

して、これに体循環、肺循環のタンクを連結させた心 phantomにおいて、水を流速3—6 l/minで灌流させ、右心房直前より ^{99m}Tc を注入して、1600 channel analyzer および MT を用いて各 chamber の dilution curve をえて、各 chamber の容量を算出したが、よく実際値に一致した。ついで臨床実験として scinticamera の検出部を心臓部に照準させて、まず ^{131}I -RISA 100 μCi を静注投与し、心内 RI 分布量の変動を MT に収録し、7分後に採血して循環血液量を求めた。ついで ^{99m}Tc 5 mCi を静注投与して心内 RI 分布量の変動を MT に収録した。そして ^{131}I -RISA 投与による心全域の RCG 曲線の steady state を用いて ^{99m}Tc による RCG 曲線の steady state をえ、右心房、右心室、左心室部の ^{99m}Tc dilution curve の analog simulation により、心の各 chamber の容量の算出を試みた。

scinticamera, 1600 channel analyzer, MT system は各種臓器の dynamic study に甚だ有用と考えられた。

*

4. 4096 チャンネルメモリユニットによる RI image のデータ処理について

中村 譲 沢井義一 阿部光延 星野文彦
(東北大学放射線科)

臓器内ラジオアイソトープ分布を表示解析するには各種の方法がある。シンチグラフィーの診断能を低下させる原因に臓器内に投与されたラジオアイソトープにより発生する放射性パルスの持つ統計的変動が大きいことおよび検出記録系による情報量の低下が挙げられる。これを解決する1つの方法として、インターテクニック社製、4096チャンネルメモリユニットにより情報のデジタル化を行ない検討した。

今回は主にシンチスキャナのデータ処理について報告する。5"φ 対向シンチスキャナからの情報をデジタル化するに際して次のとき信号を取り出している。

(1) スキャニング位置(X方向)に比例したアナログ電圧がポテーションメーターによりえられる。(2) スキャニング(X方向)開始、終了信号で、これは左右のマイクロスイッチによりスキャニングライン(Y方向)の増加およびスキャニング方向の転換を示す信号からえられる。(3) スペクトロメータからの波高分析後の信号。(4) ピッチ方向に比例したアナログ電圧がポテーションメーターによりえられる。これはスキャニング範囲の確認およびマーカで実際のスキャニングには使用しない。以上の出力

信号はアナログ/デジタル変換装置において 10MHz でデジタル化され、 64×64 チャンネルメモリマトリックスに蓄積される。蓄積されたデータは CRT ベンレコーダ、紙テープ、カセット型磁気テープに読み出しできる。

アナログ/デジタル変換における dead time は、 $20 \mu\text{s} + 0.1 \mu\text{s} \times N$ ($N=1 \sim 64$) メモリ容量は 10^5 カウント/チャンネル、メモリサイクルタイム $16 \mu\text{s}$ 、スキャニング解析範囲はピッチサイズによりアナログ電圧(位置)の利得切換により設定される。2 mm ピッチでは $128 \times 128\text{mm}$ 、4 mm ピッチでは $256 \times 256\text{mm}$ 、6 mm ピッチでは $384 \times 384\text{mm}$ の面積となる。デジタル化する際の単位面積は $2 \times 2\text{mm}$ 、 $4 \times 4\text{mm}$ 、 $6 \times 6\text{mm}$ となり、使用コリメータの半値巾 10mm 前後故、単位面積としては $2 \sim 3\text{mm}$ 四方が適當と思われる。

画像をうるには主に CRT が使用される。その表現法は、(1) コントラスト強度像、(2) アイソカウント像、(3) 立体表示像、(4) アイソトープ分布が広範囲の場合は 100 カウントごとにくり返しコントラスト強調した像が可能である。

これらの方針はできるだけオリジナルな形でデータを収集蓄積し、その後蓄積されたデータを失なうことなく、リスキャン的な操作が行なえる良さがある。ついで紙テープに穿孔されたデータを off line でコンピューターにより処理した。計数値の統計的ゆらぎを平滑化するいわゆる、スムージング法としては、(1) 9点平均法、(2) 点線源補正法、(3) 標準偏差による data bounding 等を検討した。(1) は低計数帯から高計数帯迄分布している。現実の RI 像では常にスムージングの効果が最適ではないことが欠点である。(2) 点線源に対するコリメータの感度曲線により smoothing filter を作るもので、使用コリメータおよびエネルギー毎にフィルターを変えればよい補正ができる。(3) は一種のスムージングであるがこの処理をした後、resolution enhancement 等を行なえば効果的と考えられる。表示法としては等間隔に10段階に区分し、高い方から A, B, C, D, E, F, G, H, I, blank の文字でタイプ表示する。

このような等間隔区分法は必ずしも満足すべきものではなく演算処理の効果が充分表現しきれないことも考えられる。これを解決する方法として、対数区分、傾斜による区分および病巣と正常組織では計数値の変化が多いはずであるから臓器のりんかくと計数値の変化の多い部分のみを表示する方法が考えられる。一方このようなスムージングはカセット形磁気テープにより data transfer して行くことにより実行可能である。

今回は 3 点, 5 点, 9 点および点線源補正法について行なった。また、同様にして 64×64 のメモリマトリックス上のシンチグラフィーの計数値を加減演算して臓器の全計数値を求めることができるので適当なファントームを用いれば臓器の RI 摂取率が算出できる。

今回は甲状腺について報告する。方法としては甲状腺ファントームおよび被検者のスキャニングよりヒストグラムをうる。これよりバックグラウンドレベルを決定し、差引き ^{131}I アップデータを算出する。この結果、IAEA 甲状腺、 ^{131}I 摂取率と比較したところ、両者はよく相關した。本法によれば、シンチグラフィーをえれば、摂取率が算出できる。この他、処理装置は、2 チャンネルマルチスケーラとして使用することができ、レノグラム曲線に running average を試みた。また、ガンマカメラの像もシンチスキャナ同様の処理ができる。この他、ガンマカメラの信号をアナログ/デジタル変換後 9 トランク磁気テープに記録し、記録後指定箇所を決定し、RI 時間分布曲線を求める装置を試作中である。記録方法はアナログ/デジタル変換法の出力すなわち X 位置信号 6 ビット、Y 位置信号 6 ビットが one event として 1 秒間に 9800 event の記録が可能になるようにしている。結論として 4096 チャンネルメモリユニットを用いて、(1) シンチスキャナ、ガンマカメラ、レノグラム装置の信号をデジタル化して記憶させ、その後、平滑化の操作を加えた。これにより診断可能の向上が充分期待される。

(2) 臓器摂取率を求める試みを行なった。

*

5. 電子計算機によるシンチグラム検査の自動化

安河内 浩
(東京大学放射線科)

電子計算機を利用してシンチグラムの診断態をあげるには次のような step が考えられる。すなわち 1) データの収集、2) 収集データの処理、3) 処理データの認識、4) 認識データの解析であろう。これらについてわれわれが現在使用している装置とその評価について述べる。

1) データの収集

これは現在カメラについて行なわれている所が多く、主として 4 K 語程度までのメモリーを介して収集されている。われわれはスキャナより $4 \text{ mm} \times 2 \sim 6 \text{ mm}$ の範囲毎に各区域内の信号数を通減回路を使用し、2 語のメモリーを使用し 99 までの数字として認識させている。こ

れを紙テープに穿孔するが、時間ロスを防ぐ意味で 2 ch のメモリーを利用して交互に記憶、穿孔させている。

更に ^{75}Se — ^{198}Au のごとき double isotope 利用を考えて 2 系統の穿孔装置を製作した。

この装置の特長は廉価であり、また使用の便である。一方欠点は紙テープであるために時間がかかり、カメラによる動態シンチには応用できないことである。しかし静止シンチグラムには充分能力を発揮する。

2) 収集データの処理

収集データの処理については主としていわゆる smoothing が行なわれる。 smoothing については種々の方法があり、また contrast 強調を含めて多くの議論があるが未だ結論には達していないように見られる。

われわれは現時点での smoothing について少なくとも 3 点単純平均は必要と考えられたので、これを含んだ、前記紙テープの読取装置を作成した。これは紙テープ読取器よりの信号を DAC を通して印字選択器に送る。印字選択器は入って来たアナログ信号をあらかじめ定められた最大値と最小値の間で 20 等分し、これを希望する 10 個以内の文字の信号としてタイプライターに送る。この際最大値、最小値はパネル前面のダイヤルで定め、印字の選択はコード表を見ながら自由にパネルプログラムを介して選ぶことができる。また smoothing の選択、表現方式の変更などもスイッチを利用して行なうことができる。

打出しはタイプライターを利用するため実大像とすることは困難である。電子計算機の出力装置としてのタイプライターがインチ基準を変えないならば、時代に逆行するが、スキャナーをセンチ基準からインチに変更する必要もでて来るかも知れない。

今年度 4 K 語を内蔵したアナログハイブリッド計算機が設置されたので、これをを利用して装置の検討を行なう予定である。

3) 処理データの認識

これについては大形計算機の利用が不可欠となる。従来のシンチグラムは装置やフィルムによって未知の手順で処理されたものであり、これから客観的なデータをうることは不可能に近い。従って上記のようなシンチグラム装置よりの出力を直接紙テープなどの客観的なデータとして取り出し、それを計算機で処理することが必要である。

まず面図形であるシンチグラムからなるべく多くの因子例えば長さ、横径、周辺の曲率レベル変化の傾向、病的欠損部の大きさ等々に分ける必要がある。このように