

Title	肝疾患RI診断へのミニコンピューターの応用
Author(s)	吉田, 祥二; 伊藤, 一夫; 前田, 知穂 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1976, 36(9), p. 794-802
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17075
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

肝疾患 RI 診断へのミニコンピューターの応用

住友別子病院放射線科

吉田 祥二 伊藤 一夫

京都府立医科大学放射線医学教室 (主任:村上晃一教授)

前田 知穂

近畿大学医学部放射線医学教室 (主任:石田修教授)

檜 林 勇

(昭和51年3月1日受付)

(昭和51年4月2日最終原稿受付)

Application of computer processing on the radionuclide examination of liver diseases

Shoji Yoshida and Kazuo Itoh

Department of Radiology, Sumitomo Besshi Hospital

Tomoho Maeda

Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of Medicine

Isamu Narabayashi

Department of Radiology, Kinki University, School of Medicine

Research Code No.: 725

Key Words: Minicomputer, ^{99m}Tc -Phytate, Hepatic accumulation rate, Spleen/Liver uptake ratio, Processed image

This study was made to evaluate the computer processing system with which hepatic accumulation rate (KL) and spleen/liver uptake ratio (S/L) of ^{99m}Tc -phytate can be automatically calculated.

First, serial 64×64 matrix liver images were stored on a magnetic disk for 20 min after intravenous injection of 1 mCi of ^{99m}Tc -phytate. Region of interest was selected on the liver, and hepatic accumulation curve was recorded on a hard copy unit. According to the newly planned program, an expected curve which fitted the original curve within an error rate of 4% was obtained and liver accumulation rate (KL) was automatically calculated. Automatically calculated mean KL in various liver diseases was 0.277 in chronic hepatitis, 0.225 in liver cirrhosis, 0.226 in hepatoma, 0.369 in metastatic liver tumor, 0.198 in liver cyst, and 0.328 in controls.

Next, ROIs were selected on the liver and spleen of 64×64 matrix images. Maximum matrix counts in the selected area of the liver and spleen were compared and spleen/liver uptake ratio (S/L) was automatically calculated. Mean S/L uptake ratio in various liver diseases was 18% in chronic hepatitis, 51% in liver cirrhosis, 59% in hepatoma and 32% in metastatic liver tumor.

Finally, delineation of the defects on the liver processed images was discussed in 50, 100, 300, 500, 700 and 900 K counts. The best delineation of defects using IAEA liver phantom and clinical cases were obtained in cases of more than 500 K counts with once nine-element averaging procedure. In addition to the liver processed images, these two informations, KL and S/L, using ^{99m}Tc -phytate, were useful in the differential diagnosis of liver diseases. This liver examination and computer processing can be performed within 1 hr and are thought to be adaptable and useful for routine hepatic radionuclide examination with a computer.

はじめに

今日, in vivo, in vitro を含めて R I を用いた肝疾患診断法は 広く普及してきている. 一方, R I 検査へのミニコンピユーターの導入も進められ¹⁾⁸⁾¹²⁾¹⁶⁾¹⁸⁾²⁵⁾²⁹⁾, R I データ処理装置の名称で諸施設に設置されつつある現況である.

ミニコンピユーターの応用は多岐にわたっているが, 著者等は in vivo の肝 R I 診断においてシンチカメラに直結したミニコンピユーターを利用して, 各種肝疾患の形態並びに機能診断への寄与を検討した.

今回試薬に ^{99m}Tc -フチン酸²²⁾を選び, 肝内欠損像の把握, 定量的, 機能的診断のための有効パラメーターである肝集積係数 (KL) 及び脾/肝摂取比の自動抽出について, ミニコンピユーターを利用して若干の知見を得たので報告する.

I. 装置並びに対象症例

当院で使用している R I データ処理装置 (EDR 4,000) のブロック図は Fig. 1 に示す如くで, ミニコンピユーター (HITAC-10) に内蔵されるコアメモリは 8 KW の容量を持ち, プログラム領

域 4 KW とデータ領域 4 KW とから成っている. シンチカメラからのイメージは 64×64 のマトリックスでインターフェイスを経てミニコンピユーターに on line で入力する. このミニコンピユーターには CRT ディスプレイユニット, グラフィックディスプレイ装置, グラフィックペン関心領域設定装置, 磁気ディスク, カセット磁気テープが接続している. シンチカメラは日立製シンチカメラ RC-IC-1205 で使用コリメーターは 20,000holes collimator と diverging collimator である.

対象肝疾患患者は慢性肝炎 8 例, 肝硬変症 14 例, 原発性肝癌 3 例, 転移性肝癌 15 例, 肝のう腫 2 例, バンチ氏症候群 2 例と正常肝 9 例の計 53 例である.

II. ミニコンピユーターの肝内欠損像把握への応用

(1) ファントーム実験

(方法) Fig. 2 に示すような I A E A 肝ファントームに ^{99m}Tc 溶液を均等に満して, 50,000 counts, 100,000 counts, 300,000 counts, 500,000 counts, 700,000 counts, 900,000 counts の各 64×64 マトリックス像と処理像を撮影し各 total count にお

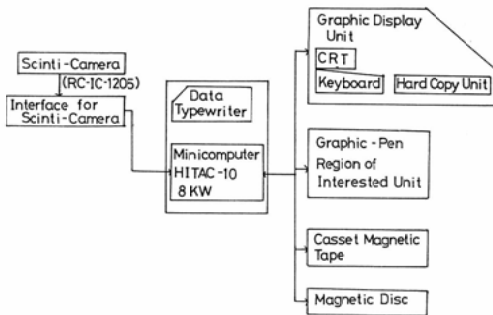


Fig. 1. Block diagram of data acquisition and processing system (EDR-4000)

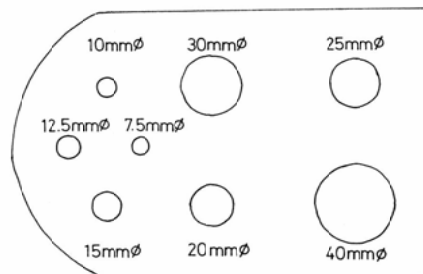


Fig. 2. IAEA liver phantom with ^{99m}Tc

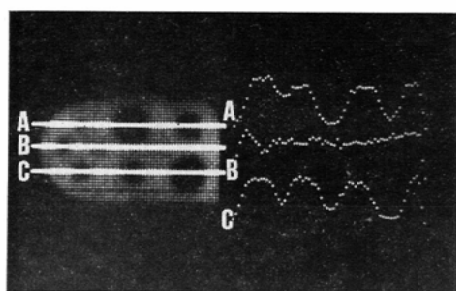


Fig. 3. Profile curves obtained at lines (A,B,C) marked on 64×64 matrix image of liver phantom. The defects of 10, 30, and 25mm ϕ are included on profile curve A, 12.5 and 7.5mm ϕ on profile curve B, and 15, 20 and 40mm ϕ on profile curve C.

ける欠損描出能を比較検討した。

欠損描出能の指標として、 64×64 マトリックス像でFig. 3に示すように各欠損部中央を通る3本の線(A, B, C)上でcount数のProfile表示を行って、非欠損部から欠損部への移行状態並びに欠損部、非欠損部における線の平滑さを選びマトリックス像とも併せ欠損描出能を判定した。

各countにおけるマトリックス像、Profile表示ともお互いの比較を容易にするためtotal countを最高カウントの900,000 countsに修正して比較した。

(結果)

Fig. 4は各total countにおけるsmoothing操作を施していない 64×64 マトリックス像と欠損部を通るprofile表示A, B, Cである。

Fig. 4のprofile表示に注目すると、50K counts像及び100K counts像ではprofile A, B上の7.5, 10, 12.5mm ϕ の欠損部への移行は判然とせず、又15mm ϕ 以上の欠損部及び非欠損部のprofileにも平滑さがみられない。

300K counts以上の像になると、7.5mm ϕ 欠損を除く全ての欠損部への移行をprofileでとらえる事が出来る。しかし、total countが多い程欠損部、非欠損部の平滑さがより顕著である。最小径7.5mm ϕ の欠損部への移行は300K counts以上の像でそれらしきものがみられるが、これを他のprofile B上の非欠損部のcountのばらつき

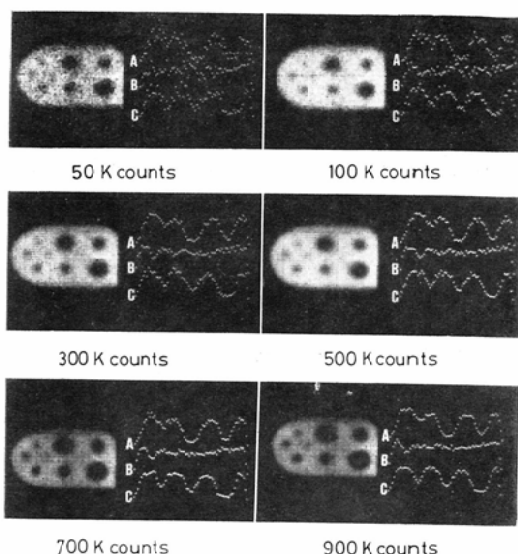


Fig. 4. 64×64 matrix images of liver phantom without smoothing procedure and profile curves at lines A,B,C marked on the defects are shown in each preset count. On profile curves of 50 K and 100 K counts, concaves which correspond to the defects of 7.5, 10 and 12.5mm ϕ are not recognized.

と識別する事は困難である。

引続いて、これら各total count像に9点smoothing処理を1回施したものがFig. 5である。Fig. 5のprofile表示に示すように、50K counts, 100K counts像ではsmoothing処理を施さないFig. 4に較べて明らかに7.5mm ϕ 以外の欠損部への移行はより明瞭である。

300K counts以上の像になると最小径の7.5mm ϕ 欠損部への移行もprofile Bで認められる。しかし、50K counts, 100K counts, 300K counts像ではprofile B上の非欠損部にも同様な凹みが見られ偽欠損像に相当し両者の識別は困難である。この傾向は50K counts像で著明である。一方、500K counts以上の像になると、profile B上の非欠損部はほぼ平滑で偽欠損像として見誤る事は少ない。

(2) 臨床成績

多発性肝のう腫の症例を対象にして ^{99m}Tc -フチ

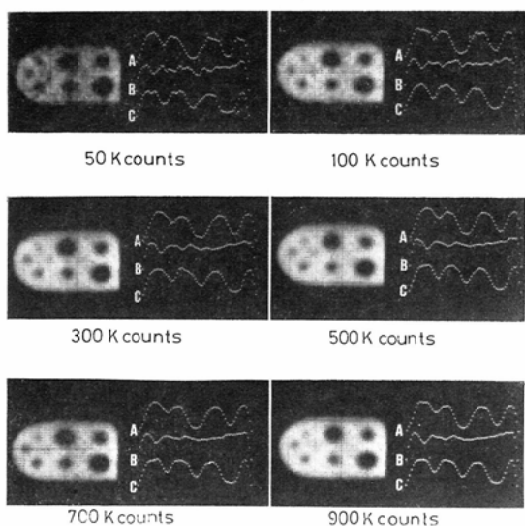


Fig. 5. 64×64 matrix images with nine-element averaging and profile curves are shown.

Compared with the images in fig. 4 (Without smoothing), concaves of 10 and 12.5mmφ are more clearly observed. On profile curves of 300 K counts, false concave on line B are shown, which are not observed on over 500 K counts.

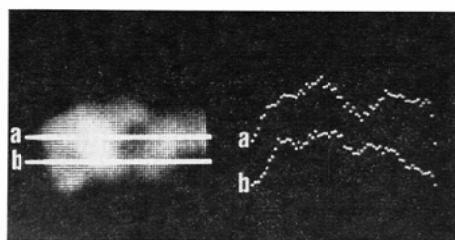


Fig. 6. 64×64 matrix image in a case of multiple liver cyst and profile curves at line a and b

ン酸 1 mCi 静注30分後の肝イメージを撮像した。基礎実験と同様に Fig. 6 に示すような64×64マトリックス像と主たる欠損部を通る profile (a, b) 表示を行って欠損描出能を比較検討した。Total count は 100K count と 500K count の2種類で Fig. 7 の上段に smoothing 処理を行わない64×64マトリックス像と profile (a, b) を示し、下段に smoothin 1回処理像とその profile (a, b) 表示を現わしている。

Fig. 7 上段の smoothing 処理を施さない像 pro-

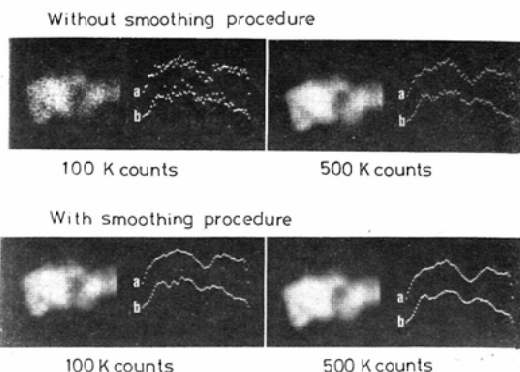


Fig. 7. 64×64 matrix liver images and profile curves at line a and b in each preset count(100 K counts, 500 K counts).

Upper part is without smoothing procedure and lower part is with nine-element averaging procedure.

file (a, b) をみると、100K counts では profile a の左葉の欠損部への移行が認められるのみで他の部位については profile では不明である。

500K counts 像ではこの他に profile b 上の右葉左葉の欠損部への移行も把握できる。一方、Fig. 7 下段に示すように、1回 smoothing 操作を加える事によつて 100K count 像でも profile b 上の両欠損への移行は判るが、右葉部の欠損については2個の凹みのようにみえる。この部位は 500 K counts 像からみると連続した一個の欠損で、100K counts 像のそれは基礎実験でみられた偽欠損像に相当する。

(考案並びに小括)

コンピューターを用いて image 処理をする目的には得られたデータには統計的誤差と装置全体からくる“ぼけ”が含まれており¹⁰⁾ これらを処理する事が主眼である。

Image 処理に先立って肝 image はインターフェースを介して64×64マトリックスに表示されるが、もし preset total count が50K で撮像されると count 数の均一分布下では1マトリックス当り 12 count という少ない count 数になる。Count 数が少ないと統計的ばらつきが増え、実験結果からも判るようにこのような画像にたとえ smoothing

処理を施しても偽欠損像が目立ち正確な情報は得られない。

基礎実験、臨床成績に示されたように、500K counts 以上の image では smoothing 処理をする事により偽欠損像の少ない、より正確な画像が得られる。

臨床的に ^{99m}Tc -フチン酸を用いた肝シンチグラム作製に当つて 500K counts 像を得ようとする、投与量 1mCi で 20,000-hole collimator を用いると撮像時間は 150秒前後である。被検者の被曝、負担の面で、又 image 処理の点からも 500 K counts 像が最適のものと考えられる。

III. ミニコンピューターの肝血流指標自動算出への応用

(1) プログラミング

コロイド標識化合物の静注により肝臓において 1 回循環で全て貪喰されると仮定すると t 時における肝臓上での count 数は $C_t = C(1 - e^{-kt})$ の式で表わされ $K = \frac{\log_e 2}{t^{1/2}}$ より有効肝血流指標 (KL) が算出される³⁾²⁰⁾²⁶⁾。今回著者等はミニコンピューターに KL 算出プログラムを組入れ簡単な command で容易な KL の自動算出を可能ならしめた。

In vivo colloid といわれている ^{99m}Tc -フチン酸を用いて静注後の肝集積曲線を検討した結果、期待値曲線として $C_t = C(1 - e^{-kt}) + B$ と background B を考慮する事によりオリジナル曲線との著しい curve fitting を認めた。この期待値曲線を求めるプログラムのフローチャートは Fig. 8 に示すようなものである。即ち、command として background, 期待値曲線データ数, 処理データ数下限, 上限, 定数, チャンネル, サンプル時間, 単位を入力し、続いてデータから background を減算する。更に 3 点 smoothing を施しデータ数の下限を設定する。続いて $C = C_\infty(1 - e^{-kt})$ を微分し、 $\frac{dc}{dt} = C_\infty \cdot K \cdot e^{-kt}$ 次に対数をとって $\ln \frac{dc}{dt} = \ln C_\infty \cdot K - Kt$ 。ここで $\ln \frac{dc}{dt} = Y$, $-K = A$, $\ln C_\infty \cdot K = B$ において $Y = B + At$ となる。最小自乗法より $A = \frac{\sum T \cdot Y}{\sum T^2}$, $B = \frac{\sum Y}{n}$ 。(n: データ数)

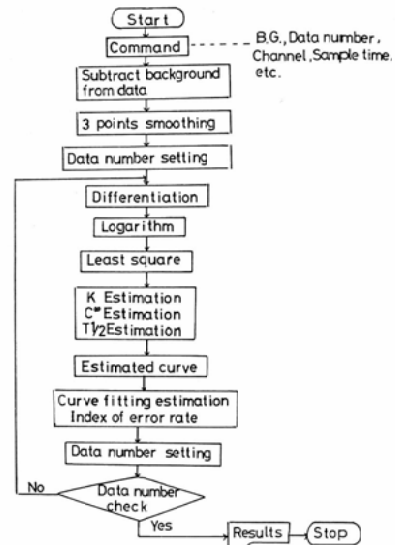


Fig. 8. Flowchart of computer program for the calculation of hepatic accumulation rate (KL)

$K = -\frac{\sum T \cdot Y}{\sum T^2}$ と K が算出され、更に C_∞ が算出され求めた $C_\infty \cdot K$ より期待値曲線が算出される。

実測曲線と期待値曲線の curve fitting は graphic display 上で analog 的に検討は可能であるが、今回次式で示す誤差率を算出して両曲線の fitting を検討した。

$$\text{誤差率} = \frac{\sum_{i=1}^{\max} |C_{(i)} - C'_{(i)}|}{\sum_{i=1}^{\max} C_{(i)}}$$

ここに $C_{(i)}$: 実測データ
 $C'_{(i)}$: 期待値

データ数により変化してくる誤差率の中の最小のものを選んで期待値曲線とした。

(2) 臨床的応用

被検者は仰臥位であらかじめマーキング装置¹⁹⁾で肝臓が十分カメラの視野内にある事を確認して ^{99m}Tc -フチン酸 1.0mCi を静注し 20分間 20,000-hole collimator で測定した。情報は全て EDR-4000 の磁気ディスクに 1 フレーム 20秒で 120 フレーム集録して後、関心領域 (ROI) を肝右葉に設定して肝集積曲線を求める。この実測曲線から前述の肝血流指標算出プログラムに従つて誤差率

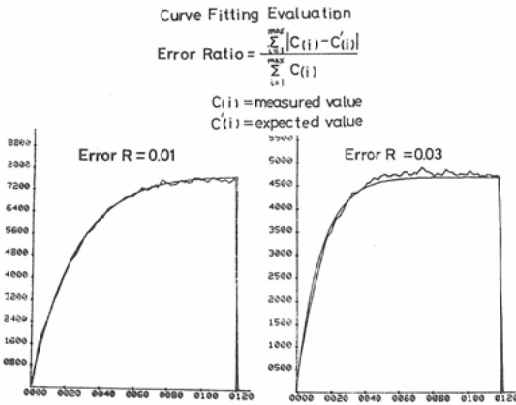


Fig. 9 Demonstration of the curve fitting with a measured curve and an expected curve. As shown on the formula, error rate is calculated. On the left hand 1% of error rate is shown, in which two curves are quite fitted. On the right hand, 3% of it is demonstrated, in which two curves are nearly fitted.

値曲線との fitting の程度を示しているが、誤差率 1% では両曲線はほぼ一致しており、誤差率 3% でも臨床的には期待値曲線の KL 値を実測曲線の KL 値として十分採用できる事が判る。今回正常肝 9 例を含めた各種肝疾患患者 53 例について実測肝集積曲線と自動算出した期待値曲線との誤差率を検討したが、53 例中 50 例が誤差率 4% 以下で 4% 以上を示すものは僅か 3 例であつた。

次に自動算出した各種肝疾患の KL 値を比較すると Fig. 10 に示すように、正常肝では 0.328 ± 0.056 、慢性肝炎では 0.277 ± 0.075 、肝硬変症では 0.225 ± 0.072 、原発性肝癌 0.226 、転移性肝癌 0.369 ± 0.099 、肝のう腫 0.198 、パンチ氏症候群 0.528 と肝硬変症では正常群に較べて明らかな低値を示している。一方、慢性肝炎群では正常群とかなりの KL 値のオーバーラップがみられた。又転移性肝癌では殆どどの症例で KL 値が 0.30 以上の高値を示した。パンチ氏症候群は僅か 2 例であるがいずれも KL 値は 0.50 以上であつた。

(考案並びに小括)

これまでに ^{198}Au コロイドを用いた肝血流指標が肝集積曲線や末梢消失曲線から用手法で算出され、びまん性肝疾患の診断上有意義であるという報告²⁰⁾²⁴⁾²⁶⁾が数多くみられるが、著者等は被検者の被曝量のより少い、又シンチカメラでより良質の画像を得る事の出来る $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -フチン酸を用いて、その肝集積曲線より肝血流指標の自動算出化を試みた。従来用手法では肝集積曲線の前半 2 分から 8 分位までの実測値を用いて算出しており、データにもかなり主観が入り客観性に乏しかつた。又、 ^{198}Au コロイドではその被曝量から投与量に制限があり、実測曲線にかなりのばらつきがみられた。これに反して $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -フチン酸 1 mCi を用いると $20,000\text{-hole collimator}$ 使用のシンチカメラ像で 20 フレーム 20 秒間の count 数が十分得られ、スムーズな集積曲線が描画される。又 computer により自動算出した期待値曲線と実測曲線の curve fitting はほぼ全てのフレームについて検討した誤差率として表示され、誤差率 4% 以下で両曲線は良く一致している事が判る。実測曲線を

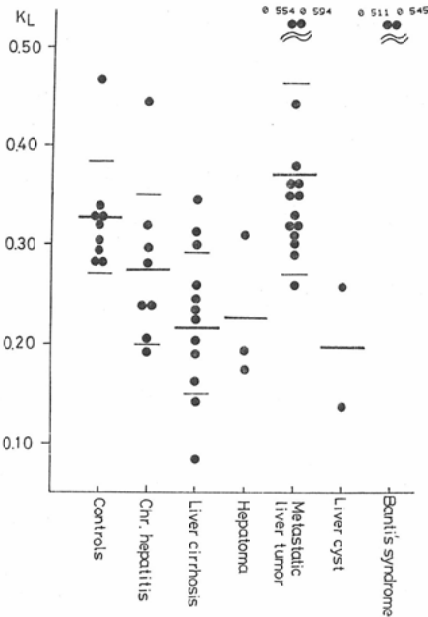


Fig. 10. Automatically calculated hepatic accumulation rate (KL) in various liver diseases

の最も少ない期待値曲線を算出しこの肝血流指標 KL を採用した。

Fig. 9 に誤差率 1% と 3% の各実測曲線と期待

得てから約15分で KL 値の自動算出が行え、又求められた KL 値には客観性がある。

諸家の報告²⁰⁾²⁴⁾²⁶⁾にみる ^{198}Au コロイドにより求めた KL 値に較べて $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -フチン酸の自動算出 KL 値が総じて高値を示しているのは In vivo colloid 粒子が若干 ^{198}Au コロイドに較べて大きい事が予想され、当然実測肝集積曲線が一相の指数曲線のプログラムに fit し易い事がうなずける。

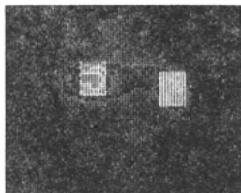
各種肝疾患において若干の KL 値のオーバーラップがみられるが、この客観的なデータに肝 image の情報を加えて検討する事により肝疾患の診断的意義は高くなると言える。

IV. ミニコンピューターの脾/肝摂取比の自動算出への応用

(1) 脾/肝摂取比自動算出法

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -フチン酸静注後肝集積曲線を作製し、肝・脾が飽和するのをまつて diverging collimator を用いて肝・脾正面 image を 200K counts で収録する。64×64 マトリックス像上、関心領域を Fig. 11 に示すように肝・脾それぞれに設定する。

Calculation method of spleen/liver accumulation ratio on 64×64 matrix image



	Liver	Spleen	S/L
Max. count	168	126	75%
Mean matrix c. = $\frac{\text{Total c.}}{\text{Surface}}$	$\frac{13139}{117}$	$\frac{9442}{117}$	72%

Fig. 11. Calculation method for spleen/liver uptake ratio on 64×64 matrix image

この各々の関心領域内の各マトリックスの最高カウント、最低カウント、面積、総カウント数の自動表示をブロックプログラムを用いて行う。

正面像における肝・脾への $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -フチン酸摂取比を比較検討する場合、関心領域内の 1 マトリッ

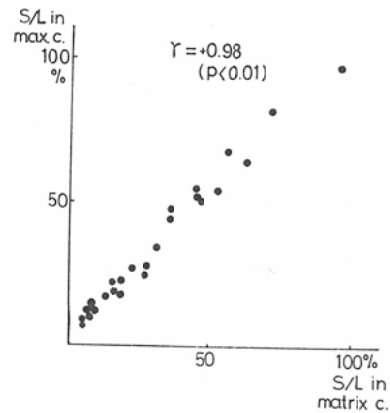


Fig. 12. Correlation of spleen/liver uptake ratio in maximum matrix count and in mean matrix count.

Good correlation ($r = +0.98$ $p < 0.01$) is observed.

クスの最高カウント数を比較する方法と平均単位マトリックスカウント数で比較する方法とがある。

この両者を比較すると Fig. 12 のように平均単位マトリックスカウント比の方が最高カウント比より低値を示す傾向がみられるが、両者には相関係数 $r = +0.98$ ($P < 0.01$) の正の良好な相関がみられた。即ち、どちらを用いても疾患における脾・肝摂取比の傾向をみるには大差はなく、今回著者等は方法的にも簡単な肝・脾各々の関心領域内の最高カウントの比をもつて脾/肝摂取比とした。

(2) 臨床的応用

対象肝疾患の項で述べた症例の中、肝・脾を識別できる 34 例を対象に脾/肝摂取比を求めると Fig. 13 に示すように、慢性肝炎 18 ± 14%，肝硬変症 51 ± 27%，原発性肝癌 59%，転移性肝癌 32 ± 9%，バンチ氏症候群 61% であり、平均値ではバンチ氏症候群、原発性肝癌、肝硬変症で脾/肝摂取比が 50% を越えている。

(考案並びに小括)

放射性コロイド物質静注後の脾臓への集積状態は 1) コロイドの粒子径、2) 肝脾網内系の機能、3) 肝内有効肝血流量、4) 脾血流量等の因子によって大きく左右され、特にコロイド粒子径

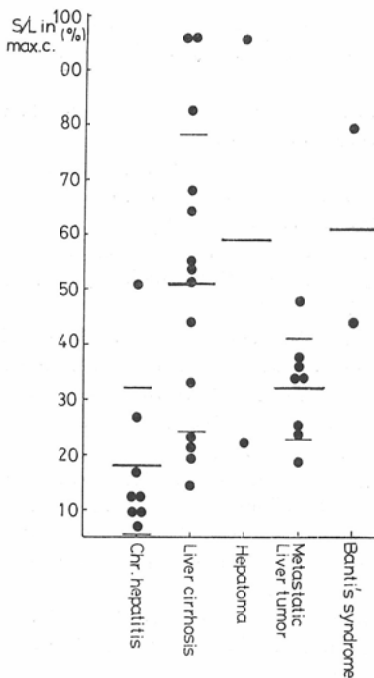


Fig. 13. Automatically calculated spleen/liver uptake ratio in maximum matrix count in various liver diseases.

の影響は大きい³⁾¹⁶⁾。

In vivo colloid である ^{99m}Tc-フチン酸の血中でのコロイド径は不明であるが、今日ほぼ ^{99m}Tc スズコロイドと ¹⁹⁸Au コロイドの中間に位置しており、しかも ¹⁹⁸Au コロイド (25m μ) に近いと言われている¹⁷⁾²³⁾。

既に ¹⁹⁸Au コロイドを用いた場合のシンチグラムの脾影出現度はびまん性肝疾患の程度の把握に役立つており多数の報告をみる¹⁰⁾¹³⁾¹⁶⁾²⁸⁾。

又出現度の判定の際、正面像だけでなく、背面像を用いる場合や等感度スキャナーでの像を比較する方法等も報告されている⁶⁾。

一方、^{99m}Tc-フチン酸によるシンチグラム上脾影の描出度についても若干の報告²⁾⁴⁾⁵⁾¹⁴⁾¹⁵⁾があるが、著者等はデータ処理装置を用いた簡便な肝脾正面像の関心領域内の最高カウント数の比較という客観的なデータをもつて、肝疾患鑑別の重要な parameter とした。

(総括並びに結語)

従来の ¹⁹⁸Au コロイドによる肝シンチグラフィが ^{99m}Tc スズコロイド¹⁶⁾¹⁷⁾²⁷⁾、^{99m}Tc 硫化コロイド⁷⁾⁹⁾¹¹⁾²¹⁾の開発により、その画像の良さ、解像力の向上等の面で ^{99m}Tc 製剤にとつて変る事が期待されたが、現実には尚、¹⁹⁸Au コロイド肝シンチグラフィが諸施設で行われている。

これは ^{99m}Tc スズコロイド、^{99m}Tc 硫化コロイドに較べて ¹⁹⁸Au コロイドによる肝シンチグラム所見がびまん性肝疾患診断上、肝脾摂取比、肝集積係数等を利用して捨て難い利点を持つているのである。

著者等は Subramanian²²⁾により開発された ^{99m}Tc フチン酸を用いて、形態診断の上からも又機能診断面でも ¹⁹⁸Au コロイドに優ると考えられる諸 parameter をミニコンピューターを利用して抽出でき、将来への肝疾患診断のアプローチをなしたと考えている。

この一連の肝血流指標算出、肝3方向 image の作製、脾/肝摂取比の算出という過程で検査、処理時間を併せて約60分で可能となり、十分ルーチンの検査法として採用されうる。

本論文のまとめとして、以下に述べるような事が結論できる。

- 1) ^{99m}Tc-フチン酸を用いた64 \times 64マトリックス肝処理像を作製するに当つては preset count は 500K counts が適当である。
- 2) 肝血流指標自動算出プログラムを作製し、オリジナル肝集積曲線と期待値曲線との一致程度を示す誤差率を全症例53例中50例において4%以下にする事が可能であつた。
- 3) 自動算出肝血流指標 KL と肝疾患との比較において、KL は特に肝硬変症で低値を示し、転移性肝癌、Banti 氏症候群では正常値もしくは高値を示した。
- 4) ^{99m}Tc-フチン酸による脾/肝摂取比の自動算出法として脾・肝各関心領域における最高カウント数の比率を採用し、肝疾患診断に有意であつた。
- 5) ^{99m}Tc-フチン酸による脾/肝摂取比の平均値が50%以上を示したものはバンチ氏症候群、原

発性肝癌，肝硬変症であつた。

6) これらミニコンピューター使用による一連の自動算出は測定時間，処理時間を含めて約60分で可能であり，ルーチンの肝形態，機能検査法として充分利用できる。

(稿を終るに臨み，プログラム作製に御協力頂いた日立メデイコ・システム設計部加畑峻氏：並びに本研究に御援助頂いた住友別子病院放射線診療技師戒能康郎氏に感謝いたします。

尚本論文の要旨は第15回日本核医学会において発表した。)

文 献

- 1) Ashburn, W.L., Moser, K.M. and Guisian, M.: J. Nucl. Med., 11 (1970) 680—688.
- 2) 秋貞雅祥，宮前達也：Radioisotopes, 24 (1975) 28—34.
- 3) 荒木嘉隆，加嶋政昭，宮崎達男，水越 洋：日本臨床, 23 (1965), 105—114.
- 4) 油井信春，木下富士美，小坪正木：The Clinical Report 8 (1974), 255—262.
- 5) 油野民雄，上野恭一，渡辺日出海，久田欣一：核医学, 11 (1974), 617—622.
- 6) 油野民雄，鈴木 豊，久田欣一，松平正道：核医学, 11 (1974), 465—469.
- 7) 油野民雄，鈴木 豊，久田欣一：核医学, 10 (1973), 549—552.
- 8) Bruno, F.P., Brookeman, V.A. and Williams, C.M.: Radiology 96 (1970) 658.
- 9) Beckman, C. and Gottschalk, A.: J. Nucl. Med. 12 (1971) 237—240.
- 10) Castell, D.D. and Johnson, R.B.: New Engl. J. Med. 275 (1966) 188—192.
- 11) Christopherson, W.J., Bergeron, D.A. and Verdon, J.A.: J. Nucl. Med. 10 (1969) 327.
- 12) 福久健二郎，飯沼 武：核医学, 7 (1970), 248.
- 13) 平山千里，入佐俊武，渡辺克司：日本臨床, 27 (1969), 514—518.
- 14) 鴨井逸馬，渡辺克司，川平健次郎，仲山 親，東 義孝，松浦啓一：日本医学放会誌, 35 (1975), 556—562.
- 15) 金子昌生，渡辺道子，佐々木常雄，三島 厚，加藤茂生，山口 宏：Radioisotopes 24 (1975), 73—76.
- 16) 木村和夫：綜合臨床, 20 (1971), 1784—1792.
- 17) 木村和文，西村恒彦，武田 裕，古川俊之，梶谷文彦：核医学, 12 (1975), 349—357.
- 18) 北島 隆，原 正雄，柏森 亮，樫尾英次：核医学, 8 (1971), 103—109.
- 19) 檜林 勇，伊藤一夫，吉田祥二，山口博司，加畑 峻：Radioisotopes 25 (1971), 147—152.
- 20) Riddell, A.G.: Clin. Sci. 16 (1957) 315—324.
- 21) Stern, H.S. and McAfee, J.G.: J. Nucl. Med. 7 (1966) 655.
- 22) Subramanian, G., McAfee, J.G., Mehter, A., Blair, R.J. and Thoman, F.D.: J. Nucl. Med. 14 (1973) 459.
- 23) 立野育郎，道岸隆敏，加藤外榮：Radioisotopes 23 (1974), 620—627.
- 24) 鳥塚莞爾：日本臨床, 27 (1969), 564—572.
- 25) 鳥塚莞爾，浜本 研，向井孝夫，森田陸司，高坂唯子，鈴木 敏：日本医学放会誌, 31 (1971) 119—132.
- 26) 上田英雄：呼吸と循環, 11 (1963), 484—497.
- 27) 山本逸雄：核医学, 10 (1973), 279.
- 28) 薬師寺英邦：日本消会誌, 65 (1968), 1097—1108.
- 29) 安河内浩，針木孝治，河野秀樹：癌の臨床, 18 (1972), 238—243.