

23

ガンマカメラを用いた RCT 像

〔千葉県がんセンター〕

○木下富士美, 秋山 芳久
油井 信春, 小坪 正木

数年前, 開発, 製作された X 線の CT は脳外科やその他の領域で, すでに欠く事のできない診断装置の一つになっている。が, これよりも前, 1963 年, kuhl らによって研究されはじめた RCT は RI の本質的に伴っている統計変動, 検出器の分解能の悪さ, 吸収等の問題があるため, まだ本格的に実用化されていない状況である。しかし, この RCT が分解能等改善されて実用化されれば, その利用価値はかなり大きなものとなる。この RI emission CT については他施設での報告がいくつかあるが, 我々も当院にあるカメラやコンピューターを使用して, いくつかの基礎的な実験を行ない, 何人かの患者の RCT 像を得たので, この結果を報告する。

使用した装置は Nuclear Chicago 社のガンマカメラ, これに付属した核医専用のミニコン, CDS-4096 中型のコンピューター, FACOM 230-28S, 及び両コンピューターを off-line でデータの供受を行なうための MT である。再生のための計算法, 逐次近似法, Fourier 変換法, 重畳積分法等のうち, 今回我々の用いたのは主に重畳積分法である。emission CT で一番困難な問題の一つ, 吸収の補正には, 反対方向のカウンターの相加平均を求める方法, 相乗平均を求める方法, 又, これらの値を吸収体の厚みを考慮して補正する方法等があるが, 相乗平均に吸収体の厚みを考慮して補正する方法が, 我々が検討したなかでは最も良い方法と思われるので, この方法を主として用いた。

現在はファントムと簡単な頭部固定回転装置を用いた正常脳の RCT 像を得た段階であるが, 今回は, RCT 像作制のための被検者回転装置を制作し, これを用いて, 臨床的に患者の脳及び, 他の部位の RCT 像を得る予定である。

24

ガンマカメラによる RCT (4)
— Body の RCT —

京大 放核

○向井孝夫, 藤田 透, 米倉義晴,
鈴木輝康, 石井 靖, 森田陸司,
鳥塚莞爾

ガンマカメラを利用した RI-emission CT の検討を数年前より計算機シミュレーションやファントム実験により行なってきた。一応, 実用に耐えうる像再生の条件を得た。すなわち, データ収集法としては被検者の回転の刻み角を 10 度程度とし, 全投影データの計数値を数十万カウント以上集める。再構成計算は Chesler らの filter かそれと同程度の周波数特性をもった補正関数を用いた重畳積分法, あるいは各投影データを平滑化してフーリエ変換法を用いる。吸収補正はこれらの像再生法では原理的に不可能であるが, 近似的な方法として Kuhl らの実験的に得た感度補正係数を再生像の各 pixel に掛ける方法, あるいは互いに反対側の投影データの幾何平均をとり, これに吸収体の距離と吸収係数に関する単なる指数関数を掛けるか, または Sorenson らの方法によって各投影データを補正する方法を用いる。

今回は新たに頭部以外の体軸断面像の再生も可能な回転椅子を作成した。回転はまだ RCT の実用性の検討用のため手動によっている。これによって Te-化合物による頭, 肺, 心臓, 肝などの RCT の再生を行なった。ガンマカメラは Gamma View (日立), および LFOV (Searle) を用いた。データは専用ミニコン (シンチパック: 島津) を用い, シミュレーション結果を参考にして 9~12 度刻みに 15~60 秒間, 側面像 (64×64) を測定して順次ディスクに収集し, 1 回転に亘って得た。側面像データから 2~3 line を合計して, 計約 20 スライス分の投影データを作り, これをファイルし, 各スライスの RCT を順次, 自動的に再構成し, 表示した。吸収補正が完全でないことと, 検出器表面と患者の回転中心間の距離が 30 cm 以上となるため, 再生像の解像力はまだ十分満足できないが, 臨床上, 興味ある画像が得られた。ガンマカメラでの RCT を実用化するには, コンピュータコントロールの回転椅子および RCT 用のコリメータが必要と考えられる。