に示す。

5. 討 論

5-1. 呼吸回数とイメージの測定時間について

通常の呼吸 (15~20回/分) に対して計数值が十分あれば1つのイメージの測定時間は短いほど呼吸移動の検出精度は良くなる。しかし現実には用いる電算機システムの能力と1フレーム当りの total count により限界がある。システムはサンプリング時間を短くしても効率よくデータ収集が行えるスピードを有し、収集すべきフレーム数が増加するのでこれに耐え得る記憶容量を持たねばならない。さらにフレーム当りの計数值が少くなるので呼吸移動曲線中のゆらぎが増え、イメージ収集後の処理時間も尠大になるため、或る呼吸回数に対して実用性を考慮した最適と思われるサンプリング時間を決定しなければならない。 Fig. 14

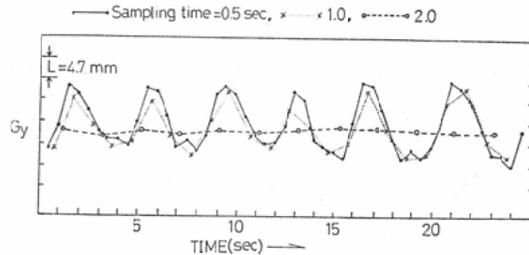


Fig. 14 Effect of sampling interval. Respiratory movement is not detected in 2 seconds sampling.

は Fig. 6 (b) に示した測定時間 0.5秒のイメージから 1.0秒、2.0秒のイメージを作りそれから計算した呼吸移動曲線を 0.5秒の場合と比較したものである。この例では呼吸周期は約4秒であるが、2秒間隔のイメージから求めた重心移動は肝の呼吸移動を全く検出していない。実用的にはサンプリング時間は平均呼吸周期の1/4を目安に選ばないと考えている。

5-2. 局所で異なる呼吸性移動の検出とその補正について

補正の対象は主に肝臓であるが肝臓の呼吸に伴う運動は呼吸条件により変化し、動きは3次元的で、その方向と大きさは局所により異つていると思われる。我々の方法は複雑な肝の動きを、連続的に収集したカメラ像から、2次元平面上における重心位置の時間的変動としてとらえているが、その時、肝のすべての部分で呼吸性移動が同じで

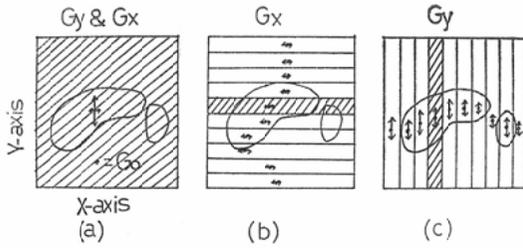


Fig. 15 Calculation of center of gravity for divided area in horizontal and vertical slices.

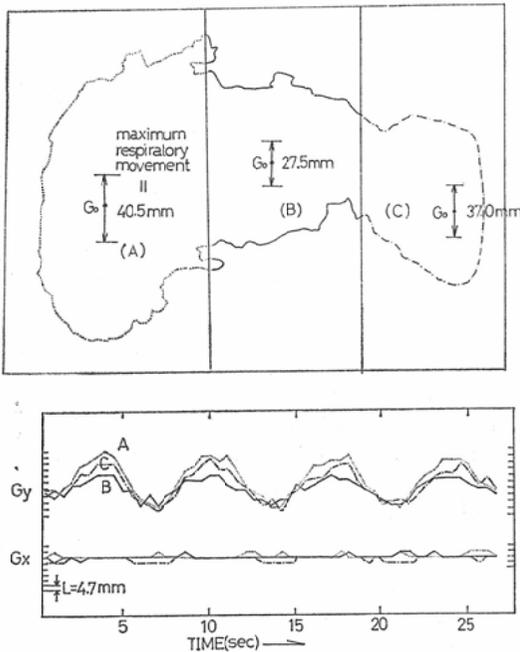


Fig. 16 Application of the principle in Fig. 15 to the liver and spleen image. See the differences in amplitude of movement in the different regions.

あることを仮定している。ファントム実験では仮定は明らかに成立しているのでイメージの重心移動は肝ファントムのすべての局所における呼吸性移動をあらわしている。しかし臨床例では得られた呼吸移動曲線は各部分の動きを平均したもので近似的にそのときの呼吸性移動をあらわしているとみなされる。ここで2—(1)式の積分の範囲をイメージ全体(Fig.15(a))ではなく、(b) (c)に示す如く、垂直又は水平方向のどちらか一方

のみの動きを検出することを目的に或る大きさのスリットを設定し、そのスリットに入るエリアごとに (1)～(6)式を適用すると局所で異なる呼吸性移動を検出することが可能である。その結果、肝を剛体と仮定することの良否を判定したり、否と判定された場合は局所別に同様の手法により、イメージを補正することが出来る。Fig.16はFig.7に示した症例について、局所の垂直方向の動きの検出を目的にイメージを肝の(左+右)+脾の3つのエリアに分け、そのエリアごとの呼吸移動曲線を計算し、結果を重ねて表示したものである。イメージ全体から求めた曲線(Fig.11)と比較すると、位相は余り変わらないが、振幅は肝の左、右でやや異なり、肝と脾の呼吸移動は殆んど同様であることが確認できる。又念のために同じ方法を4—1(i)のphantom実験で求めたイメージにも応用してみたが、各エリアごとに得られた呼吸移動曲線はイメージ全体から求めたものとほぼ一致していた。以上の如く同一臓器における局所の動きが問題となる場合は局所ごとにイメージを補正しなければならないが、対象(肝)以外の臓器(脾)がイメージ中に存在し、対象と比較して大きく移動するか、或いは全く動かないような場合は肝と脾を分けて補正するか又は前もって脾の部分を除いておくかすればよい。計数値が十分あればスリットは細いほど局所の動きを微細に検出することができる。

しかし実際には呼吸性移動の精度はスリット内の計数値に依存しており限界がある。スリットを細くするほど計数値は少くなり重心の精度は低下し呼吸移動曲線中にランダム成分が目立つてくる。場所ごとに異なる呼吸移動がゆらぎの範囲内にかくれてしまうような曲線では部分ごとにイメージ補正を試みても効果は薄くなる。そのためこの場合は呼吸移動曲線にスムージング処理を施してから曲線の周期性を検定し、局所ごとにイメージ補正を実行する。この時のスムージングはランダムノイズに覆れている周期性をノイズと分離することを目指しているが、あまり強いスムージングをかけると呼吸移動の振幅が実際より少な目に検

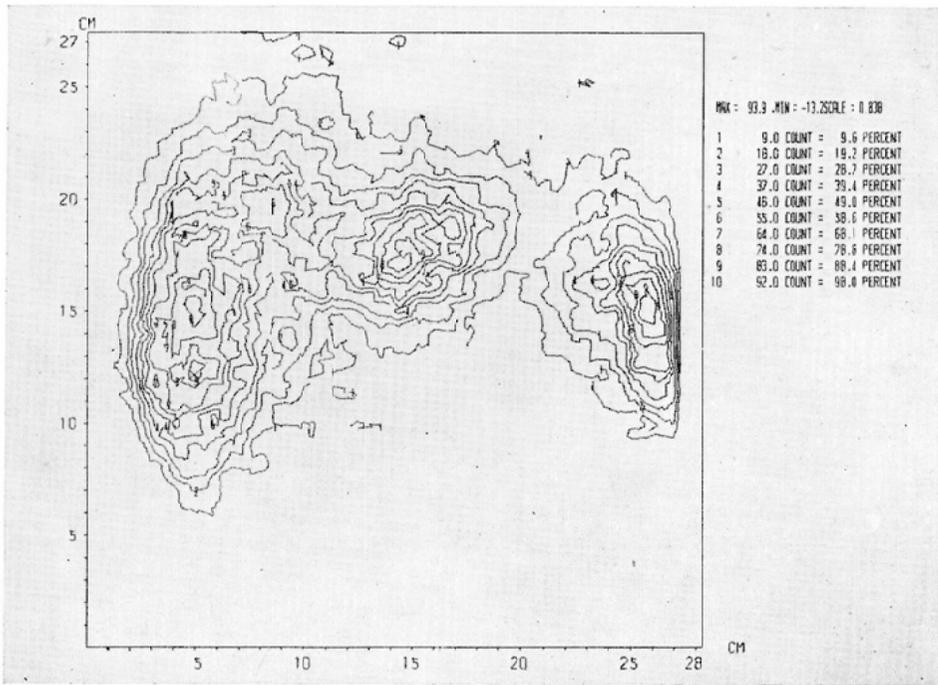


Fig. 17 Restoration of the case in Fig. 11 (original image) after 9 points averaging by iterative approximation. The 3rd image is shown.

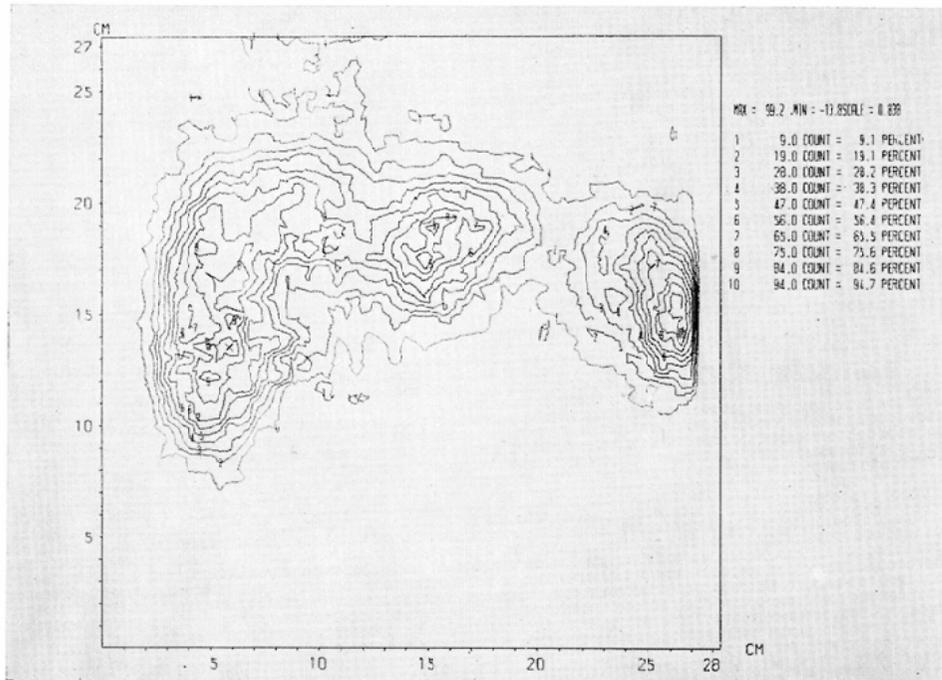


Fig. 18 Restoration of corrected image in Fig. 12.

出されるためノイズの程度に応じた最適なスムージング法を選ばねばならない。又局所の補正を実行する場合イメージの部分ごとの平行移動や重ね合わせに時間がかかるため、実用性を考慮すると、局所の動きを問題にする特殊な場合以外は肝又は脾を剛体と仮定して補正の方が能率的である。

5-3. 呼吸移動の補正とイメージ処理

Fig.17, 及び Fig.18は、それぞれ補正前、後のイメージに逐次近似法 (19・20) による enhancement を施したものである。補正をしないイメージに enhancement を行つても胆のう部分は検出されないが呼吸性移動を補正してからイメージ処理を施すと、一層効果的に解像力を向上させることができる。

6. 結 語

(i) カメラで収集したイメージから呼吸性移動を検出し、それを基にイメージの補正を行う方法について述べた。

(ii) フェントーム実験により検出された呼吸移動曲線の定量性を検討した。イ) その結果平均呼吸周期の $1/4$ の測定時間で連続的にイメージを収集すると実用的である。ロ) それから、2次元方向の呼吸移動を定量的に検出できる。

(iii) 臨床例で局所の動きの検出とイメージ補正の可能性があることを確かめ、(iv) 特に局所の動きが問題とならなければ臓器を剛体と仮定する方法が能率的であること、(v) その結果得られた呼吸移動曲線を用いて補正を実行するとイメージのゆがみを除き、分解能を改善させる効果があることをフェントーム実験及び臨床例で確認した。(vi) さらに呼吸移動を補正すると補正しないものにくらべてイメージ処理が効果的に行えることなどから呼吸性移動の検出とイメージ補正の有用性を検討した。

本研究の実施に当り御指導を賜つた 飯沼武電算機室長、技術的な御援助をいただいた 朽木満弘技官に深謝する。

文 献

- 1) Atkins, K.L., Hauser, W. and Richards, P.: Amer. J. Roentgenol. 97 (1966) 860—868.
- 2) Atkins, K.L., Hauser, W. and Richards, P.: Amer. J. Roentgenol. 104 (1968) 682—691.
- 3) Atkins, H.L., Hauser, W. and Richards, P.: Radiology 90 (1968) 912—920.
- 4) Coulam, C.M., Dunnette, W.H. and Wood, E.H.: Computer and Biomedical Research 3 (1970) 249—273.
- 5) Deland, F.H. and Mandelri, W.: J. Nucl. Med. 13(12) (1972) 939—941.
- 6) 福久健二郎:放射線科学, 5 (1970) 18—20, 6 (1970) 12—16, 7 (1970) 11—17.
- 7) 福久健二郎, 飯沼 武:核医学, 8 (6) (1971), 431—443.
- 8) 伏見康治:確率論及び統計論 (河出書房版) (1943).
- 9) Gottshalk, A. Harper, P.V., Jiminez, F.F. and Petasnik, J.P.: J. Nucl. Med. 7 (1966) 243—251.
- 10) Gottshalk, A.: Amer. J. Roentgenol. 97 (1966) 860—868.
- 11) Harper, P.V., Lathrop, K.A., McCardle, P.S. and Andros, G.: Vienna, IAEA 12 (1964) 33—45.
- 12) Hoffer, P.B., Oppenheim, B.E., Stering, M.L. and Yasillo, N. Radiology, 103 (1972) 199—200.
- 13) 飯沼 武:第1回画像工学コンファレンス論文集 (1970).
- 14) 入江五朗:日本医放会誌, 31 (6) (1971), 651—654.
- 15) 入江五朗:臨床放射線, 18 (1973), 141—147.
- 16) 亀田豊治朗:数物記事, 8 (1916), 556.
- 17) 松本 徹, 福田信男, 藪本栄三, 福久健二郎:日本医放会誌, 32 (8) (1972), 653—666.
- 18) 松本 徹, 福久健二郎, 飯沼 武, 有水 昇, 藪本栄三, 田中栄一, 清水哲男:第3回画像工学コンファレンス論文集, (1972), 119—122.
- 19) Nagai, T., Iinuma, T.A. and Koda, S.: J. Nucl. Med. 9(10) (1968) 507—516.
- 20) Nagai, T., Fukuda, N. and Iinuma, T.A.: J. Nucl. Med. 10(5) (1969) 209—212.
- 21) Oppenheim, B.E.: J. Nucl. Med. 12(9) (1970) 625—628.
- 22) Smoak, W.H., Smith, E.M. and Kenny, P.J.: J. Nucl. Med. 12(3) (1971) 119—122.
- 23) Stewart, H.R. and Best, E.B.: Amer. J. Roentgenol. 104 (1968) 686—691.
- 24) 安河内浩, 朝倉英男:日本医学会誌, 25 (1965), 830—835.