

れつつあり、研究的に使用されている。特徴となる量は臓器別に異なっていると思われるので今後多くの研究を必要としよう。更にアンガー・カメラのデータ収集プログラムやダイナミックな像の処理についても検討が行なわれている。R.I.像への計算機利用は研究の初歩段階にあるので、システムはソフト的に充分融通性がなければならないと思われる。

*

2. データ処理装置 CDS-4096 の適用例

小島 一彦

(金沢大学放射線技術学校)

久田 欣一

(金沢大学核医学科)

ラジオアイソトープ (RI) イメージの撮像には、シンチカメラおよびスキャナーが使用されている。これらに電子計算機を付加して RI イメージのデータ処理を試みた。

〔I〕シンチカメラへの電算機の利用

シンチカメラによる RI イメージには、計数値の統計的なバラツキと検出部の分解能に制限がある。そこで RI イメージの改善と解析に電算機を用いてデジタルに処理するため、ニュークリア・シカゴ社製のデータ処理装置 CDS-4096 を従来のシンチカメラ PHO-GAMMA III に直結した。これは 4 KW. (64×64 のマトリックス) の記憶容量をもつ固定プログラム方式の小型コンピュータで、シンチカメラからのアナログデータをデジタルに記憶し、固定プログラムをマニュアルで実行し、リアルタイムで、CRT、紙テープおよびタイプに結果を出力する。また、紙テープを介して汎用小型電算機 NEA C-2230 でも処理し印字結果をえるとともに、CDS-4096 にフィードバックさせてディスプレイできるシステムである。

A. On-line データ処理プログラム

CDS-4096 にはハード的にプログラムが組み込まれている。そのおもな機能は微分積分、定数の加減乗除などの演算のほか、全領域および特定領域について、Threshold、Smoothing や Isocount (等計数値表示) などの即時処理ができる。われわれはプラスチック球の欠損ファントムや鉛棒を間隔を空けて配置したバーファントムおよび二、三の臨床例について結果を報告する。

a) Threshold 連続可変に任意の cut-off レベルが設定でき、設定レベルにより計数値の変化が強調され硬

調なイメージがえられるが、統計的バラツキがあり見にくい。

b) Smoothing 1 回の操作で全領域につき、軸方向に隣接の 3 点の単純平均を求め、イメージデータのバラツキを減少させる方法であり、この操作を XY 両軸にしかも繰り返えし実行すれば、二次元の多点 Smoothing も即時に結果をうることができる。3～4 回の操作でかなり良いイメージをえた。

c) 微分 臓器の輪郭などを表示するのに有効とする報告もあるが、イメージに対する微分は表示点の数の減少 (負値の消去) により輪郭の表示法として適当でなかった。しかし、時間ヒストグラム曲線に対しては有効であった。

d) Subtraction ^{75}Se セレノメチオニンによる RI イメージは肝臓と脾臓が重なるか、または分離していても計数値の少ない脾臓は肝臓の計数値にマスクされている。そこでできるだけ多くの ^{75}Se セレノメチオニンによる計数値を記憶した後、 ^{198}Au コロイドによる肝臓のイメージをすることにより脾臓のイメージを Subtraction 分離観測ができた。またイメージのコントラスト強調の一方法として、全領域に一定値を記憶させ、それに観測イメージを負に記憶させることを試み、計数値の少ない部分を見るのに有効なイメージをえた。

B. Off-line データ処理プログラム

定数以外の乗除や少し複雑な演算は CDS-4096 ではできないため、off-line でのプログラムを作成した。

a) 感度むら補正 シンチカメラ検出部に用いられているホトマルは印加電圧、温湿度等による感度の変動が大きく、イメージに感度むらとしてあらわれ、その調整は非常に面倒である。そこで ^{241}Am 帯状線源をスキャンさせて感度むらを測定し、その値で観測するイメージを補正するプログラムを作成し実施した。

b) Smoothing (9 点法) 飯沼氏等が報告している方法で行ない、内臓の Smoothing 法のような位置ずれがなく原イメージに忠実なイメージをえた。

c) Focusing 使用する計算機の容量と計算時間から、点線源の拡がりや小領域で単純な指数関係と仮定して、ボケ補正を試みたがあまり良い効果はえられなかった。

d) 計数異常部の強調 任意の大きさの矩形マトリックスの重み係数を用いて、計数値の変化の著しい部分をその大きさに応じて強調するプログラムで、臓器の形と異常部を知る上に有効であった。

その他 e) 実寸法表示 f) デジタル表示など出力

形式を変えるプログラムを作成した。

〔Ⅱ〕 等感度スキャナーへの電算機の利用

シンチカメラにくらべ分解能が優れ、しかも深さ方向に等感度(定量的)でありうる対向型シンチスキャナーからの情報を CDS-4096 で定量的にしかも on-line で処理するためスキャナーと CDS-4096 との間のインタフェースの作成を試み、スキャナーデータのデジタル処理を行なった。なおインタフェースはスペクトロメータからの γ 線入射信号(z)とポテンショメータからのヘッドの位置信号(X, Y)を FET を用いてインピーダンス変換およびパルス成形する回路からなる。

*

3. Scinticamera による RI 情報の computer processing について

鳥塚莞爾 浜本 研 向井孝夫

(京都大学 中央放射線部)

Scinticamera, 1600 channel analyzer, high speed magnetic tape 装置(MT)を用いて、臓器内の RI 分布を digital にえて、FACOM 230-60 を用いて data 処理を行ない、RI 投与後の static study および dynamic study を行なった。

Statis study について:

data 処理は計数値の統計的変動による雑音を減少させるため smoothing を行ない、ついで collimator の response function を用い、飯沼らに準じて逐次近似法による restoration を行ない、その後の scan matrix の上で最大値を見出し、更に横軸は間に 1 点を、縦軸には 2 点を内挿により求めて、20 level に区分して、analog 図形として描出させた。

まず phantom 実験において、5 点、9 点、25 点、49 点による各種法を検討して、9 点 smoothing を採用した。また各種 RI の点線源または線線源を用いて、種々の距離で各種 collimator の response function をえて、中心部の RI 活性の 10% までの RI 活性を有する 7 行、7 列または 9 行、9 列の response matrix を作成して、逐次近似法により restoration を行なった。本法は像の restoration に有効であったが、あまり回数を重ねると雑音が強調され、却って真の像から離れるようであった。

臨床実験として ^{131}I による甲状腺、 ^{131}I -MAA による肺、 ^{198}Au -colloid による肝、また肝癌には ^{67}Ga -citrate 投与による肝の computer scintigram を作成したが、臓器内の RI 分布が 5% level にえられ、scin-

tiphoto では識別困難な RI 分布の乱れが描写された。ことに肝癌に ^{67}Ga を投与しての肝 scintigraphy では、background が高くて、scintiphoto 上、癌部の ^{67}Ga 摂取の読影の困難な場合でも、computer scintigram では病巣部を明瞭に描写し、検出率を向上させ、且つ病質を推定するのに有用であった。また ^{67}Ga scintigraphy 後、直ちに同位置にて ^{198}Au -colloid を投与して肝内の RI 分布をえて、 ^{67}Ga - ^{198}Au subtraction scintigram を作成したが、 ^{67}Ga あるいは ^{198}Au 単独では不明確あるいは検出できなかった病巣が描出された。

以上 static study としての computer scintigram は scintiphoto に比して 5% level で RI 活性の分布が描写されて、临床上、甚だ有用と考えられた。しかしながら本 system での data 収集は 6.5 mm×6.5 mm の区画であり、更に小区画 RI の量の収集が必要と考えられた。

Dynamic study について:

健康人および各種肝疾患者に早期空腹時、scinticamera の検出部を肝臓部に照準させて、 ^{131}I -BSP 150 μCi を静注投与し、1600 channel analyzer および MT を用いて、3 分間毎の肝内 RI 分布量を 30 回 record させて、肝内各部の ^{131}I -BSP 摂取率、排泄率の分布図を作成した。まず 1 record づつ 9 点荷重平均による smoothing を行なって、順次計算機内に store し、ついで ^{131}I -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 させて、肝臓部を決定した。ついで肝臓部の各 matrix の ^{131}I -BSP 曲線において 3 点荷重 smoothing を行なって、その各 RI 量を対数値に変換してえた RI 曲線において、排泄相の曲線を最小二乗法によりえて $y_2 = A_2 e^{-\lambda_2 t}$ とした。ついで y_2 上の早期の各時間の RI 量から ^{131}I -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曲線 $y_1 = A_1 e^{-\lambda_1 t}$ をえた。ここに A_1 および A_2 はほぼ等しく、その matrix の摂取 RI 量を示し、 λ_1 、 λ_2 はそれぞれの摂取率、排泄率(%/min)を示す。そして A および λ_1 、 λ_2 を 8 level に区分して、 ^{131}I -BSP の functional scintigram を作成した。健康人では λ_1 は 9—18%/min、 λ_2 は 0.6—1.2%/min に分布し、肝硬変症では λ_1 は 3—6%/min、 λ_2 は 0.2—0.6%/min にしかも不規則に分布し、慢性肝炎はその中間値を示した。

また RI 静注投与後の心内各部の dilution curve より心臓の各 chamber の容量の算出を試みた。まず容量 102cc の球 4 コを右心房、右心室、左心房、左心室に凝