

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 $\gamma$ 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 $\delta$ 函数の入力（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 $\sigma$ 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 $\gamma$ 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 $^{51}\text{Cr}$ 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

のをまっ、頭部の外部計測を4分間にわたって行なう。その測定期間の中間において肘静脈血を採り、Well counter で測定する。次に  $100\mu\text{Ci}$  の  $^{51}\text{Cr}$  標識血漿を同様に静注し、同様に両者について測定する。この2回の計測から頭部血液プールの肘静脈血における赤血球と血漿の Netcount がえられる。次式より脳ヘマトクリットと静脈血ヘマトクリットの比が求められる。

$$\frac{\text{Hct}_{\text{er}}}{\text{Hct}_{\text{v}}} = \frac{\frac{\text{R.C.V.cr.}}{\text{R.C.V.cr.} + \text{P.V.cr.}}}{\frac{\text{R.C.V.v.}}{\text{R.C.V.v.} + \text{P.V.v.}}}$$

ここで R.C.V.cr. : 頭部外計測よりの赤血球 net count

P.V.cr. : 頭部外計測よりの血漿 net count

R.C.V.v. : 静脈血よりの赤血球 net count

P.V.v. : 静脈血よりの血漿 net count

Hct cr. : 頭部におけるヘマトクリット

Hct.v. : 静脈血におけるヘマトクリット

16例について  $\frac{\text{Hct cr.}}{\text{Hct v.}}$  すなわち、脳ヘマトクリットと静脈ヘマトクリットの比は0.84と脳ヘマトクリット値は静脈血のそれよりも16%低い。さらに16例について、 $^{51}\text{Cr}$  標識血漿の代わりにRISAを用いてもまったく同様の結果をえた。

## 2) ウィルソン病における銅の脳組織への摂取

$50\mu\text{Ci}$  の  $^{64}\text{Cu}$  acetate を静注したのち、頭部外計測と同時に肘静脈よりの採血値の2つの値の経時変化をみる。 $^{64}\text{Cu}$  の血中濃度はウィルソン病では正常人に比してゆっくり下降する。そして、正常人では約2時間値を最低として、再び血中濃度は上昇するのに反して、ウィルソン病ではその再上昇を認めない。これは正常人では、肝において  $^{64}\text{Cu}$ -Ceruloplasmin に合成され、血中に再放出されるのに対して、ウィルソン病ではその合成が障害され、透過性の  $^{64}\text{Cu}$  の肝への摂取が障害されるためであると考えられている。この透過性の銅が組織への沈着の原因となり、アルブミンに粗に結合した Cu ion を考えられている。

一方、頭部計測値はウィルソン氏病では、対照群に比して著しく高く、これから一見して脳への摂取の著しいことがわかる。

さらに、静注後4分の値を100%として、各時点における両者の値を求め、頭部計測値より静脈血値をひいた値を脳実質へのRI摂取曲線とする。これは脳の circulating tissue からの影響を除外し脳実質のみのRI摂取の動態をみたのであるが、ウィルソン病では対照群に比して著しい  $^{64}\text{Cu}$  の摂取が認められる。この方法は、各種物質

の blood brain barrier に対する動態研究に応用されるものとする。

次に、 $^{64}\text{Cu}$  を infusion pump を用いて、血中濃度を一定に保つよう注入する。そして、このさいの頭部計測値を観察する。もしウィルソン病の脳が銅に異常な親和性を有したり、あるいは、 $^{64}\text{Cu}$  が異常な形で摂取されるとすれば、頭部の  $^{64}\text{Cu}$  摂取値は正常人より高くはならない。結果は最初の1時間、まったく正常人と同じであり、この2つの可能性は除外され、肝で ceruloplasmin に合成されないアルブミンと粗に結合せる  $^{64}\text{Cu}$  が組織に沈着することがわかる。ここに示したように、実質臓器における動態の解析には血液成分と実質の2つにわけ、血液成分による影響を除外しなくてはならない。

## 発 言

### RI tracer による脳循環諸量の部分的計測

吉村正治 (日本医科大学新内科)

Radioisotope を indicator としてこれを trace する体外計測法では、脳を1つの均一な希釈相とみなしての理論展開を普通とする。しかし厳密には脳内各部における動静脈系血管網の粗密に応じ、循環血量の配分には相違がある。まして循環動態の病的変化は、これらの血管系に均一に生ずる可能性は少ない。RI 体外計測法の手法における、血量分布度を異にする脳内各部の局所的な循環動態の把握に対する最初のアプローチは、detector head に付した collimator によって、計数野を局限せしめることによって行なわれ、事実種々のタイプの honeycomb 型の collimator を付しての脳内各部の計数値は、血中RI完全混和時において有意に相違する。しかしこの方法では隣接領域よりの計数値の干渉を完全に分離することができず、定量的観点からは、ごく初歩的な段階に過ぎない。

以下本シンポジウムに対する発言としては、このような隣接領域よりの放射能計数値の干渉を分離するための、もっとも基礎的な分離定量法として多段階焦点方式 detector head を応用する焦点分離理論についてのべる。まず基本的な段階として、2つの焦点をもつ二重焦点 detector head を用い、脳内に2部分 (A, B) の均一な希釈相を解剖学的に設定し、それぞれの解剖学的位置および容積 ( $V_A, V_B$ ) を、phantom 内に区分けし、二重焦点 detector での、geometrical scale を等しくする2つのク