



左: ^{59}Fe 投与後 4 時間目 右: ^{59}Fe 投与後 8 日目

Fig. 3. 再生不良性貧血 (47 女)

第 7 回核医学会総会 シンポジウム (II)

RI トレーサーによる動態の解析と情報処理

司 会: 上 田 英 雄

(東京大学上田内科)

1. 総 説

飯沼 武 (放医研物理研究部)

RI をトレーサとする動態の解析においては (1) 測定器系の問題と (2) RI およびその標識化合物の生化学・生理的な問題とがある。

本論では前者のうち、主として *in vivo* 測定系とそれによるデータ収集法の現状と将来を概観し、データ処理法の現状についても簡単にふれてみたい。

1) Dynamic study とは: 広義に解釈すれば dynamic study とは種々の入力 (または外乱) に対する生体の時間的応答を調べることで定義されよう。しかしここでは RI またはその標識化合物の入力に対する生体の応答を観測し、伝達函数を求めることである。われわれが知りうる情報は入力の大きさ、時間的波形があり、つづいて尿・便への排泄放射能、血中での時間的変化および *in*

vivo 計数による生体中での RI の時間的変動等が出力として観測できる。

われわれの目的がある物質の人体内における挙動を完全に記述することと考えると、上記の情報はきわめて不十分であるといわざるをえないが、ある場合には単純な仮定に基づいたモデルを用いて物質の動きを説明できる。すなわち上記の出力と一致するようなモデルがたてられることが多い。Dynamic study の目的はより有効な RI および標識化合物と、より進歩した測定器の開発によって、より高精度のデータを集めるとともに、データ処理法の進歩に伴ない人体中での物質の動きを体系づけることと考える。

2) 研究の対象とその時間的応答: 研究の対象を測定器との関連から物理的な寸法に応じて分類すると、①細胞以下、②細胞レベル、③臓器および④生物個体の 4 になる。

ここでえられる出力は RI 濃度 (振巾) と波形 (周波数・

時間遅れ等）である。出力応答の継続時間は①0.1秒～数分、②数分～数時間および③数時間以上数十日にわけて考えることができる。たとえば循環系では臓器レベルで継続時間は数十秒ということになる。

3) 出力の検出装置：検出器としては放射線測定器が使われるが、そのうち *in vivo* 計数に用いられるものは主としてシンチレーション検出器で他に半導体検出器がわずかに用いられている。

これらの測定器の時間的応答はきわめて速いので問題はなく、対象の寸法に応じて選択される。すなわち臓器レベルでは指向型 NaI 検出器、半導体検出器、シンチレーション・カメラ、オートフロロスコプ等が用いられ、全身レベルでは全身計数装置、全身スキャナー等が用いられる。

測定器系では問題としている部位における感度とどの部位をみているかというコリメーションに関する基礎的なファントム実験が重要で、種々のエネルギーの γ 放射体を用いて基礎実験を行わなければならない。

次に④測定器の出力を処理する電子装置として計数率計が用いられるが、観測すべき現象の時間に応じて使いわけなければならない。すなわち、0.1～数十秒のときは digital rate-meter またはマルチ・スケーラ、数時間程度のときは通常のアナログ・レートメータ、数日以上長時間にわたる時はスケーラに代って sampling による計数がなされる。とくに速い現象にリード・メータを使う時はその応答特性を前もって調べておく必要がある。

4) データの解析：主として *in vivo* 計数からえたデータの解析についてのべる。まず測定器から理想的な状態で（感度・コリメーションの点で）出力がえられたと仮定しても、その結果には①統計的変動、②測定器の周波数特性と空間周波数特性による歪みを内在している。もちろんこれらが無視できる場合は問題ない。しかし短時間の現象を観測するときは問題になることが多い。

そこで統計的変動を減らすため計数値を滑らかな曲線で表わすような smoothing という操作が必要になる。これは計数値の統計変動のある範囲内でできるだけ滑らかな曲線により観測データを表わすことである。つづいて測定器の特性を補正することになるが、えられたデータが δ 関数の入力（瞬間入力）に対する測定器の応答（周波数特性）と求めようとする真の現象の変動との「重ね合わせ積分」になっていることに注目して、なんらかの方法でこれを解くことが必要になる。実際には σ 入力を与えることができない場合や、観測している現象が時間

的なものと空間的なものの組み合わせになっていることも多く、なかなか解析は困難である。

以上でえた結果に対し、モデルに基づくコンパートメント・アナリシスが行なわれるが省略する。

5) おわりに：核医学においては放射線測定器という高速な検出器を用いているためえられる情報量は非常に多い。しかも測定器の進歩は固定型イメージ装置のような複雑で高価な機器を生みだした。この装置からえられる単位時間当りの情報量は莫大で on-line computer によるデータ収集が不可欠になると考える。

最後に有益なご討論をいただいた臨床研究部田中部長、永井室長に感謝する。

*

2. 脳

北野正躬（慶応大学脳神経外科）

一般に、ある臓器における γ 線の絶対量を測定するのは、既知の量の RI を入れた phantom の外計測値と比較計算している。しかし、外部計測値からの計算では、隣接臓器、カウンターと臓器の間に介在する組織からの影響、臓器の厚みやカウンターとの距離による counting efficiency の正確さなどから困難である。私ももはすでに、しばしば紹介したように、脳全体を平等に測定するように、大きなクリスタルを用い、表在組織からの影響を少なくするように、detector を臓器より離し、さらに correcting plate として鉛の小板を介在せしめている。

脳は血液に富んだ実質臓器であるので、circulating tissue（血液成分）と noncirculating tissue（脳組織）の2つにわけて考え、ここでは血管内 RI と脳実質における RI の測定による動態観察の2つの例について検討する。

1) 脳における赤血球と血漿成分の比（ヘマトクリット）

一般に、実質臓器における毛細血管血液あるいは、全身ヘマトクリットは大血液、通常は肘静脈血のヘマトクリットより約9%低いことは知られている。これは血管の大きさによって、赤血球と血漿の速度の差は異なることによるものと解されている。血管が細くなるほど赤血球と血漿の速度の差は増大する。したがって、脳や腎のごとく毛細血管に富んだ実質臓器では、そのヘマトクリットは肘静脈血のそれよりも低いわけである。

測定方法としては、 $50\mu\text{Ci}$ の ^{51}Cr 標識赤血球をゆっくり静注し、全身に平等に分布し、外部計測値が安定する