

## 《原 著》

# Single Photon Emission Computed Tomography による 肝容積測定のための計数法の検討

仙田 宏平\* 田中 孝二\*\* 佐久間貞行\*\*\*

**要旨** Single photon emission computed tomography により肝容積を測定する方法として、計数法を基礎的ならびに臨床的に検討した。肝測定容積は、基本的に、肝横断像の肝内総集積計数を単位ボクセル計数で割り、これに単位ボクセルの実大容積を掛けることによって算定した。各種ファントム実験において、横断像に係数 12/100 の吸収補正と補間的バックグラウンド除去を行い、簡便な方法で肝内総集積計数と単位ボクセル計数を算出したところ、測定容積は実容積との差が  $\pm 4\%$  以内にできた。この測定精度は検査時にファントムを移動した場合でも得られた。正常肝 31 症例の測定容積は、患者の体表面積、身長ならびに体重と有意 ( $p < 0.01$ ) に相関し、平均で  $1,087 \pm 192 \text{ cm}^3$  となった。病的肝 50 症例の体表面積で補正した測定容積は、肝炎、うっ血肝、脂肪肝および肝転移例で有意 ( $p < 0.01$ ) に大きかったが、良性腫瘍、肝細胞癌および非活動型慢性肝炎例では正常大となった。

## I. はじめに

肝容積の測定は、び漫性および限局性肝疾患における組織侵襲の評価、単位肝容積当たりの血流量、代謝あるいは機能の測定、肝臓の放射線被曝の算定などに意義がある。このため、肝容積の体外測定法として多数の方法が試みられてきた。最近、X 線、超音波または放射性同位元素による肝断層像を利用する方法が用いられ、その測定精度の高いことが報告されている<sup>1~5)</sup>。しかし、これらの方法はいずれも肝横断像の輪郭または構成画素数から幾何学的に測定しており、部分容積効果 (partial volume effect) および呼吸性移動に基づく測定誤差が問題となる<sup>1~9)</sup>。

そこで、これらの問題点を解決する方法として、

single photon emission computed tomography (以下、SPECT) の肝横断像における集積計数から測定する方法を基礎的に検討した。また、正常肝および各種肝疾患の肝容積を測定し、その臨床的意義を検討した。

## II. 方法ならびに材料

SPECT 装置は、検出器回転型の大視野シンチカメラ (Siemens, Pho/Gamma ZLC-75) と核医学画像データ処理装置 (島津、シンチパック 2400) を使用した。データ採取は、ウインドレベルおよび幅をそれぞれ 140 keV, 20% とし、上腹部の周囲  $360^\circ$  を約  $6^\circ$  ごと (64 分割) に 10~20 秒間 ずつ計測した。データ処理は、画素数  $64 \times 64$  の横断像計 64 面の内で肝臓の上端から下端までが十分に含まれる一連の横断像に対し、まず Sorenson<sup>10)</sup> の方法による吸収補正を行い、その後スムージングならびに Goris ら<sup>11)</sup> の interpolative background subtraction (以下、補間的バックグラウンド除去を行った)。

容積算定は、肝断層像の総集積計数をその単位ボクセルの平均計数で割り、これに単位ボクセル

\* 名古屋第一赤十字病院放射線科

\*\* 県立多治見病院核医学検査室

\*\*\* 名古屋大学医学部放射線医学教室

受付：58 年 8 月 29 日

最終稿受付：59 年 1 月 13 日

別刷請求先：名古屋市中村区道下町 3-35 (〒453)

名古屋第一赤十字病院放射線科

仙田 宏平

の実物大容積を掛けて得た。その際、肝内総集計数は、一連の横断像について肝の輪郭すべてが十分に入る1つの大きな閑心領域を設定し、その計数を加算して求めた。単位ボクセルの平均計数は、肝門部レベルの横断像内で管腔構造または限局病変の明らかでない部位に比較的大きな閑心領域を設定し、その計数をその構成画素数で割って得た。また、単位ボクセルの実物大容積は、平行に10～20 cm離して置いた数本の $^{99m}\text{Tc}$ 線線源の横断または矢状断像から実験的に計測した。

基礎的検討に用いた肝ファントムは、容量1,325 mlのポリエチレン製容器に $^{99m}\text{TcO}_4^-$  0.5～6.0 mCiを含む1,000または1,325 mlの水を入れて作製した(Fig. 1a)。ファントム実験は、これを検査テーブルに直接置いた場合、 $^{99m}\text{TcO}_4^-$  0～3.0 mCiを含む約1 lの水の入ったポリエチレン製水槽内に固定した場合(Fig. 1b)，ならびに検査テーブルに直接置いてテーブルを長軸方向に4 cm移動した場合の各条件下で行った。これらファントム実験か

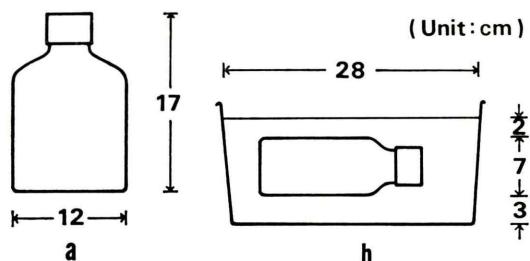


Fig. 1 Liver phantom set upright (a) and lying in a tank (b).

ら、本測定法における最適なデータ処理方法を決め、測定精度とこれに影響する因子を検討した。

臨床的検討は、 $^{99m}\text{Tc}-\text{フチン酸}$  3～6 mCiで肝SPECTを行った患者の内で臨床診断の確定した正常肝31例と各種肝疾患50例(び慢性肝疾患36例、限局性肝疾患14例)の計81症例を対象とした(Table 1)。これら症例から、正常肝の容積と各種肝疾患の肝容積変化を調べ、本測定法の臨床的問題点と測定精度を検討した。

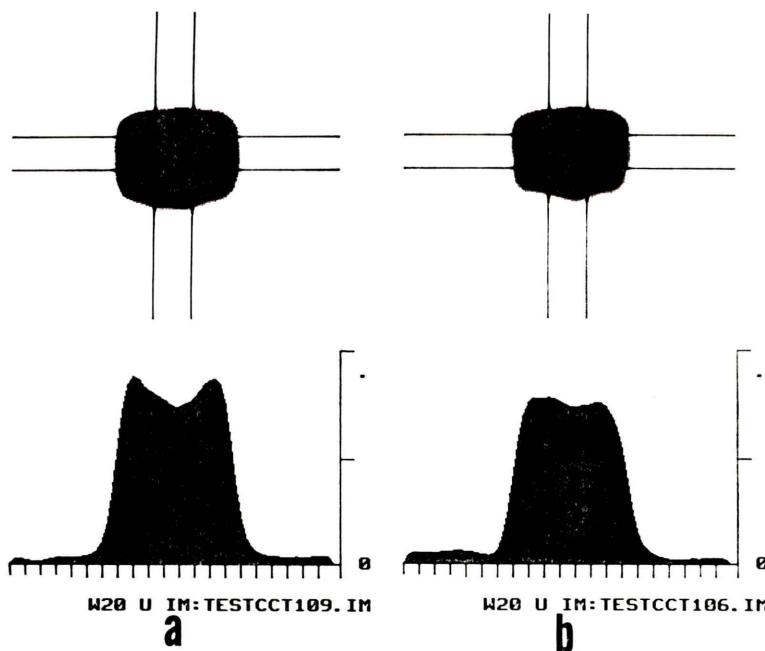


Fig. 2 Comparison between count distribution of tomographic image without absorption correction (a) and with absorption correction by a coefficient of 0.10 (b).

**Table 1 Subject**

Subject	Number
Normal liver	31
Chronic hepatitis	19
Hepatic tumor	14
Acute hepatitis	6
Fatty liver	5
Liver cirrhosis	4
Congestive liver	2
Total	81

### III. 結 果

#### 1. 基礎的検討

##### 1) 単位ボクセルの実物大容積

単位ボクセルの一辺の実物大長は、横断像と矢状像において 2 つの  $^{99m}\text{Tc}$  線源が最も明瞭な画素を決め、その間の画素数に 1 を加えた数で既知の線源間距離を割って、0.6 cm と算定した。単位ボクセルの実物大容積にこの値から  $0.216 \text{ cm}^3$  とした。

##### 2) 単位ボクセル平均計数と吸収補正

ファントム横断像の集積計数分布は、吸収補正を行わない場合には中央部が辺縁部より 20% 前後少なかったが、吸収補正後には補正係数を大きくするに伴いその差は減少し、補正係数 10/100 にて 5% 以下となった (Fig. 2)。そこで、実容積 1,000 ml のファントムについて横断像中央部の比較的大きな閑心領域から単位ボクセル平均計数を算定し、吸収補正の測定容積値に与える影響を調べた。ただし、肝内総集積計数は横断像を 2 次微分して得た内・外 2 つの輪郭から求めた。その結果、いずれの総集積計数からの測定容積値も吸収補正前には 11~28% 過大評価されたが、吸収補正係数を大きくするに従って実測値に近づいた (Fig. 3)。

他方、吸収補正係数を大きくすると検査テーブル側の横断像辺縁部の計数が対側のそれと比べて減少する傾向を示し、両者の差は補正係数 10/100 で処理した水槽内ファントム像においても平均約 7% となった。吸収補正後の横断像における集積計数分布のこのような変動を考慮し、単位ボクセルの平均計数を算定するための閑心領域の設定方

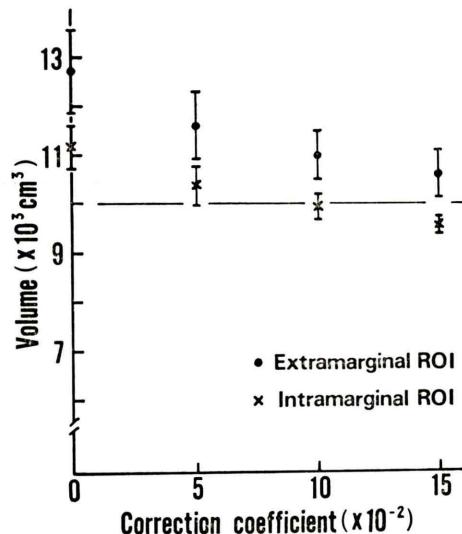


Fig. 3 Effect of absorption correction on hepatic volume measured with a phantom of 1,000 ml.

法を検討した。その結果、ファントム中央レベルの横断像において 80% ピーク 計数で囲まれる領域を閑心領域と規格化する方法が測定誤差を小さくでき、また簡便であった。他のデータ処理条件を同一にした際のこの方法によるファントム測定容積は  $\pm 3\%$  程度の変動を示すに過ぎなかった。

##### 3) 総集積計数とバックグラウンド除去

ファントム横断像の 2 次微分による内輪郭と外輪郭から総集積計数を算定した場合の測定容積の差は、Fig. 3 に示すごとく、吸収補正の程度とは無関係に約 10% となった。この差は水槽内に  $^{99m}\text{Tc}$  を混入したファントム実験で  $^{99m}\text{Tc}$  放射能を増加するに従ってさらに大きくなる傾向を示した。この結果より、外輪郭から総集積計数を算定した場合は横断像周辺のバックグラウンドの影響が大きいと判断した。

そこで、総集積計数の算定に当たり、一連の横断面に補間的バックグラウンド除去を行った。その結果、横断像周辺のバックグラウンド計数は平均でほぼ零となった。そして、外輪郭を用いたファントム測定容積はいずれの吸収補正処理条件においても明らかに減少し、内輪郭からの測定値との差が 5% 以下になった (Fig. 4)。加えて、測定

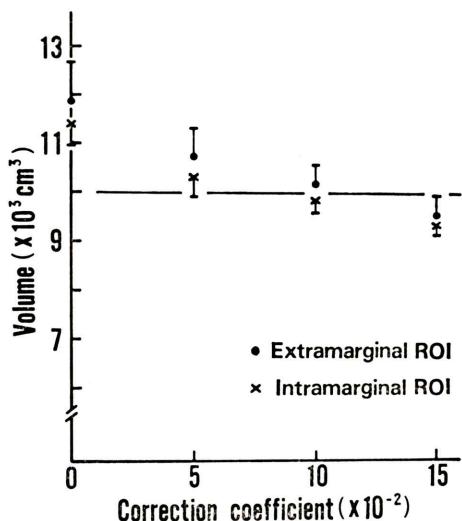


Fig. 4 Effect of back-ground subtraction on hepatic volume measured with a phantom of 1,000 mL.

値の変動係数も若干であるが小さくなつた。

他方、横断像周囲の平均画素計数を横断面から一様に減算するバックグラウンド処理を行つた場合、測定値の平均値は上記処理法と同様の傾向を示した。しかし、このバックグラウンド処理法は上記処理法と比べて測定値の変動係数が約1.5倍大きく、また処理手順が煩雑であった。

#### 4) スムージングの影響

上記ファントム実験において吸収補正処理後に9点スムージングを1回または2回あるいは25点スムージングを1回行つた場合の測定容積を比較した。その結果、測定値とその変動係数は各スムージング法間でほぼ一致した。

#### 5) 呼吸性移動の影響

データ採取中にファントムを移動した場合の測定容積は、下記の最適データ処理方法によって、実容積より4%弱過大評価されたが、その変動係数は3%以下であった。

#### 6) 投与放射能および検出時間の影響

投与放射能を0.5~6.0mCiに変えた場合の測定容積は、下記の最適データ処理方法によって、いずれも実容積との差が±3%以内になつた。また、投与放射能を3mCiとし、データ採取時の各検出方向ごとの検出時間を10秒と20秒に変えた場合

の測定値も上記実験と同様の成績を示した。

#### 7) 総合的測定精度と最適測定方法

各種ファントム実験から得た本測定法の総合的な精度は、下記の最適データ処理法および算出法によって、測定容積の平均値が実容積の98~104%となり、その変動係数が±3%以下となつた。

最適データ処理法は、吸収補正を補正係数12/100で行った後、補間的バックグラウンド除去を行うことであった。スムージングは測定精度に影響しなかつたが、臨床的に断層像の画質が問題になるため25点スムージングを1回加えた。

最適算出法として、総集積計数は横断面枚数の加算像を2次微分し、横断像の輪郭すべてを含む閑心領域から算定し、また単位ボクセルの平均計数は中央レベルの横断面の80%ピーケー計数で囲まれる閑心領域から算定した。なお、本測定法のデータ処理および容積算出に要した時間は約15分であった。

## 2. 臨床的検討

#### 1) 正常肝の容積

正常肝31症例(年齢56.2±12.3歳、身長160.3±8.4cm、体重55.4±8.8kg、ノモグラムから算定した体表面積1.58±0.16m<sup>2</sup>)の肝容積は1,087±192cm<sup>3</sup>と測定された。

各症例について肝容積と体表面積との関係を調べた結果、両者の間に相関係数0.844の有意( $p<0.01$ )の相関が認められた(Fig. 5)。また、各症例の肝容積は身長または体重との間にそれぞれ相関係数0.799と0.797で有意( $p<0.01$ )の相関を示した。

体表面積がほぼ等しい症例群について肝容積と年齢との関係を調べたところ、70歳以上の5症例(年齢72.2±0.8歳、体表面積1.45±0.07m<sup>2</sup>)の肝容積898±77cm<sup>3</sup>は55歳以下の6症例(年齢46.7±10.9歳、体表面積1.47±0.06m<sup>2</sup>)の肝容積1,019±96cm<sup>3</sup>と比べて有意( $p<0.05$ )に小さかった。

#### 2) 病的肝の容積

各種肝疾患50症例で測定した肝容積は、各疾患である程度の傾向を示したが、全体として体格との間に幅広い分布を呈した(Fig. 6)。そこで、

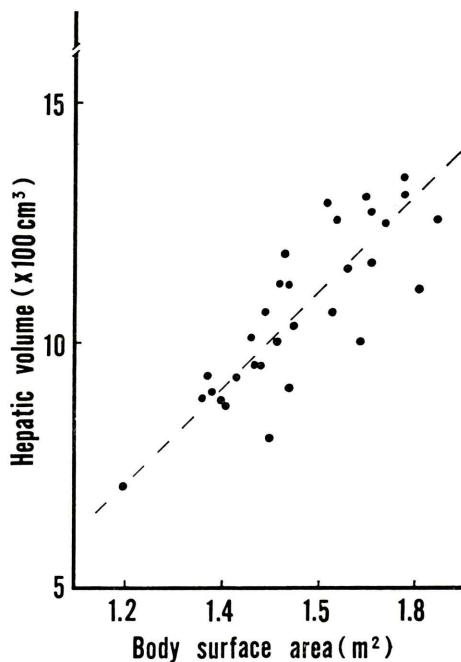


Fig. 5 Correlation between hepatic volume measured and body surface area in cases with normal liver.

体格の影響を除いて各疾患での肝容積の変化を評価する目的で、各症例につきその体表面積に対する正常肝容積値で測定容積を割った値（以下、比肝容積）を算出した。ここで、正常肝容積値は上記正常肝症例で得られた肝容積（y）と体表面積（x）との回帰直線  $y = -480 + 995x$  から求めた。その結果、比肝容積は急性肝炎、脂肪肝およびうっ血肝で明らかに大きく、また慢性肝炎と肝腫瘍でも有意 ( $p < 0.01$ ) に大きかった。肝硬変では有意 ( $p < 0.05$ ) 差がなかった (Table 2)。

一方、慢性肝炎をトランスマニナーゼの上昇の有無により活動型 9 例と非活動型 10 例に分けたところ、活動型の比肝容積 ( $1.24 \pm 0.24$ ) は非活動型のそれ ( $1.02 \pm 0.14$ ) より有意 ( $p < 0.01$ ) に大きかった。また、非活動型の比肝容積は正常肝のそれと有意 ( $p < 0.05$ ) 差がなかった。他方、肝腫瘍における比肝容積は肝内転移のあった大きな肝細胞癌 2 例と肝辺縁にのみ浸潤のあった腹膜偽粘液腫 1 例で明らかに小さく、また肝囊腫 2 例ではほ

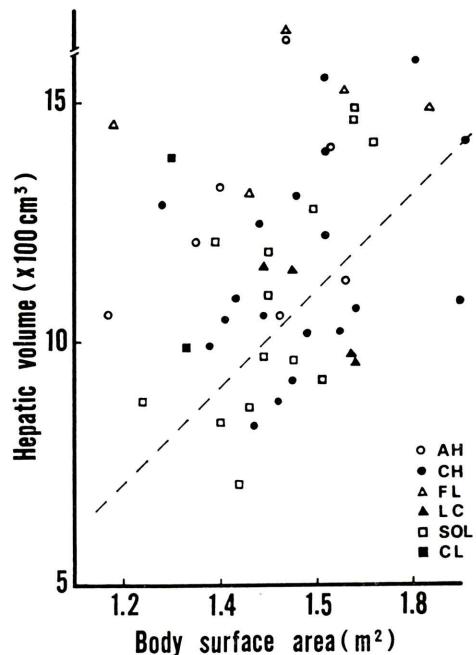


Fig. 6 Correlation between hepatic volume measured and body surface area in cases with various hepatic diseases. (AH) acute hepatitis, (CH) chronic hepatitis, (FL) fatty liver, (LC) liver cirrhosis, (SOL) space occupying lesion, and (CL) congestive liver.

Table 2 Comparison of values of ratio liver volume in normal and abnormal subjects

Subject	Ratio liver volume	
	Mean	S.D.
Normal liver	1.000	0.085
Chronic hepatitis	1.127	0.219
Hepatic tumor	1.097	0.196
Acute hepatitis	1.326	0.244
Fatty liver	1.581	0.393
Liver cirrhosis	1.013	0.184
Congestive liver	1.481	0.384

ぼ正常大となった。これら 5 症例と比肝容積の増加した肝細胞癌および胆管癌各 1 例の計 7 症例の比肝容積 ( $0.97 \pm 0.18$ ) は転移性肝癌 7 症例のそれ ( $1.22 \pm 0.12$ ) より有意 ( $p < 0.01$ ) に小さかった。

### 3) 臨床測定における問題点

病的肝 50 症例中 4 例は肝左葉外側区または脾臓の高度な腫大があり、肝左葉外側と脾臓頭側が

重なったため肝内総集積計数をただ1つの関心領域で算出できなかった。これら症例では肝左葉と脾臓が重なる横断面について別個の関心領域を設定する必要があった。

また、肝右葉に巨大または多発性の占拠病変があった11症例中5例では、単位ボクセルの平均計数を算定するための関心領域をcold areaのない横断面に設定することが困難であった。このため、単位ボクセル計数が占拠病変部の計数との平均値となり、肝組織の容積は過大に測定される傾向があった。

#### 4) 臨床的測定精度

基礎的検討から最適としたデータ処理および算出条件を一定にし、任意の算出条件を変えた場合の臨床的測定精度を調べた。肝内総集積計数は、関心領域を設定する横断面のレベルおよび数を数面変えた場合、正常肝で平均 $\pm 3\%$ 以下、病的肝で平均 $\pm 4\%$ 以下の変動を示すに過ぎなかった。また、単位ボクセルの平均計数は、横断面を変えて関心領域を設定した場合、正常肝で平均 $\pm 4\%$ 以下、病的肝で平均 $\pm 6\%$ 以下の変動を示した。しかし、占拠病変のある病的肝では $\pm 7\%$ 以上の変動があった。

### IV. 考 察

肝容積は肝組織の細胞浸潤、浮腫、うっ血、異常代謝産物の沈着、占拠病変あるいは線維化によって変化する。したがって、肝容積を的確に測定すれば、これら病変の程度が定量的ならびに経時的に評価できる。また、定量的肝機能検査を併用することによって、単位肝容積当たりの血流や代謝が測定できる<sup>3)</sup>。これらの測定結果は手術等の治療による肝機能の変化を評価するうえにも有用であろう。

肝容積の測定方法として、X線CTを利用した方法がすでに応用され、その測定精度の比較的高いことが報告されている<sup>1~3)</sup>。しかし、この測定方法は肝円蓋部での部分容積効果が大きく<sup>6~8)</sup>、呼吸性移動の影響があり<sup>1,7~9)</sup>、また精度を向上するには被曝線量が大きくなる<sup>12)</sup>欠点が挙げられる。

一方、超音波断層法を利用した測定方法はRasmussen<sup>4)</sup>によって詳しく報告され、比較的高い精度が得られている。この方法は放射線被曝のない点で優れているが、呼吸性移動の影響や輪郭抽出上の問題点に加え、検者の技術に影響される欠点がある<sup>1,3,7)</sup>。他方、従来のSPECTによる測定方法<sup>5)</sup>は他の方法と同様に部分容積効果や呼吸性移動の影響があり、加えて他の方法と比べて輪郭抽出の精度が著しく低い欠点がある。

今回検討したSPECTによる計数法は、原理として肝内集積計数を利用するため輪郭抽出の必要がなく、部分容積効果や呼吸性移動の影響がない長所がある。したがって、本測定法では比較的簡便な方法で比較的高い測定精度が得られた。すなわち、基礎的に得た測定精度は測定値の変動係数として $\pm 3\%$ 程度となり、臨床的精度は全症例で $\pm 6\%$ 以内となった。これらの値はX線CT法での精度<sup>1~3)</sup>と比べて大差ないと考えた。

本測定法の精度を左右する因子は肝内総集積計数および単位ボクセル計数の算定方法であった。前者の算定精度は肝横断像周囲の散乱ならびに肝外組織内計数に基づくバックグラウンドに強く影響された。このバックグラウンドを効果的に除去するデータ処理法として、心筋シンチグラフィで広く利用されているGorisら<sup>11)</sup>の補間的バックグラウンド除去法が有効であった。コンピューターによるこの画像データ処理法は、目的画像を囲む関心領域内の全画素について、その計数と関心領域辺縁の計数との間で補間法による平均計数値を計算し、この値を各画素計数から減算する処理法である。この処理法は局所バックグラウンドの変動が比較的単調な画像において効果が高いといわれ<sup>11)</sup>、本測定法に対しても有効であったと考える。

単位ボクセル計数の算定精度は肝内集積計数の統計的変動と横断像の吸収補正に強く影響された。前者による影響は比較的大きな関心領域内の平均計数として算定することにより十分に小さくできた。しかし、臨床的には病的肝で横断面を変えて関心領域を設定した場合、 $\pm 7\%$ 以上の変動を示

す症例があった。これは病的肝の局所肝機能あるいは血流量の変化により肝内局所の集積計数が大きく変動したためであろう。したがって、病的肝の測定にはある程度の誤差が予想される。ことに、多発性の占拠病変では単位ボクセル計数が過小算定され、容積は過大評価される危険性がある。他方、横断像中央部および辺縁部の計数較差に対する吸収補正は補正係数 12/100 前後で最も効果的であった。しかし、補正係数を大きくすると検査テーブルによる吸収の影響が強くなつたため、算定用関心領域は横断像の 80% ピーク 計数領域と規格化した。

本測定法の臨床的特徴は、放射性医薬品の組織親和性を応用し、<sup>99m</sup>Tc-フチン酸を貪食した Kupffer 星細胞が分布する肝組織のみの容積を測定する点にある。このため、本測定法による肝容積は他の測定法での値<sup>3~5)</sup> または剖検肝の実測値<sup>13)</sup> と比べて小さく、また占拠病変があつても正常大になったと考える。このような特徴を応用すれば、占拠病変に対する手術や経カテーテル療法前後あるいは照射野に肝臓を含む放射線治療前後の機能肝組織の容積変化が評価できるであろう。

今回の臨床的検討で認めた正常肝容積と体格との相関は Rasmussen<sup>4)</sup> の超音波断層法での成績と比べより明確であった。また、彼の成績と同様に、正常肝容積と年齢との間にも有意の関係があった。これらの結果は本測定法の臨床的有用性を示唆していると考える。

他方、病的肝の容積が急性肝炎、脂肪肝およびうっ血肝で明らかに大きく、また慢性肝炎において活動型と非活動型との間で有意差を示したことは肝臓の炎症変化、異常代謝産物の沈着などの程度を的確に反映できたものと考える。今後、これら病的肝の治療前後における容積変化を検討することにより、本測定法の臨床的有用性はより明確になると考える。

## V. 結 語

SPECT で得た肝横断像の集積計数から肝容積を測定する方法ならびに意義を基礎的および臨床

的に検討し、以下の結果を得た。

1. 本法は正確な輪郭抽出を行うことなく、また部分容積効果および呼吸性移動の影響なく肝容積が測定できた。
2. 本法の測定精度は ファントム 実験で ±4% 以下、臨床上で ±6% 以下となった。
3. 本法の測定精度に影響する最も大きな因子は肝内総集積計数および単位ボクセル計数の算定法であった。
4. 本法は <sup>99m</sup>Tc-フチン酸が分布する肝組織の容積を測定し、正常肝 31 症例の肝容積は 1,087 ± 192 cm<sup>3</sup> と測定された。
5. 正常肝各症例について、測定肝容積は体表面積、身長ならびに体重と有意 ( $p < 0.01$ ) に相關し、年齢によつても有意 ( $p < 0.05$ ) の差を示した。
6. 病的肝 50 症例の体表面積で補正した測定肝容積は急性肝炎、脂肪肝、うっ血肝および転移性肝癌例で有意 ( $p < 0.01$ ) に大きかったが、良性肝腫瘍、肝細胞癌および慢性非活動型肝炎例では正常大となつた。

## 文 献

- 1) Heymsfield SB, Fulenwider T, Nordlinger B, et al: Accurate measurement of liver, kidney, and spleen volume and mass by computerized axial tomography. Ann Intern Med 90: 185-187, 1979
- 2) Moss AA, Friedman MA, Brito A: Determination of liver, kidney, and spleen volumes by computed tomography: An experimental study in dogs. J Comput Assist Tomogr 5: 12-14, 1981
- 3) Henderson JM, Heymsfield SB, Horowitz J, et al: Measurement of liver and spleen volume by computed tomography. Radiology 141: 525-527, 1981
- 4) Rasmussen SN: Liver volume determination by ultrasonic scanning. Dan Med Bull 25: 1-46, 1978
- 5) Kan MK, Hopkins GB: Measurement of liver volume by emission computed tomography. J Nucl Med 20: 514-520, 1979
- 6) 柳沢 融, 加藤弘道: CT による臓器の容積計測. 映像情報 (M) 13: 785-790, 1981
- 7) Breiman RS, Beck JW, Korobkin M, et al: Volume determinations using computed tomography. AJR 138: 329-333, 1982
- 8) Kuhns LR, Thorubury J, Seigel R: Variation of position of the kidneys and diaphragm in patients undergoing repeated suspension of respiration. J

- Comput Assist Tomogr 3: 620-621, 1979
- 9) 伊藤正敏, 山浦玄嗣, 佐藤多智雄, 他: 全身用コンピュータートモグラフィ(デルタスキャナー)を用いた生体実測に関する基礎的研究. 日本医学会誌 39: 512-160, 1979
  - 10) Sorenson JA: Method for quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole body counting. Instrumentation in Nuclear Medicine, vol. 2, Academic Press, New York, 1974
  - 11) Goris ML, Daspit SG, McLaughlin P, et al: Interpolative background subtraction. J Nucl Med 17: 744-748, 1976
  - 12) Brasch RC, Boyd DP, Gooding CA: Computed tomographic scanning in children: Comparison of radiation dose and resolving power of commercial CT scanners. AJR 131: 95-101, 1978
  - 13) DeLand FH, North WA: Relationship between liver size and body size. Radiology 91: 1195-1198, 1968

## Summary

### Evaluation of a Counting Method for Liver Volume Determination Using Single Photon Emission Computed Tomography

Kohei SENDA\*, Kouji TANAKA\*\* and Sadayuki SAKUMA\*\*\*

\*Department of Radiology, The Japanese Red Cross Nagoya First Hospital

\*\*Department of Nuclear Medicine, Tajimi Prefectural Hospital

\*\*\*Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine

A counting method for liver volume determination using single photon emission computed tomography was evaluated experimentally with phantoms and clinically with 31 normal and 50 abnormal livers. Liver volume was fundamentally determined as a product of the quotient of total intrahepatic counts divided by unit voxel counts and the life-sized volume of a voxel. Total intrahepatic counts were measured in a region of interest which included every boundary of the cross-sectional image of liver. Unit voxel counts were obtained as average matrix counts in the region enclosed with matrices of 80% peak isocount on the cross-sectional image at the level of the portal. Phantom volume determined agreed with the actual volume within  $\pm 4\%$  when the image was processed by absorption correction with a coefficient of 12/100 and interpolative back-ground subtraction. This agreement was recognized even if the phantom

was moved 4 cm along body axis. Clinical volume measurement was reproducible within  $\pm 6\%$ . The mean liver volume of normal cases with a mean body surface area of  $1.58 \pm 0.16$  (S.D.) $m^2$  was  $1,087 \pm 192$  (S.D.)  $cm^3$ . The volume was significantly ( $p < 0.01$ ) correlated with body surface area, height, and weight. Abnormal liver volume corrected by body surface area was significantly ( $p < 0.01$ ) increased in cases with active hepatitis, liver congestion, fatty liver and metastatic tumor, being within normal limits in cases with benign tumor, hepatoma, and chronic inactive hepatitis. It is concluded that the method makes it possible to determine the volume of normal hepatic parenchyma under no influence of partial volume effect, boundary recognition, and patient respiration.

**Key words:** Liver volume, Counting method, Single photon emission computed tomography.