

断の確定した代表的症例を供覧し、¹³¹I-RBとの比較を行ない、次のとき結論を得た。

① ¹³¹I-BSPの排泄が著明に遅延して、24~48時間後にも小腸、大腸に排泄を認めない症例でも、すぐに閉塞性黄疸であるとは断定できない。

② ¹³¹I-BSPの代謝と¹³¹I-RBの代謝とは少し異なる点があるように思われる。

¹³¹I-BSP 腹部シンチフォトグラフィーでは、外科的黄疸6症例中3例で軽度の腎の描出を認め、1例で脾の描出を認めた。内科的黄疸7症例中2例で腎の描出を認め、3例で脾の描出を認めた。これに対して、¹³¹I-RB 腹部シンチフォトグラフィーでは外科的黄疸7症例中6例で著明な腎の描出を認めたが、脾は1例も認めなかつた。内科的黄疸2症例では腎の描出されたものではなく、1例で脾の描出を認めた。すなわち、¹³¹I-BSP シンチフォトにて腎にとりこみを認めた場合、外科的黄疸のことが多いが、内科的黄疸でも同様のことが認められた。これに反して、¹³¹I-RB シンチフォトにて腎の描出を認めた場合は外科的黄疸症例であった。

③ ¹³¹I-BSP、¹³¹I-RBともに脾の描出は静注後速やかに認められ、時間が経過するにつれて消退した。これに対して、腎のとりこみは経時に増加の傾向を示した。

④ 肝硬変症2症例では、¹³¹I-BSPの著明な吸収障害は認めたが、排泄障害は著しくなかった。

シンポジウム

「シンチスキャナーおよびガンマカメラのデータ処理における現況と将来」

司会 本保善一郎

(長崎大学 放射線科)

1. シンチスキャナー、カメラと電算機とのオンラインシステムに伴うデータの管理保管について

古賀 勝

(長崎大学 放射線科)

われわれのところでもシンチカメラ、スキャナーと電子計算機とのオンライン化実現が間もない。本システムはタイプライターを介してのマン・マシン・コミュニケーション

ーションシステムで中央処理装置(8K語、24ビット)、外部記憶装置(磁気ドラム、磁気テープ)、入出力制御装置(直結チャネル、高速チャネル、低速チャネル)、周辺装置(2系統ADC、CRT、X-Yレコーダー、タイプライター)よりなる。

この電算機の特徴はデータエリアが4K語(24ビット)または8K語(12ビット)であるため、主記憶装置上に4K語(12ビット)のデータエリアがカ所設定できることである。このため時間のロスなくタイムフレームマトリックスが収集可能である。

リフトウェアの概要は管理プログラム、応用データ収集プロ、データ前処理プロ、編集プロ、表示プロ等)、ユーティリティプロ、ライブラリー、サービスプロ等である。核医学分野においても電算機利用率の向上は将来疑いもなく、反面膨大な量に及ぶデータの管理保管は重要な問題となってくる。磁気ドラム、ディスクは高価であり、磁気テープ(MT)、紙テープ(PT)が経済的に有利である。

1) マトリックスを記憶するに要するベースはMTで10インチ、PTで800インチ必要であり、かりに年間2,000例に1例当たり5枚のRIイメージを撮像し、単一マトリックス、スマージングマトリックス、補正マトリックスをデータとして保管するとMTは 3×10^5 インチ(2,400フィートを12巻)、PTは 2.4×10^7 インチ(約600km長、300m1巻で2,000巻)を必要とし、長期間の保管はMTが最も理想的である。

さらに1巻のMTに約2,000個のRIイメージが記憶されているが、そのナンバリングは諸家の頭痛のたねであり、重要な問題である。われわれはMTのヘッダーに認識番号(英数字6桁)、コメント(9行×19字)、マトリックスの条件、タイム等をラベルしてこれを解決した。コメントの内容は1)日付、2)患者名性別、年齢3)RIの核種、薬品名4)投与法および投与量5)臓器名および測定の位置、体位、測定面等、6)カメラの測定条件7)臨床診断その他の補足事項等である。

2. ScinticameraによるRI情報のComputer Processingについて

鳥塚 菁爾

(京都大学 中央放射線部)

Scinticamera, 1,600 channel pulse height analyzerおよび7 track digitizing magnetic tape recorder(MT)

を用いて臓器内の RI 分布を digital に得て、京大大型計算機センターの FACOM 230-60 を用いて data 处理を行ない、RI 投与後の computer scintigraphy および functional imaging の基礎的検討を行なった。

Computer Scintigram の作成について：

data 处理法の検討として、¹³¹I を含む phantom より RI image を digital に収集して、計数値の統計的変動による雑音を減少させるために smoothing を行ない、ついで collimator の response matrix を用いて逐次近似法による image enhancement を行ない、得られた scan matrix の上で最大値を見出して、20等分して記号を変えて line printer にて画像を描出させた。smoothing は隣接する 5 点または 9 点の平均値をその中心区画の値とする方法、9 点の平均値および標準偏差を計算して、中心区画の計数値が平均値標準偏差をはずれた場合は平均値におきかえる方法、中心区画に 2 倍の荷重をかけた 9 点平均法および collimator の response matrix を用いた 25 点、49 点の matched filtering による方法などについて検討した。逐次近似の効果は明らかに認められたが、original の data を尊重する 5 点平均法、9 点の平均値標準偏差法および中心区画に 2 倍の荷重をかけた 9 点平均法による smoothing では近似後に雑音が強調され、25 点または 49 点の matched filtering による smoothing では平滑化されすぎて逐次近似の効果は余り発現せず、9 点平均法による smoothing および逐次近似 1 ～ 2 回の実施が最も適当と考えられた。

¹³¹I および ^{99m}TcO₄ による甲状腺、¹³¹I-MAA による肺、¹⁹⁸Au-colloid による肝の computer scintigram を作成したが、臓器内の RI 分布が 5 % level で描写されて有用であった。また肝癌の ⁶⁷Ga-citrate 投与後の scintigraphyにおいて、background が高くて scintiphoto における病巣の読影の困難な場合には computer scintigram の作成は有効であり、また ⁶⁷Ga scintiphotography 後、患者を同位置に保たせて、¹⁹⁸Au-colloid または ¹³¹I-BSP を投与して肝内 RI 分布を得て、⁶⁷Ga-citrate-¹⁹⁸Au-colloid (または ¹³¹I-BSP) subtraction scintigram を作成したが、この subtraction scintigram により小病巣が描出され得て、臨床上はなはだ有用であった。

functional image の作成について：

RI 投与後の目的臓器の局所機能を表示する臓器全体の functional image の作成を行なった。健常人および各種脳疾患者の側頭部に検出器を照準させて、¹³³Xe 3

5 m Ci を頸動脈より速やかに動注投与し、1,600 word memory および MT を用いて、注射直後より 2 分後までは 3 秒間毎、2 分から 5 分後までは 15 秒間毎、5 分より 10 分後までは 1 分間毎の 1,600 word memory の各 memory を MT に収録して、computer processing を行なった。まず 1,600 matrices の各 matrix における 0 時間より 10 分後までの全放射能量の総和を求めて、その最高 RI 活性の 20% 以下を cut して脳部を決定し、ついで脳の局所血流量を示す blood flow index を height/area 法により算出した。すなわち各 matrix の ¹³³Xe washout curve において、15 秒後までの総 RI 量を height とし、10 分後までの総 RI 量を area として、その比を算出し、8 levels に区分して異なる記号で脳全域の blood flow index の map を line printer にて描出させた。健常人では脳外縁部および脳底部に比較的高い flow index の部分が描写され、動脈硬化性 Parkinson 症候群の症例では脳全域にわたる flow index の低下が描写された。また甲状腺機能亢進症および低下症の flow index map ではそれぞれ脳全域にわたる flow index の高値または低値が描写され、脳硬塞の症例では硬塞部の低下が描写された。

健常人および各種肝疾患者に ¹³¹I-BSP 150 μCi を静注投与し、3 分間毎の肝内 RI 分布量を 30 回、1,600 word memory を通して MT に収録し、肝内各域の ¹³¹I-BSP の摂取率および排泄率の分布図を作成した。data 处理はまず 1 record ずつ 9 点点平均法による smoothing を行ない、ついで ¹³¹I-BSP 投与早期の 4 records の各 matrix の RI 量の和を求めて、その最大値の 20% 以下を cut して肝臓部を決定した。ついで肝臓部の各 matrix の ¹³¹I-BSP 曲線において 3 点荷重 smoothing を行なって、10 あるいは 20 records 以下の RI 量より最小二乗法により排泄相 $Y_1 = A_1 e^{-\lambda_1 t}$ を得て、ついで Y_1 の各時間の RI 量より、¹³¹I-BSP 曲線のその時間の RI 量を引いた値より最小二乗法により摂取相 $Y_2 = A_2 e^{-\lambda_2 t}$ を計算した。ここに λ_1 は排泄率、 λ_2 は摂取率を示し、 A_1 および A_2 はその部の ¹³¹I-BSP 摂取量を示すが、多くの場合は A_1 と A_2 は一致した。ついで A_1 、 λ_1 および λ_2 を 10 levels に区分して異なる記号にて ¹³¹I-BSP による functional image を描出させた。健常人では λ_1 : 0.6 ~ 1.0%/min., λ_2 : 9 ~ 18%/min が規則正しく分布し、肝硬変症では λ_1 : 0.2 ~ 0.6%/min., λ_2 : 3 ~ 6%/min が不規則に分布し、慢性肝炎はその中間値を示した。

functional imaging は臓器全体の局所機能を one representation として表示する scintigraphy であり、各種臓器の定量的な局所動態検索にはなはだ有用と考えられた。

3. ミニコンピューターによるシンチグラムのオンラインデーター処理

北畠 隆 柏森 亮 原 正雄
(新潟大学 放射線科)

新潟大学では現在シンチカメラにミニコンを連結して簡単なデーター処理を行なっている。この報告では、その装置の概要、得られた RI イメージ、およびデーター処理としてのミニコンの意義などを述べようと思う。

使用中のシンチカメラは東芝製ガンマカメラである。これに連結した計算機は DEC 社製 PDP-12C である。主記憶が 4 K 語、1 語 12 ビット構成である。ガンマカメラの RI イメージは AD 変換器によってデジタル化し、インターフェスを介して計算機に入る。処理された像の表示は CRT あるいはタイプライターによる。

この装置を設置したときに、通常のシンチグラムの他に、次のような処理あるいは表示の能力のある装置であることを目標とした。すなわち

- 1) 各種の再生シンチグラム：充分なプリセットカウントでとったシンチグラムを計算機に記憶させ、後で条件を変えて異なったマップ表示しようという方法。
 - 2) 等高線シンチグラム：同じ計数の領域を表示するいわゆる等量曲線である。
 - 3) 三次元シンチグラム：RI イメージを立体的に表現しようとする試みで、実際は連続する断面ごとの RI 強度分布の積み重ねを見ることになる。
 - 4) スライスプロファイル：任意の断面における計数値の分布曲線を得る。
 - 5) 特定区域の計数
 - 6) 経時的変動の定量
- 実際は主記憶 4 K 語のみでは 1) ~ 4) しかできず、5) 6) はいまだ手をつけていない。

実際に、甲状腺、肺、肝などについて以上のような表示を行なってみると、なるほど原シンチグラムに比べて見やすくなっている。しかし見やすくなったという点に問題点が 2 つほどあるように思う。

第 1 は見やすいということが臨床的な診断精度とどのように関連づけられるか、である。私どもの半年間の経

験によると、データー処理を行なったから、通常のシンチグラムで診断し得ない処見が、診断できたという例は 1 例もなかった。これは今後臨床例増を加して判断してゆきたいと考えるが、データー処理が診断能力をどのくらい向上させるのか、という疑問は、現在データー処理を行なっていない多くの臨床家が持っていると考えられる。

第 2 に、データー処理を行なうと、ともかく判りやすくなるという点を重要なメリットであると考えると、それではデーター処理のためには主記憶が 4 K 語のミニコンで充分なのか、という疑問がでてくる。まず単位分画の数について当てみると、ミニコンではイメージのデジタル化のためには 1,600 語用使できる。40×40 の分画数ができる訳で、この場合は 1 つの大きさが 6 mm 位となる。飯沼の考えによると 2 ~ 3 mm が適当であるから 80×80 の分画が必要となるが、これはミニコンの能力外である。そこで像の粗さを看過して、ミニコンの能力内で処理することにすると 64×64 が最大となる。

一方 RI イメージの持っている検出器感度ムラや統計変動のための誤差をできるだけ除くべきだという考えがある。私どもの現在の段階ではこのような処理を行なってないが、表現の多様性に主眼を置くより、基本的なイメージ処理に主眼を置き、必要に応じてスムージングやハイパスフィルターの処理をするのが合理的であろうと思われる。この目的のためには主記憶を 8 K 語とし、その他に外部記憶として MT を 1 ~ 2 台用意するのが基本的な考え方になるだろうと思われる。

4. 小型電算機によるシンチグラムのデーター処理について

箕 弘毅 有水 昇 三枝 健二
(千葉大学 放射線科)

電算機を用いてシンチグラムのデーターを解析すると、診断しやすいシンチグラムが得られるのみならず、臓器各部の RI 動態の描写が容易となる。この方法はいわゆるコンピューターシンチグラムとして最近数多く報告されている。コンピューターシンチグラムの一般的な方法としては、装置からのシンチグラム信号をマルチチャネルアナライザを介して、二次元的なディジタル量の分布図に変換し、これを直接 (On-line) かあるいは磁気テープや、紙テープに一旦記録したのちに、中型あるいは大型の電算機で分析処理する方法が行なわれてい