電算機による横断シンチグラフィ

新潟大学医学部放射線医学教室 (指導 北畠 隆教授)

栢 森 亮*

(論文受付 昭和51年9月24日)

(Code No. 341, 350)

TRANSVERSE SECTION SCINTIGRAPHY BY MEANS OF COMPUTER CALCULATION.

by RYO KAYAMORI

Department of Radiology, Niigata University school of Medicine, Niigata (Director: Takashi Kitabatake)

(Article received; Sep. 24, 1976)

Summary

A method of taking transverse section scintigraphy using a minicomputer and Anger-type camera is described. A rotating table for a patient is so set that the rotation center should be placed within perpendicular line of the center of the detector facing sideways. Scintigrams taken from at 4 directions (0°, 90°, 180° and 270°) are recorded on the magnetic tape. Radioisotope distribution in an X-Y-Z-coordinate system is subdivided into 40×40×40 matrix of equal size. The counts divided are given to each elements. Density values could be represented from 10 to 100 percent in 40×40 matrix.

In a phantom study using the Alderson mock liver, 3 cm-and 4 cm-sized cold areas were well demonstrated on the transverse section image. Several fundamental experiments were performed using a point source in polyvinyle tube, and the resolving power was obtained to be 1.5 cm. Some clinical trials of the normal brain and liver were also demonstrated.

1. 目 的

回転偏向 CRT によると直接横断面シンチグラフィを撮影することができるが、この方法において横断厚を薄くすれば、スプリッタ中のカウントが減少し横断面形成に長時間を要する。又スプリッタ中の幅を広くすれば横断面に暈けを生じ解像力が低下するという矛盾がある。そこで CRT 方式を断念し、電算機を使用するデジタル横断シンチグラフィについて検討したので報告す

* 現新潟大学医療技術短大放射線技術学科

る。

2. 方法および結果

本法での横断シンチグラフィを得る手順を Fig. 1 に示す。

被写体を回転台に乗せる。検出器を回転台の回転軸に直角に向け、被写体 (目的臓器) の 4 方向 (0, 90, 180 270°) からのシンチグラムを電算機 (PDP-12C, 8K 語・記憶容量) を通して磁気テープに記録させる。4 方向全部のデータを収録した後、横断面を形成したい部位を決

Fig. 1. Transverse section imaging process using mini-computer.

定する。

次に目的臓器に対応した位置を横軸，カウント数を縦軸に取ったプロフィール像をディスプレイならびにタイプライターでカウント数を打出す。

縦軸のカウント数は，ある1つの位置上で40分画の合計である。そのため1分画当たりのカウント数は40で除して，一律に平均カウントで重みづけをする。横断面を形成するには，1分画当たり4方向からのカウントを加算し，オフ・ラインで数的処理を加えて，同様に1600分画 (40×40) について行なう。

デジタル合成によって得た横断面を CRT 上に表示する。そのメイン・フローチャートが Fig. 2 である。

2.1 基礎実験

Alderson 製肝ファントムに $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 1 mCi を封入し，径 3 cm および 4 cm のプラスチック球を入れて，欠損像が得られるかを試みた。

4 方向の MAP 像およびそのプロフィール像が Fig. 3(a) であり，Fig. 3(b) は MAP 像 (矢印) で同一ライン上における合成後のデジタル横断シンチグラムである。

得られた横断面像を，カット・オフ・レベルの下限値を変え100% (最高値) まで表示した。下限値40%以上で明瞭な欠損像が得られている。

次に径 0.4 cm，長さ 46 cm のビニール製チューブに $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を満たし，図 (Fig. 4(a)) のごとく，2本のビニールチューブの間隔を 1.5 cm として，簡単な解像力テストを行なった。

そのデジタル横断シンチグラムが Fig. 4(b) であ

Fig. 2. Flowchart of main program in transverse section scintigraphy.

る。

シンチ・カメラで撮影したシンチグラムでは，2本のビニールチューブの 1.5 cm の間隔は明瞭に判別できるが，ディジタル横断イメージでは下限値が10%あるいは30%以上の場合に，かろうじて判読できる程度である。

2.2 臨床例

正常人の脳と肝臓について，横断イメージを得た。脳は $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 7.5 mCi，静脈より投与し，1時間後のシンチグラムである。

肝臓は $^{99m}\text{Tc-Sn-Colloid}$ 1.5 mCi 静注後の30分におけるシンチグラムである。各々 MAP 像 (正面，右側面) において横断部位の決定 (矢印) を行ない，そのデジタル横断面像が Fig. 5 である。得られた横断面では，脳，肝臓とも輪郭がなめらかでなく，特に脳のデジタル横断イメージは箱のような形が得られた。

3. 考 按

回転偏向 CRT 方式は掃引線が CRT 螢光面上，360°

電算機による横断シンチグラフィ (栢森)

Fig. 3. (a) Four MAP projection of the Alderson liver mock phantom.
(b) Reconstruction of transverse section image. Numericals indicate the cut-off level.

Fig. 4. (a) Original single scintiphotography of a polyvinyl tube (W=0.4 cm, L=46.0 cm) including radioactive technetium.
(b) Transverse section image of (a).

に亘って回転していく間に、長い時間残光として残ることは横断シンチグラムの解像力を悪くする。又横断厚の決定ではスプリッター内に入る RI からの放射線のみで設定でき、理論上 1 cm でも可能であるが、CRT 蛍光面上は表示される掃引線の密度によって、得られた横断シンチグラムの濃度に差ができる。このため 2 cm 厚が最適であった。

これらの解決方法の一法として電算機を用い、患者又は被写体の周囲各方向で撮影した成分を数的に合成して横断シンチグラムを得る方法が Muechllehner²⁾、樫尾³⁾らにより報告されている。前者の報告では、シンチカメラの検出部を被写体回転中心軸に直角になるように向け、被写体周囲 8 方向 (45° 間隔) でシンチグラムを撮影する。各方向のシンチグラム・データを電算機に記憶させ

Fig. 5. Clinical trials of the normal brain and liver.

ておいて、その後1600(40×40)分画を数的に処理し、一面の横断像として CRT 上に表示する。

計算処理の手順を16(4×4)の分画についてわかり易く展開している。

第1ステップとして、1方向(0°)撮影で4つの位置上での各カウント数は4分画あたりの合計であるので、1分画あたり4で除し一律に平均カウント数を与える。次に0°方向撮影と同じように45, 90, 135°方向についても計算を行なう。1分画で各4方向からの平均カウント数を加算する。一面16分画のカウント数の多い分画を1として、計算後の合成面を作る。第2ステップ、ある一つの角度方向から撮影したときの分画数の合計、つまり0°方向撮影は全部4分画の合計であるが、45°方向撮影では、端から1, 2, 3, 4, 3, 2, 1分画となる。

1分画あたりに与えられた平均カウント数で同一カウント値をみつけ出し、最初被写体周囲の各方向で撮影したシンチグラム・データから、その同一カウント値を差引く。次に差引かれたシンチグラム・データから、ステップ1の方法をくりかえし、計算後の合成面を作る。周囲4方向撮影データが消去されるまで計算処理を続ける。計算合成面をカウント数に対応した輝度で CRT 上に表示する。

Kuhl⁴⁾らは大がかりな装置を用いて、4個のシンチレーション検出器を患者頭部の周囲に配置し、これらをそれぞれ走査することにより、頭部のある断面に沿った4方向のプロファイル像(一次元)を求め、一回の走査が終了すると各検出器を元の位置にもどしてから、4つの検出器を頭部を中心にして少し回転させる。それを再び走査さ

て測定する。いずれかの検出器がガンマ線を検出するごとに、その検出器の位置と方向に相当する輝線を CRT 上に表示し、各方向からの輝線をポラロイドフィルム上に蓄積させるものである。

Kuhl らの方式では、4個の検出器を方向ごとに走査する必要があり、測定時間が非常に長い。又、ガンマカメラでの高エネルギーのγ線に対しての感度の増加及び平行多孔コリメータを用いるため一つの横断面に対する検出効率の向上の為、樫尾³⁾らは、Kuhl らと原理的には似ているが、多結晶の検出器を4個、患者に中心点を置き、その回転円周上に配置した装置を開発した。検出器が4個同時に円周上、更には横断像の画質の向上のために各検出器を独

自に動かすことができる。この装置を使用して得られた各位置信号と共に横断イメージとして CRT 上に表示し、電算機に入力するためのデジタル・データが得られる。CRT 上には種々の方向からの輝線を表示するため、一般の静電偏向形オシロスコープを使用し、検出器の角度を検出して静電的に行なっている。検出装置に違いはあるが、著者らが以前¹⁾に試みた、ガンマ・カメラを使用し、検出部を横向きに設定し、その前で被写体をゆっくり回転させる。ガンマ・カメラは電氣的にスリット状の部分の信号を取り出し、被写体360°回転し、輝線を CRT 上に表示させることによって、横断イメージをポラロイドフィルム上に蓄積される方法と同じである。

このように横断シンチグラフィーの特徴は、問題とする面以外に存在する RI の像が重複しないことである。しかし点が直線の合成として作られるため、画像是通常のシンチグラムとはかなり違った画質を示すことが欠点である。

その点 Muehlechner らと著者らは、電算機を用い、被写体の臓器内に分布する RI の深さの情報をガンマ・カメラを通して電算機に入力し、被写体周囲各方向のシンチグラム・データから計算処理を行ない通常のシンチグラムの画質のように CRT 上に表示した点に特色がある。又樫尾らと協同研究者である Tanaka, Iinuma⁶⁾らは、多結晶の検出器を用いて、検出器の各位置信号と共にシンチグラム情報を電算機に入力し、各位置のプロファイル像から計算処理を行なっている。

Muehlechner らでは被写体周囲の撮影が8方向であるのに比し、著者らは4方向である。しかし8方向、4

電算機による横断シンチグラフィ—(栢森)

方向撮影でも実際はその半分の4方向、2方向での撮影と同じ理屈と考えられる。

横断シンチグラムは、被写体の周囲の成分を含んでいるものである。とすれば4方向や2方向程度の撮影では横断イメージとは言えない疑問が生じる。

この点を考慮して、360°全般にわたるシンチグラム撮影を行ない、電算機による計算処理を検討中である。

又1方向撮影で得たMAP像を40×40に分画して合成を行なったが、欠損像として認識するには分画数が少なすぎる。

しかし、現有の検出器—被写体回転中心までの距離25 cmでは、距離が離れることによって生じるコリメーションの問題⁷⁾から考えれば1方向撮影のMAP像形成は4096 (64×64) 分画が限度であろうと思われる。

4. 結 論

小型電算機と Anger 型シンチ・カメラを用いた横断シンチグラフィを得る方法を述べた。

患者を載せる回転台の回転中心軸に対して直角になるように検出器を設定した。

被写体周囲4方向(0, 90, 180, 270°)撮影のシンチグラムを電算機を介して磁気テープ上に記録する。Radioisotopeの分布をX-Y-Zの座標系に分け、各40×40×40で分ける。

X座標軸上において、垂直面をY、平行多孔コリメータが視行している面をZとし、40×40に分ける。X軸上の任意の点上における値はZ面での40分画の合計値である。そのため1分画中のカウント成分は40で割り、各分画中に与える。これらの値はプロフィール像からのデータに基づき、各列に沿って40の分画上でたし合わされる。40×40分画面での再合成後で計算値と対応した濃度値で

表わしたものがFig. 3(b)である。濃度値は40×40分画面で10~100%までの値を表わすことができる。

3, 4 cmの欠損球とアルダーソン製肝ファントムの中に入れたファントム実験では、明瞭な欠損像を示現できた。

又塩化ビニールチューブの中にRIを入れた陽性像の解像力テストでは1.5 cmであった。

正常の脳と肝臓の横断シンチグラム像を試みた。

(本論文の一部は、第26回日医放・物理部会1973.10.17(青森)、第14回日本核医学会総会1974. 7. 13(東京)において講演した。)

文 献

- 1) 北畠 隆, 他: 横断シンチグラフィの開発. 核医学, 8, 423-429, 1971.
- 2) Muechllehner, G., et al.: Section imaging by computer calculation. J. Nucl. Med., 12, 76-84, 1971.
- 3) 樞尾英次, 他: 横断シンチグラフ装置. 東芝レビュー, 2, 130~134, 1974.
- 4) David, E. Kuhl, et. al.: Cylindrical and Section Radioisotope Scanning of the Liver and Brain. Radiology, 83: 926-936, 1964.
- 5) 栢森 亮, 他: 改良 CRT による横断シンチグラフィ. 核医学, 12, 291-294, 1975.
- 6) E. Tanaka, et al.: Multicrystal Section Imaging Device and its Data Processing. Volume 2 of the Proceeding of the XIII International congress of Radiology. 314-324, Madrid, 1973.
- 7) 久田欣一, 他: 核医学診断法としての Scintillation Camera の意義について. 臨床放射線, 14, 1-12, 1969.