

《原 著》

肝シンチグラムデータのコンピュータ処理による 有効肝容積率の算出

平野 忠則* 中川 肇* 前田 寿登* 荒木 昭信**
 北野外紀雄** 田口 光雄* 野口 孝*** 川原田嘉文***
 水本 龍二***

要旨 ^{198}Au コロイド, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ コロイド, ^{131}I -BSP 等による肝シンチグラフィのデータをコンピュータで処理することにより、局所肝機能を判定する指標として有効肝容積率を求める方法を考案した。すなわち、前後両面の検出器から収集したデータにおいて、対応する単位領域上の計数率の相乗平均を求め、指定する領域について合計した。この方法により γ 線の吸収の計数率に及ぼす影響が簡便に、近似的に補正され、相乗平均の合計が線源の容積にほぼ比例する値となることを理論的に検討し、種々のファントム実験で確認した。

臨床応用に際しては切除（または残存）領域を種々に想定して ROI を設定し、残存肝領域内の相乗平均の合計と全肝領域内の合計との比から有効肝容積率を求め、これに全肝機能予備力を反映する ICG Rmax を乗じて残存肝 Rmax を求めた。79例の肝切除患者の成績において、残存肝 Rmax が 0.4 mg/kg/min 以上の 65例ではいずれも経過良好であった。本法により欠損像をともなったり、不整な形態を示す肝に対しても正しく有効局所機能が測定され、手術適応、手術危険度の判定、手術々式の選択に有用と思われた。

I. はじめに

肝機能は一般に大手術の予後に影響を及ぼすことが少なくない。特に肝広範切除術ではたとえ術前に全肝機能が良好であっても必ずしも予後が良好とはいえない。それ故、手術前に肝切除後の残存肝機能を予測することができれば肝臓手術における手術適応や手術危険度の判定、手術々式の選択を行うことが可能となりきわめて有用と考えられる。

術後残存肝機能の測定にはまず適切な残存肝容積の測定、特に全肝に対する残存肝の機能的な容

積比を明らかにすることが必要となる。従来、肝容積の測定は X 線写真¹⁾、シンチグラム^{2,3)}、あるいは X 線 CT⁴⁾などによる幾何学的な計測によってなされているが、これらの方法では必ずしも正確な容積を測定し得ず、特に占拠性病変を有する場合には有効な肝容積の正確な測定は著しく困難である。

今回、われわれは放射性コロイドを使用して得た肝シンチグラムのデータをオンラインコンピュータで処理し、局所のカウント数から切除予定領域の全肝に対する有効肝容積率を求める方法を考案した。この有効肝容積率は、全肝機能を反映する indocyanine green (ICG) 最大除去率 (Maximal Removal Rate: Rmax) などの測定値を乗じることにより、術前に肝切除術後残存予定領域の肝機能を推定する上できわめて有用と考えられる。

II. 測定原理

体内における放射性核種の放射能を測定するた

* 三重大学医学部放射線科

** 三重大学医学部附属病院中央放射線部

*** 三重大学医学部第一外科

受付：56年5月6日

最終稿受付：57年5月4日

別刷請求先：津市江戸橋2-174 (番号514)

三重大学医学部放射線科

平野 忠則

めには、体内組織による吸収、体表面から線源までの深さ等の補正を必要とし、一方向からの測定ではその補正是きわめて困難である。しかし対向する検出器からのデータを用いることにより、それらの影響を小さくすることが可能である⁵⁾。

Fig. 1 に示す如く、厚みが t である患者の体内に均一な容積線源が入っていると仮定し、検出器を患者の前面および後面に設定して放射能を計測する。体内組織は一様で、その吸収係数を μ とすれば、それぞれの測定値 A_1, A_2 は理論的に次式で示される^{5,6)}。

$$A_1 = \frac{1}{C} \cdot \frac{A_0 e^{-(\mu(t-m))} \cdot \sin h(f\mu t/2)}{f\mu t/2} \quad (1)$$

$$A_2 = \frac{1}{C} \cdot \frac{A_0 e^{-\mu m} \cdot \sin h(f\mu t/2)}{f\mu t/2} \quad (2)$$

ここに A_0 は吸収等の影響がない時に得られる測定値、 f は人体の厚みに対する容積線源の厚みの割合、 m は線源の中心から検出器までの距離、そして C は検出器の感度補正係数をあらわす。

この A_1, A_2 の相乗平均をとることにより、 A_0 についての理論式が導かれる^{5,6)}。

$$A_0 = C \cdot \frac{(A_1 \cdot A_2)^{1/2} \cdot e^{\mu t/2} \cdot f\mu t/2}{\sin h(f\mu t/2)} \quad (3)$$

A_0 を算出するには f, μ, t の 3 つのパラメータを求める必要があるが、このうち f の正確な測定は通常のガンマカメラを用いてはきわめて困難である。しかしながらガンマ線のエネルギーが比較的高い場合、すなわち、 μ が小さく、 t がある範囲内である場合には $f\mu t/2 \approx \sin h(f\mu t/2)$ と書くことができ、また、 t を一定と仮定して、 $e^{\mu t/2} = K$ とすれば、近似的に次式が成立する。

$$A_0 \approx C \cdot K \cdot (A_1 \cdot A_2)^{1/2} \quad (4)$$

すなわち、相乗平均を利用して吸収の補正を簡便に行うことができる。

III. 方 法

使用した装置は東芝製 GCA 202 型シンチカメラおよび DAP-5000 N オン・ライン・データ処理装置である。

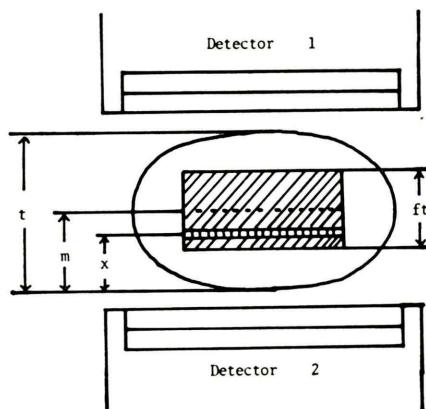


Fig. 1 Uniform volume source for theoretical consideration to measure radioactivity in the body.

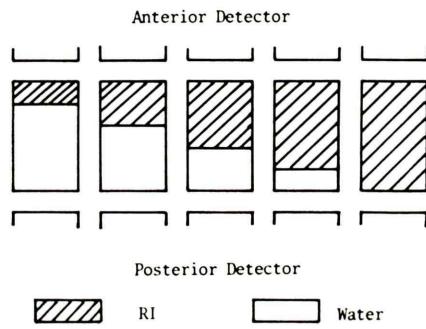


Fig. 2 Phantom study with various source depths.

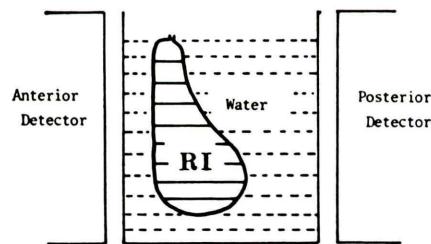


Fig. 3 Liver phantom study with various source volumes.

ファントム実験を行うに際して、肝左葉は薄く前方に位置し、右葉は厚く後方まで延長していることを考慮して、¹⁹⁸Au, ^{99m}Tc, 水の入った薄い箱型プラスチック容器を重ねて、Fig. 2 のような順次 RI の厚さが変わるファントムを作製した。各容器の内容量の厚さは 3.5 cm で 5 個重ねるこ

とにより全体で 17.5 cm になる。このファントムを使って前面、後面からの放射能を検出し、 64×64 マトリックスでデータをコンピュータに収集し、ファントム領域に ROI (Region of interest) を設定し、前面および後面のカウント数の相乗平均を算出し、吸収補正の厚さによる変動を観察した。

次いで水の入った箱型水槽中にプラスチック製肝ファントムを垂直に立て、これに ^{198}Au または $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を 100 ml ずつ順次增量して入れ、その前

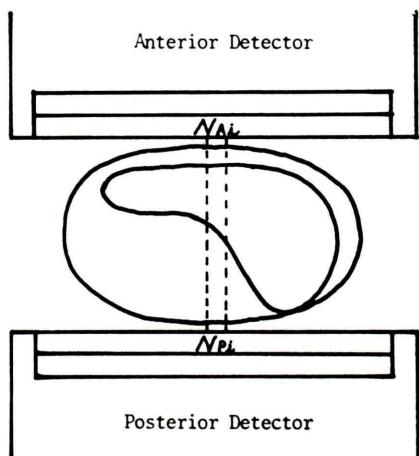


Fig. 4 Method for estimating effective liver volume rate using conjugate counts recorded with opposed detectors. N_{A1} is counts for i-th element of matrix with anterior detector and N_{P1} is those with posterior detector. Geometric mean $\sqrt{N_{A1} \cdot N_{P1}}$ was calculated for each element of the matrix.

後面から同様にデータを収集した。Fig. 3 に示す様に、肝臓前面が後面より体表面に近いことを考慮して、肝ファントム前面は検出器に近い様に水槽中に固定した。用いたファントムの前後径は 10 cm で、左葉部に行くに従って厚さが減少しているものを使用した。

患者の測定は ^{198}Au または $^{131}\text{I-BSP}$ をそれぞれ約 300 μCi 静注投与し、 ^{198}Au は投与後 20 分以後、 $^{131}\text{I-BSP}$ は投与後 10~20 分の間で胆道へ排出が始まる前に測定し、前面、後面から 64×64 マトリックスでそれぞれ同一の設定時間でデータを収集した。Fig. 4 に患者測定の方法を示す。患者は常に背臥位として、カメラを上下の対応する位置に設定して測定した。

この方法で、前面、後面から測定したデータのマトリックス上の対応する各単位領域のカウント数の相乗平均を算出した。すなわち前面から測定したデータの i 番目の単位領域の計数値を N_{A1} 、後面からの対応する領域の計数値を N_{P1} とし、相乗平均 $\sqrt{N_{A1} \cdot N_{P1}}$ を各単位領域で算出して、この値に比例する輝度で CRT 上に表示して相乗平均の画像を作製した。

肝切除領域の全肝に対する肝容積率および残存肝容積率を求めるため、この画像上で、手術で切除されるべき領域 S_1 に ROI を設定し、この領域内の各算出値の合計 $\sum_{i=n_1}^{S_1} \sqrt{N_{A1} \cdot N_{P1}}$ と、別に設定した全肝領域 S_2 の ROI 内の各算出値の合計

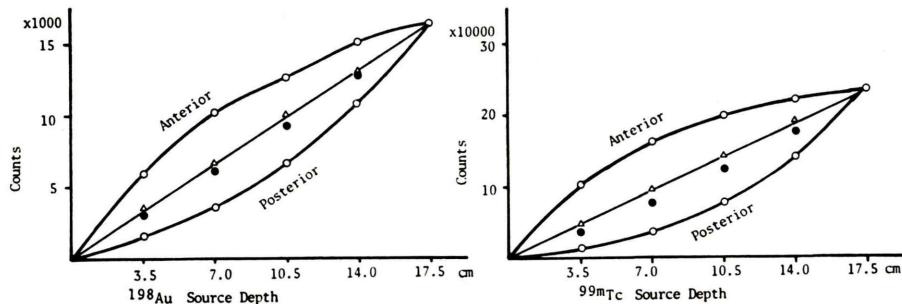


Fig. 5 Results of phantom study shown in Fig. 2 using ^{198}Au (left) and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (right). Counts recorded with two opposed detectors with anterior and posterior projection ($\circ-\circ$), those for geometric mean ($\bullet-\bullet$), those with attenuation correction ($\Delta-\Delta$) and theoretical counts proportional to depth (—) as a function of source depth.

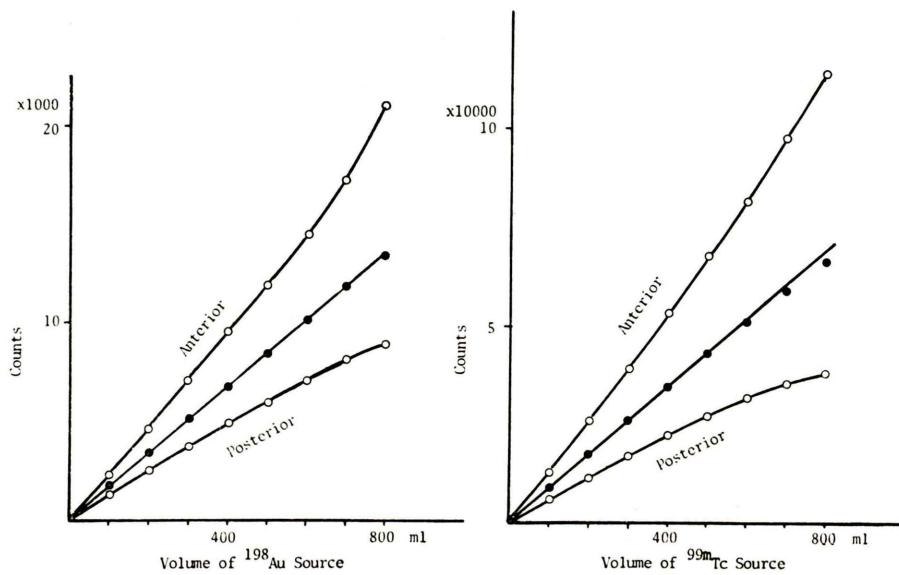


Fig. 6 Results of liver phantom study shown in Fig. 3 using ^{198}Au (left) and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (right). Counts recorded with two opposed detectors ($\circ-\circ$) and corrected counts by conjugated mean ($\bullet-\bullet$) as a function of source volume.

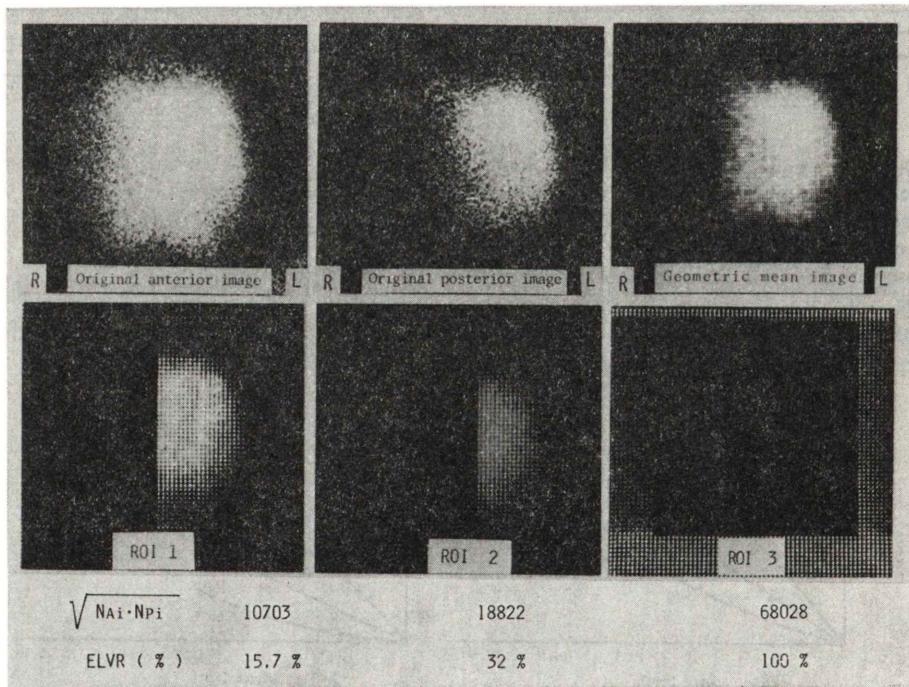


Fig. 7 Case 1 Twenty-five-year-old woman with hepatoma. Original camera images and the geometric mean image with colloidal ^{198}Au (upper row) show a large defect in the right lobe. Values for geometric mean and effective liver volume rate for each of the flagged regions (lower row) are shown.

$\sum_{i=n_1}^{S_2} \sqrt{N_{Ai} \cdot N_{Pi}}$ を求め、これらを自動的にプリントアウトするプログラムを作製した。これらの値から切除される肝容積率 (ELVR: effective liver volume rate) は、

$$ELVR = \frac{\sum_{i=n_1}^{S_1} \sqrt{N_{Ai} \cdot N_{Pi}}}{\sum_{i=n_2}^{S_2} \sqrt{N_{Ai} \cdot N_{Pi}}} \quad (5)$$

で求められ、残存肝容積率 (RELVR: remnant effective liver volume rate) は、

$$RELVR = 1 - ELVR \quad (6)$$

で求めることができる。

患者によっては骨髄の摂取が多い例があり、この場合には求めた残存肝容積率には骨髄の放射能のための誤差をともなうと考えられる。そこで、骨髄摂取放射能を除去するために、相乗平均の画像で肝から十分に離れた腹部に骨髄を中心として広範な長方形の ROI を設定し、その ROI 内の Y

軸に平行な各マトリックス上の単位領域について計測値の平均を求め、この値を相乗平均画像内の対応するマトリックス上のすべての単位領域の計測値から減算した。骨髄の方向が Y 軸に平行でない時には ROI 内のマトリックス上の各平均値の位置を骨髄の方向に適宜ずらした。

IV. 結 果

^{198}Au を使用した箱型ファントム実験の結果を Fig. 5 左に示す。前面検出器の計測値は検出器が線源に近いため全体に過大評価された値となり、厚さに比例する直線の上方に分布し、後面検出器のそれは線源が検出器から遠くに位置するため過少評価された値となり、厚さに比例する直線の下方に分布する。前面、後面両検出器の計測値の相乗平均は厚さに比例した直線にかなり近くなるが、やや低値となり、その直線に比して最大で 5.3%

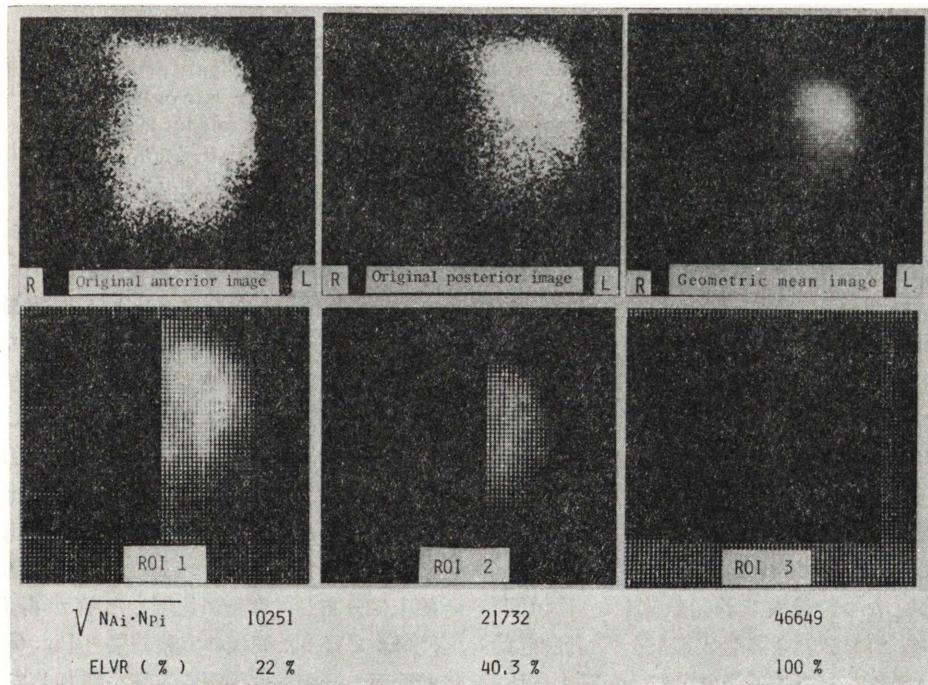


Fig. 8 Original camera images and geometric mean image in case 1 with ^{131}I -BSP (upper row). Estimated effective liver volume rates by flagging the same regions as shown in Fig. 7 (lower row) show decreased values due to absence of splenic activity.

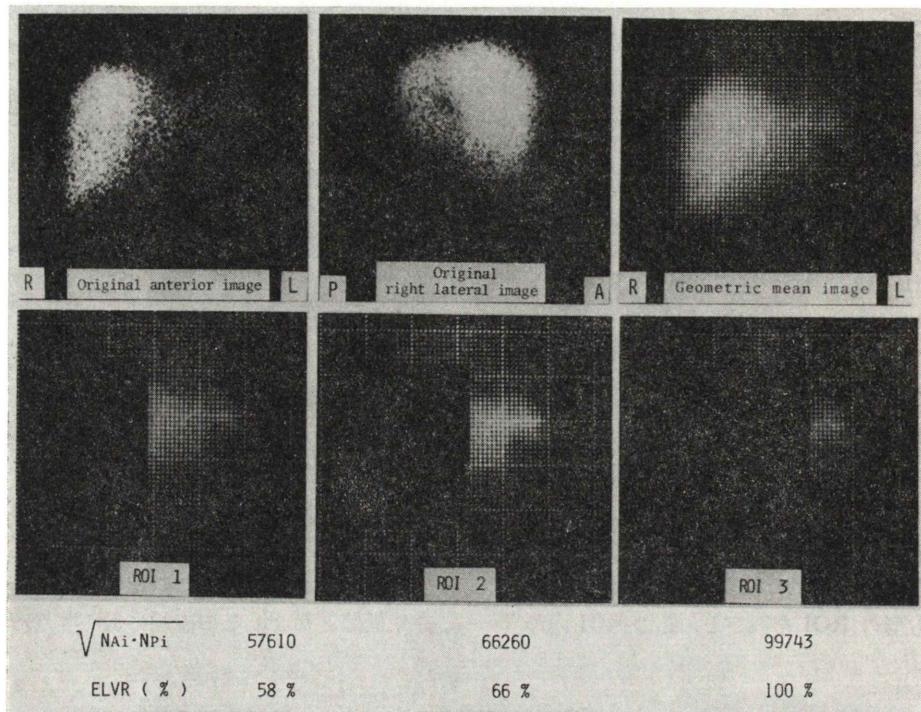


Fig. 9 Case 2 Sixty-one-year-old woman with cholangioma in the hepatohilar region. Original camera images and geometric mean image with colloidal ^{198}Au (upper row) and flagged region of interest (lower row). Focal defect is seen on right lateral view. Values for geometric mean and effective liver volume rate for flagged ROI (lower row) are shown.

低値となった(同図●印)。また先に述べた(3)式により正確な吸収補正を行い、線源の厚さが最大の17.5 cmの値を相乗平均と一致するように標準化した場合は、厚さに比例し、ほぼ直線上の分布が認められた(同図△印)。同様の実験を ^{99m}Tc を使用して行った結果をFig. 5右に示す。 ^{99m}Tc は ^{198}Au に比してエネルギーが低いため吸収の影響が大きく、前面の計測値はより過大評価され、後面の計測値はより過小評価された値となる。相乗平均も厚さに比例した直線よりも ^{198}Au に比してより低値となり、最大で23%低値となった(同図●印)。また(3)式による吸収補正を行い同様に標準化をすると、ほぼ直線上に分布し、厚さに比例することが示される(同図△印)。

プラスチック製肝ファントム実験では、線源の容積を逐次増加させ、前後両面の検出器で得た計

測値から求めた相乗平均が実際に注入された容積に比例しているかどうかの検討を行った。

^{198}Au を使用した肝ファントムの実験結果をFig. 6左に示す。Fig. 3に示したように、肝ファントムの左葉部は厚さが薄くなると前方寄りに位置するため、線源の容積が逐次増加して左葉部に至ると、検出器に近い前面からの計測値は過大評価された値、検出器に遠い後面からの計測値は過小評価された値となり、前後両面の検出器の計測値の隔りは大きくなる。しかし相乗平均はほぼ直線上に分布し、容積に比例した値が得られる。 ^{99m}Tc で行った同様の実験結果をFig. 6右に示す。前後両面の計測値は線源の容積が増加して肝ファントムの厚さが薄い左葉部に至ると ^{198}Au の場合よりも吸収の影響を大きく受け、計測値の過大評価、過小評価の程度がより著しくなった。相乗平均は

ほぼ直線上に分布するが、厚さの薄い部になると容積に比例した値よりやや低くなる傾向がみられ、これは先に述べた箱型ファントムと同様、水による吸収の補正が完全でないことを示すものと思われる。

次に、臨床的に肝腫瘍が疑われ、外科的に肝切除術が行われた症例について述べる。

症例1 25歳、女性。肝右葉全体に認められる肝細胞癌である。 ^{198}Au のイメージで (Fig. 7) 脾と肝左葉が重なるために ^{131}I -BSP でも検討した。 ^{198}Au の相乗平均のイメージで切除されるべき領域を ROI 1, ROI 2 と推定し、脾と肝左葉が重なり、イメージ上、脾を除外できないために、脾を含んだ全肝領域を ROI とした。ROI 1, ROI 2 の残存肝容積率 (RELVR) はそれぞれ 84.3%, 68.0% となる。 ^{131}I -BSP のイメージ (Fig. 8) で切除されるべき領域を ^{198}Au と同じ領域で求めると ROI 1, ROI 2 の RELVR はそれぞれ 78%, 59.7% となる。ICG Rmax は 1.95 mg/kg/min であり、 ^{131}I -BSP での RELVR にそれを乗じると残存肝 ICG Rmax はそれぞれ 1.52, 1.16 mg/kg/min となる。手術は ROI 2 にほぼ一致した領域で肝3区域切除がなされ、術後経過は良好である。なお、本例は肝左葉と脾の重なりがみられ、 ^{198}Au イメージと ^{131}I -BSP イメージにおける同一 ROI からの RELVR に差が認められる。すなわち、ROI 1 ではそれぞれのイメージでの RELVR に 6.3%, ROI 2 では 8.3% の差が認められ、この差が ^{198}Au の脾摂取によるものと考えられる。

症例2 61歳、女性。肝門部の領域に認められた大きな胆管癌の症例である (Fig. 9)。相乗平均のイメージで肝門部の欠損像は認めがたいが、血管造影所見を参考にして切除される領域を ROI 1, ROI 2 と推定し、全肝領域を ROI 3 とした。ROI 1, ROI 2 の RELVR はそれぞれ 42%, 34% となり、ICG Rmax の値 2.26 mg/kg/min をそれぞれに乗じると残存肝 ICG Rmax はそれぞれ 0.95, 0.76 mg/kg/min となる。手術は ROI 2 に一致した領域で行われ、肝3区域切除が施行された。術後経過は良好で、術後3年経過し、元気に生活している。

V. 考 察

最近、外科学の著しい進歩とともに肝切除術が広く行われるようになっているが、これに伴って切除後残存肝が充分に機能し得るかどうかを術前に判定することが重要な問題となっている。特に肝障害を伴う患者を扱う場合には術前に術後の残存肝機能予備力を検討して手術々式を決定することが最も望ましい。全肝機能を示す検査には種々あるが、切除された残りの肝機能を予測する方法は少ない。

Roll らはシンチグラムの像から肝右葉を橢円体、肝左葉は円錐体と考えて幾何学的に肝容積を計測しているが²⁾、実際の肝の形はこの方法で仮定される形態とは限らず、幾何学的に無理があり、また、シンチグラム上の計測はバックグラウンドカットの影響もあって、正しい計測は困難であり、大きな誤差を生じる。さらに、欠損像の減算も困難である。柏木ら³⁾もシンチグラムを使って肝容積を測定した成績を報告しており、カウント数を厚さに変換して肝容積を求めているが、同様にシンチグラム上の長さの計測が一部に使われているため不正確で、また、一方向のみのデータでは吸収補正を行うことはきわめて困難である。最近、X線 CT で肝容積の計測がより簡単に行われるようになったが⁴⁾、この方法によっても複雑な形態をした欠損像、肝門部等の境界が正確にトレースされるとは思われず、また、肝機能を反映するものでもなく、残存肝機能を予測することは困難である。エミッショントリプトロン CT にても同様な方法で肝容積が測定されているが⁵⁾、この方法はわれわれが行ったようにカウント数を容積に変換したものではなく、単に上記 X 線 CT と同様にスライス上の面積とスライス幅とから計算しているにすぎない。

われわれは肝シンチグラムのデータをコンピュータに収集して局所に集積された放射能の計測値からその部の有効肝機能あるいは有効肝容積を推定する方法を考案した。この方法では、例えば欠損像が周辺への浸潤等のため境界不明瞭であっても、あるいは辺縁が複雑な形態をしていたとしても

も計測値に何ら影響なく、また、局所的に線維化が進んだ場合でも実際の容積より相対的に減少した容積としてあらわされ、有効肝機能が吸収補正された放射能の計測値として正しく示される点に優れた特徴を有する。

今回、主として¹⁹⁸Auコロイドを用いたが、これは網内系に分布するために必ずしも肝細胞の機能を示すとはいえない。しかし一般に肝細胞と網内系が瀧慢性に分布するとすれば、相対的有効肝容積率の推定には用いることができるものと考え

られる。脾と肝左葉が重なる場合には症例1のように¹³¹I-BSPを用いた。この場合は肝細胞の機能を反映し、¹³¹Iのエネルギーも比較的高いが、静注後10~20分の間にデータを収集する必要があり、時間的に¹³¹Iが肝内を移動したり、時間が経過すると胆のうが描出されることが欠点となる。

前後面のカウント数の相乗平均を求めるによりガンマ線の吸収補正を行う方法は正確な吸収補正とはいえないが、ガンマ線のエネルギーがある程度高く、体の厚さがある範囲内であれば、近似的な吸収補正法として簡便なものである。ファンтом実験(Fig. 5)で、実際に体の厚さを17.5 cmとして線源の厚さ、深さを種々に変えてその測定誤差を検討した結果、¹⁹⁸Auでは5%以内、^{99m}Tcでは23%以内の誤差が認められ、いずれも線源の容積に比して過少評価される傾向を認めた。実際の臨床応用に際しては、相対的容積率として2か所のROIに対応する値の比から求めるため、測定誤差が小さくなり、したがって^{99m}Tcでも十分に臨床的な判定に用い得ると思われる。肝ファンтом実験(Fig. 6)でも、相乗平均と線源容積とはよく近似した変動を示した。

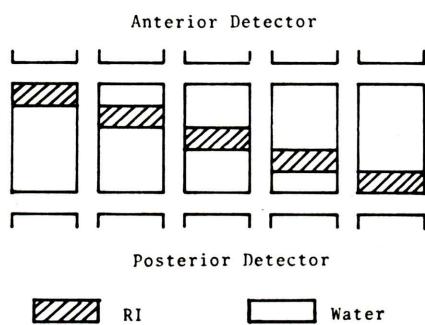


Fig. 10 Phantom study with various locations of the source.

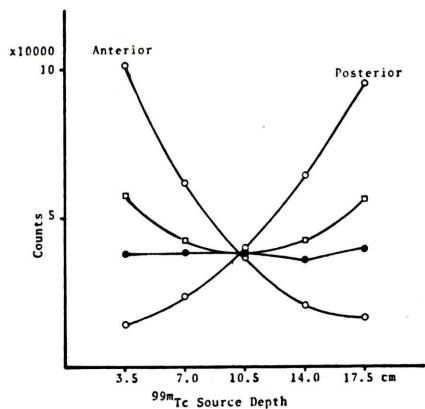


Fig. 11 Results of phantom study shown in Fig. 10 using ^{99m}Tc. Counts recorded with two opposed detectors with anterior and posterior (○—○), those for geometric mean (●—●) and arithmetic mean (□—□) as a function of source depth.

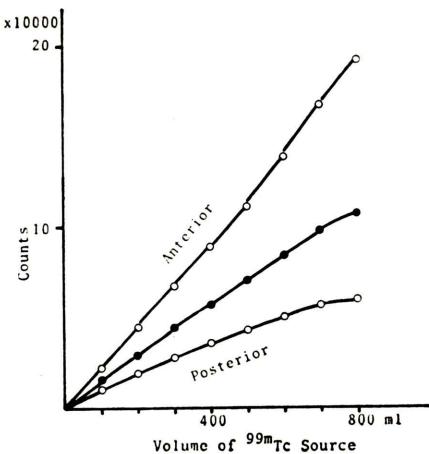


Fig. 12 Results of liver phantom study within a human body phantom using ^{99m}Tc. Counts recorded with two opposed detectors (○—○) and corrected counts by conjugated mean (●—●) as a function of source depth.

試みに前後面のカウント数の相加平均を求ることによる吸収補正が成立するか否かを検討した。(1)式および(2)式で示される、 A_1, A_2 の相加平均をとり、相乗平均の場合と同様に $f \mu t/2 = \sin h(f \mu t/2)$ と仮定すれば、近似的に次式が成立する。

$$A_0 = C \cdot (A_1 + A_2) \cdot \frac{1}{(e^{-\mu(t-m)} + e^{-\mu m})} \quad (7)$$

(7)式において t を一定とすれば、 $1/(e^{-\mu(t-m)} + e^{-\mu m})$ は m の関数となり、 $m=0$ および $m=t$ のときに最小値、 $m=t/2$ のときに最大値となる。ここで A_0 は吸収等の影響がない時の測定値であるので $(A_1 + A_2)$ は逆に $m=0$ および $m=t$ で最大値、 $m=t/2$ の時に最小値となるはずである。実

際に線源の中心から検出器までの距離が順次変わるファントム (Fig. 10) を使って、相乗平均および相加平均による吸収補正を検討した。このファントム実験から得られる相乗平均は線源の検出器に対する距離が変わっても余り変動がなく、ほぼ水平に分布した (Fig. 11)。しかし、相加平均は線源の位置が中央部で相乗平均と同一値を示し、最小となり、両端で最大となる曲線上に分布し、吸収補正法としては相乗平均に比して不十分である。

箱型ファントムならびに箱型水槽中の肝ファントム実験では体厚を一定と仮定したが、人体では体厚は一定ではない。そこで人体ファントムを使用してその中に肝ファントムを固定して同様の

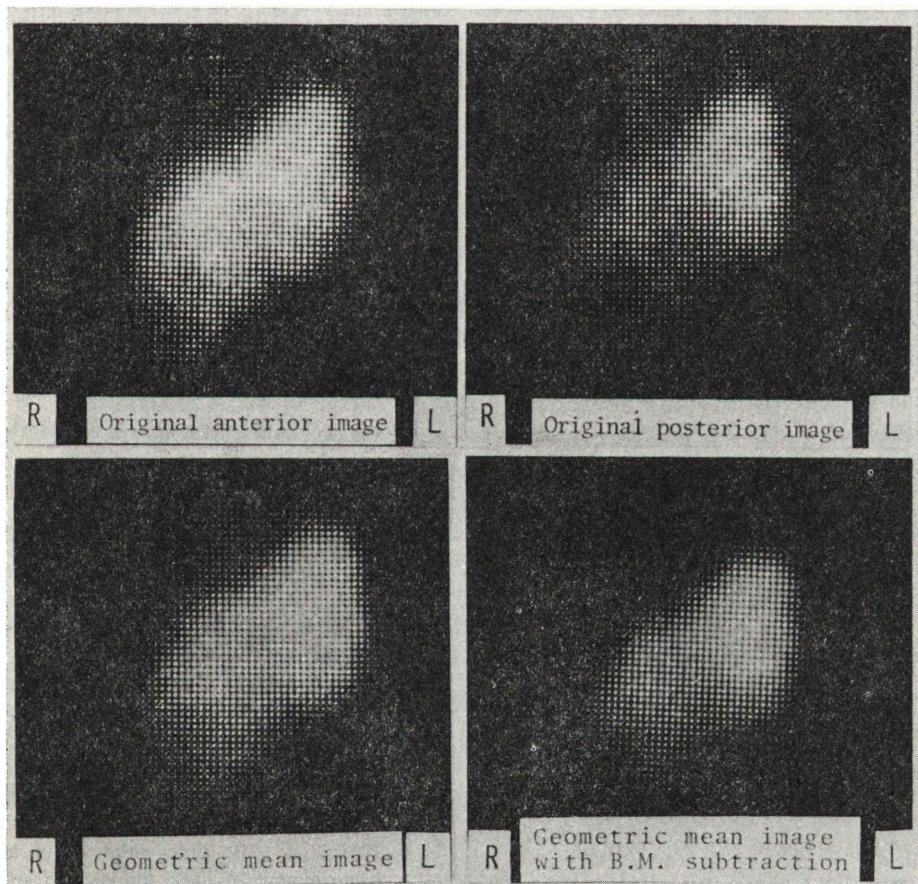


Fig. 13 Subtraction of bone marrow activity in a patient with hepatoma and liver cirrhosis. Original computer images (upper row) and geometric mean images (lower row) before and after subtraction of bone marrow activity.

実験を行った結果、Fig. 12 に示すように相乗平均と線源容積とはほぼ近似して変動し、人体の厚さの変化による影響は臨床的に問題はないと考えられた。

臨床例の処理を助けるため、前面、後面から得たイメージ・データを処理して CRT 上に相乗平均のイメージを描出するプログラムを作製したが、本法は外科医が切除される可能性のある種々の領域をライトペンあるいはキーボード入力で自由に選択し、種々の有効肝容積率を簡便に求めるために有益であった。

求められた有効肝容積率は全肝機能に対する選択された領域の相対的機能の割合を示すものであり、これに全肝機能を示す何らかの指標を乗じることによりその部の肝機能を算出することができる。全肝の機能的予備力の指標としては ICG R max が最も鋭敏であることから、われわれはこれに ICG R max を乗じて術前に肝切除後残存予定領域の肝機能すなわち残存肝予備力（残存肝 R max）を算出した。

三重大学第1外科で行われた肝切除例 79 例に術前残存肝 R max を測定し、この成績と手術成績とを比較検討したところ、残存肝 R max が 0.4 mg/kg/min 以上を示した 65 例のほぼ全例がいずれも経過良好であったが、0.4 mg/kg/min よりも低い 14 例ではいずれも重篤な合併症を伴い、あるいは肝機能不全を来たして、術後早期に死亡するもののが多かった⁷⁾。

なお、肝硬変症例のように骨髄への集積が高い場合には、骨髄に重なった肝の領域の機能が高いと誤って判定されるため、あらかじめ相乗平均のイメージでこれを除去してから ROI を設定した。Fig. 13 は肝右葉下方外側区域に肝細胞癌があり、肝硬変症を合併した症例であるが相乗平均のイメージで骨髄への集積を除去した一例を示す。この点に関しては ¹³¹I-BSP の方が脾の摂取がないことも併せてより適していると考えられる。

本法で吸収補正を行うと肝脾の摂取の比が定量的に算出され、その臨床的応用が考えられる。なお、肝脾が症例 1 のように重なっている場合にも

¹⁹⁸Au の他に ¹³¹I-BSP のイメージ・データを収集することにより、両者から肝脾の相対的摂取率を算出することができる。例えば Fig. 7, Fig. 8 において ¹⁹⁸Au と ¹³¹I-BSP が肝内で同じ分布をするという仮定のもとに、おのおの同一の 2 か所の ROI を設定し、¹³¹I-BSP における ROI 1 と ROI 3 とのそれぞれの相乗平均の比が ¹⁹⁸Au における ROI 1, ROI 3 の値から未知数である脾の相乗平均をそれぞれ差し引いて求めた比に等しいとすれば、脾の相乗平均が算出され、それにより脾の肝に対する相対的摂取率も算出される。症例 1 では脾の肝に対する相対的摂取率は約 38.8% と算出された。

本法はコンピュータを用いて放射能の局所分布から臓器の局所機能を簡便に定量的に測定しようとするものであり、核医学の特徴を生かした方法である。種々の ROI を自由に選択して残存肝機能を判定し得る点は他の肝機能検査では得られない特徴を有するが、本法の限界は 2 次元的な ROI の選択しか出来ないことがある。最近 ECT の開発が進んでいるが、この方法で吸収補正が十分に行われ、定量的な解析が可能となれば 3 次元的な ROI の選択が可能となり一層有用となろう。しかし、一般に ECT で吸収補正を十分に行い、定量的データを得ることは必ずしも容易ではない⁹⁾。ECT 装置の価格、検査時間をも考慮すると、本法は処理が簡単で簡便かつ十分臨床的に価値のある方法と考えられる。

文 献

- Walk L: Roentgenologic determination of liver volume. *Acta Radiol* **55**: 49-56, 1961
- Rollo FD, DeLand FH: The determination of liver mass from radionuclide images. *Radiology* **91**: 1191-1194, 1968
- 柏木 徹, 木村和文: 肝シンチグラムによる肝容積の測定. 日本消化器病学会第63回総会講演予報集: 135-136, 1977
- Heymsfield SB, Fulenwider T, et al: Accurate measurement of liver, kidney and spleen volume and mass by computerized axial tomography. *Ann Int Med* **90**: 185-187, 1979
- Heine GJ, Sorenson JA: Instrumentation in nuclear

- medicine. Volume 2. Academic press, New York and London, 1974, p 311.
- 6) Ter-Pogossian MM, Phelps ME, et al: Reconstruction tomography in diagnostic radiology and nuclear medicine. University Park Press, Baltimore, London and Tokyo, 1977, p 326.
 - 7) 水本龍二, 野口 孝: 最近の治療成績の分析とこれからの問題点——肝癌. 日本臨床 40: 203-212, 1982
 - 8) Kan MK, Hopkins GB: Measurement of liver volume by emission computed tomography. J Nucl Med 20: 514-520, 1979
 - 9) Murphy PH, Thompson WL, Moore ML, et al: Radionuclide computed tomography of the body using routine radiopharmaceuticals: I. System characterization. J Nucl Med 20: 102-107, 1979

Summary

Estimation of Effective Liver Volume Rate by Processing Liver Scintigraphic Data with an On-line Computer

Tadanori HIRANO*, Tsuyoshi NAKAGAWA*, Hisato MAEDA*, Akinobu ARAKI**,
 Tokio KITANO**, Mitsuo TAGUCHI*, Takashi NOGUCHI***,
 Yoshifumi KAWARADA*** and Ryuji MIZUMOTO***

*Department of Radiology, Mie University School of Medicine

**Central Clinical Division of Radiology, Mie University Hospital

***First Department of Surgery, Mie University School of Medicine

It is naturally important to estimate functional reserve of remnant liver tissue preoperatively at major hepatectomy. For this purpose a method is devised which can estimate regional liver function, referred to as effective liver volume rate (ELVR). The method is based on the regional counts on the liver scintigram with colloidal ^{198}Au , colloidal $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and/or ^{131}I -BSP. Following the collection of scintigraphic data from anterior and posterior projection with a gamma camera and an on-line computer system, the geometric mean of the conjugate counts is automatically calculated for each of the elements over the 64×64 matrix and displayed on a CRT so that the brightness is proportional to the calculated values. Various regions of interest (ROI) are flagged on this image with a light pen or keys according to surgeon's operation plans. The ELVR is calculated as the proportion of the sum of the geometric means over the ROI to that over the whole liver area.

Theoretically, the effect of attenuation can be

approximately corrected by the geometric mean of the conjugate counts of which the accuracy is dependent on the energy of the gamma ray and body thickness. In a study with a 17.5 cm thick phantom, the geometric means were almost proportional to the volume of the source irrespective of the source-depth in the phantom with underestimate of less than 5.3% with ^{198}Au and 23% with $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Functional reserve was determined by the product of ELVR for the remnant liver portion by the ICG Rmax to obtain remnant ICG Rmax. It was evident from the data of 79 patients who had hepatectomy that postoperative course was favorable in 65 patients with remnant ICG Rmax of more than 0.4 mg/kg/min. This method was considered to be useful for the operation in determining the indication, selecting the operation method and estimating the risk.

Key words: Liver Scintigraphy, Liver Volume, Attenuation Correction.