

88. シンチカメラの動態計測における数え落とし補正

大阪大学 中央放射線部

高橋 良夫 久住 佳三 青山 喬
木村 和文

同 第一内科

西村 恒彦 浜中 康彦

同 中央臨床検査部 松尾 裕英

^{99m}Tc などの低エネルギー短半減期核種の利用が簡便となり、シンチカメラとデータ・プレイバック・システムによる動態計測が普及している。そこでは、核種の急速大量投与が行われ、画像上で目的部位での計時データは容易に得られることとなった。この際、目的部位の計数が低くとも、全視野の計数は大きくなり、全体として「数え落とし」が生じていると考えられる。これに関してRCGを1例として、数え落とし補正を行い、その臨床データへの影響を検討した。

1フレームにおける数え落しは全視野の総計数に帰因すると仮定し、各フレーム毎に補正係数を求めてこれを目的部位の計数に掛け合せて、データの補正を行った。補正件数を C_i 、総計数を N_i とし、計測時間 S 、分解時間 τ とすると、
$$C_i = \frac{1}{1 - N_i \cdot \frac{1}{S} \cdot \tau}$$
 と表わされる。ここで分解時間を2線源法で求めると、使用したシンチカメラでは $7\mu\text{sec}$ 、コンピュータへの入力にては $12\mu\text{sec}$ であった。

心血行動態を計測する場合、前胸部にシンチカメラを指向し、 ^{99m}Tc 8 mCi を急速静注した。この時のサンプリングは0.6秒毎に0.3秒間計測であった。得られた総カウント数の経時の変化は注入後急峻に上昇、約10秒後には次第に下降し、再循環に伴いゆるやかに上昇しその後平坦となる。補正係数の変化もほぼこれに従うことが見られた。核種が肺を含めた初期相にある場合は約1.25倍、全身に分布後は約1.1倍の補正を要する。次に補正前後で心拍出量などを計算すると10%以上の差が生じることが知れ、臨床検査上、注意すべき事柄と思われる。

89. ガンマカメラ動態画像システムの計数率特性

放射線医学総合研究所

飯沼 武 福久健二郎 松本 徹

ガンマカメラとデータ処理装置を結合した定量的な動態画像システムが利用されている。しかし得られた動態データには(1)カメラの感度の場所による不均一性と(2)カメラおよびデータ処理装置の分解時間による計数損失が必然的に内在しており、これらの補正を行っていない動態データは不正確である。我々は前回、遅延線方式ガンマカメラとオン・ライン電子計算機システムの分解時間について報告したが、本報ではカメラと計算機システムの総合的な計数率特性を論じ、現在用いられている各種動態画像システムを比較する。

カメラからの出力データをデータ処理装置で収集するには X, Y 信号をアナログ・デジタル変換後、高速なコア・メモリーに書きこむ操作を行なうが、書きこみの方法に(1)リスト・モードと(2)ヒストグラム・モードの2種が使われている。カメラの出力データの計数率を N とすると、メモリーに書きこまれる計数率 M は両モード共下の式で示される。

$$M = N / (1 + N\tau)$$

ここで τ はAD変換とメモリー書きこみを含んだ分解時間をあらわす。

リスト・モードではコア・メモリー内に2カ所のバッファ領域を確保し、1領域に X, Y 信号が書きこまれている間に、他の領域では転送が行なわれる。そこで最高収集可能計数率は書きこみ時間と転送時間が等しいという条件から導かれる。

一方、ヒストグラム・モードではデジタル像を作成するメモリー領域を1カ所または2カ所もつシステムがあり、前者では転送による動態フレーム時間の不確定が生ずるが、後者では最小フレーム時間(メモリー数×転送速度)より大きい時間では正確な収集が可能である。両モードの特長をも論ずる。