

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ムおよび被検者のスキャン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¹³¹Iアップデータを算出する。この結果、IAEA甲状腺、¹³¹I摂取率と比較したところ、両者はよく相関した。本法によれば、シンチグラフィをえれば、摂取率が算出できる。その他、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ン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トラッ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4K語程度までのメモリーを介して収集されている。われわれはスキャンナより4mm×2~6mm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2chのメモリーを利用して交互に記憶、穿孔させている。

更に⁷⁵Se—¹⁹⁸Au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。

この装置の特長は兼備であり、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製作した。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に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、スキャン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4K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

デジタル化した因子より診断に必要な情報を取捨選択するわけである。

われわれの施設では大形計算機を直接使用できないので、超小形計算機による繰り返し処理を考え始めている段階である。

4) 認識データの解析

以上で求められたデータより疾患または診療目的との相関を求めることであり、あくまで統計的処理が主である。

理論としては枝分れと Bayes のような確率を利用して求める方法があるが、シンチグラム自体が rough な情報であり、むしろ後者を利用することが適しているように思われる。

3)の項で述べたごとく、フィルム等にとったシンチグラムから処理を始めることは種々問題があり、また現時点ではテープに収集したデータの総数が少ないので、これらの計画は今後評価されると思うが、比較的簡単な装置を駆使して、なるべく多くの情報をえようとするのがわれわれの目的である。

電子計算機の応用は今後益々広がると思うが、以上の各行程の一部のみを極端に進めても臨床医としてはあまり意味のないことであり、あくまでシステムとしての進歩を試みる必要がある。例えば放射線治療において線量分布をいかに精度を挙げて計算しても、患者の固定、疾患の進捗、疾患の感受性に大きな誤差があっては無意味であると同様、シンチグラム検査においても、いかに画像を美麗化しても、診断因子としての情報に欠けていては単なる芸術に終る恐れがあることを強調したい。

*

6. シンチグラム計測の電算機による自動化の試み

開原成允

(東京大学 第2内科)

シンチグラムの1つの特徴は、臓器の大きさを容易に知ることができることである。この臓器の大きさを客観的に表現する方法として、種々の計算法が発表されているが、われわれは digital 化されたシンチグラム・データを用いて、これらの計測を自動的に行なうプログラムを開発したので報告する。

Digital 化は、スキャナーに接属した、「シンチグラム画像情報処理システム」(核医学7巻4号 P.247 一般演題53参照)によって行なうか、または、フォトスキ

ャンを ITV および AD converter で digital 化する方法によった。

対象としたのは、第2内科で経験した肝シンチグラムおよび脾シンチグラムである。

われわれのプログラムは全て Fortran の、Subroutine の形で書かれていて、目的によって、次の3種類に分類される。これらは、いずれも Main program によって、その使用の順序や回数を自由に指定できるようになっている。

1) 入出力用プログラム —— a) 入力用プログラム —— 入力、紙テープのデータを読んで磁気テープに貯蔵するためのものである。この部分のみアセンブラーで書いてある。

b) 出力用プログラム —— 処理が終了したデータを画像として再現するためのプログラムで、ラインプリンタにより文字の重ねうちをして、32レベルの黒化度を出す。

2) 前処理用プログラム —— 計測を行なうにあたっては、画像データに前処理を加え計測を行ない易い形にしなければならない。

このための必要なプログラムは以下のごとくである。

a) 入力および、出力における黒化度の関係を変更するプログラム —— 入力されたデータは、そのまま出力すれば、出力側の黒化度と linear な関係にあるはずであるが、この関係を示す curve に人為的に変更を加え、あるレベルに達しないものは、出力側を 0 としたり (Back ground の除去)、入力側のある範囲において出力側の黒化度の変化を大きくしたり、(コントラストの強調)その他、必要に応じて種々の操作を加え、画像の対象物のみを取り出すことを行なうプログラムである。

b) “Digital Filter” —— ある点の周囲の値に適当な重みをつけて平均をとることにより細くランダムに存在しているノイズを除去することができる。これは、画像を二次元に拡がる波と考えて Fourier 変換の理論を応用することにより種々の特性の filter を作ることができるが、その応用の1つである。シンチグラムは統計的なバラツキを本質的にもっているため、その除去のために必要なプログラムである。

c) 輪郭の抽出 —— 輪郭の抽出は、次のステップとして行なう計測のためにも、また、いわゆるパターン認識のためにも重要なプログラムである。その方法は必ずしも1つではなく、われわれも、3つの方法を試みた。その概略は、1つは、周囲の点との差を取り、その差の大きい所を輪郭とするもの、他の1つは、少しはなれた周囲の点の値の平均との差をとるもの、他の1つは、周