シンチレーション・カメラ†

森 瑞 樹

株式会社 日本無線医理学研究所

三鷹市牟礼 6-22-1

1. はじめに

おもに γ 線を放出する放射性同位元素の分布状態を、人間の視覚に訴える装置で、臨床医学検査に用いられることを主目的として製作される装置に、シンチレーション・スキャナとシンチレーション・カメラがある。そもそも、“シンチレーション・カメラ”という名称は、1958年、H.O. Anger の発表した装置に付与されたものであるが、そのうち、同一目的ではあるが、原理・構造の異なったものが、多数提案されるにおよび、この種の装置の総称としても使用される場合が多い。使用する検出器の種類によって、これらの装置を分類すれば、ケイ光物質を使用したもの、ガス体の電離発光現象を利用したもの、などに分けることができる。前者には、Scintillation Camera, Autofluoroscope, Autofluorograph などがあり、後者には、Spintharicon, Spark Chamber などがある。

この講座においては、世界的に広く実用化されている、シンチレーション・カメラについて、市販されている装置の、構成、機能、構造および使用上留意すべき点などについて解説し、さらに、最近その併用が普及しつつある、データ処理装置についても言及する。

2. 装置の基本構成とその概要

2.1 概 要

現在、わが国で入手可能な製品としては、国内3社（医理研、東芝、日立）、外国3社（Nuclear Chicago, Picker, Nuclear Enterprises）であるが、装置の構成、性能などには大差がない。

一般的に、基本構成は、図1のごとき、ブロック図で示される。

検出器中には、直径約30cm、厚さ1.3cmのヨウ化ナトリウム単結晶があり、これに対して、六角状に配列された、直径7.5cmの19本の光電子増倍管群が、光学的に結合されている。コリメータを通して、結晶中

にはいった γ 線によって生じたシンチレーションは、19本の光電子増倍管に対して、その発光場所によって、異なった光量を、おのおのに与える。これによって生じた、各光電子増倍管からのパルスは、4系統の混合回路へ導びかれ、ここで+X, -X, +Y, -Yの4系統の信号が合成される。この4系統の信号は、計測回路へ供給され、これら4系統の信号を混合し、新たにZ信号を作る。

Z信号は、増幅され、シングルチャネル波高分析回路で分析される。上記シンチレーションの中で、光電効果による発光に基づくパルスだけを選択する。この回路から得られた信号によって、ブラウン管の輝度変調を行ない、ブラウン管スクリーン上に輝点を生じさせる。一方、さきの4系統の信号は、増幅されたのち、おのおの、Z信号の増幅出力によって正規化され、ブラウン管の各偏向板に印加され、輝点の位置を決定する。このような過程を経て、結晶中のシンチレーションは、正しく、一対一の対応をもって、ブラウン管スクリーン上に再現される。

ブラウン管スクリーン上に、経時的に発生消滅する輝点を、ボラロイドフィルムないしは、35mmフィルムで、ある時間露光し、 $10^4 \sim 10^5$ 程度の輝点をもって、対象とする物体の映像を得る。したがって、得られた映像は、小さな輝点の重なりによって、アイソトープの密度と分布形状を表現することになる。

シンチレタ上に、 γ 線放出体の分布形状を得るには、コリメータを使用する。コリメータは、平行多穴形、針穴形および発散形（ダイバージェント形）の3種が、一般的に用いられる。平行多穴形の場合、対象物の、シンチレタ上への結像は、1/1で行なわれる。200~500keV程度のエネルギーの γ 線に対しては、厚

† Radiation Measuring Instruments (VI) Scintillation Cameras, Mizuki MORI: Japan Radiation & Medical Electronics, Inc., Mitakashi, Tokyo

図 1 シンチレーション・カメラ ブロック図

さ75mm程度で、穴間の壁厚の大きなものが使用される。200keV以下の γ 線に対しては、30mm程度の厚さで、壁厚の小さなものが使用される。この種のコリメータは、頭部、肝臓、腎臓などに用いられる。

針穴コリメータの場合、シンチレータ上の結像は、針穴から対象物までの距離によって、倍率が異なると同時に、像は逆立となる。この場合、倍率は、ほぼシンチレータと針穴との間の距離と、針穴と対象物の間の距離との比で決定される。実用上は、倍率1～2で使用される。このコリメータは、比較的小さく、また、平面的な臓器、たとえば甲状腺に対して使用される。

発散形は、対象物を、シンチレータ上に縮小して、結像させる場合に用いられる。とくに、肺または、脾臓の描出を伴う肝臓のシンチグラムを得るときに使用される。

この種の装置で測定する γ 線のエネルギーには、当然、上限と下限が存在する。上限は、シンチレータの厚さによって定まる。この装置においては、結像の分解能を良くするため、厚さ1.3cmのシンチレータを用いる関係上、実用的には、500keV程度のエネルギーが上限と考えられる。これ以上のエネルギーにおいても原理的には、その使用は、さしつかえないが、検出効率が低下するので、臨床的には、実用的でなくなる。ちなみに、500keVでは、10%以下の検出効率になってしまうのである。一方、下限のエネルギーは、シンチレータ中の光電効果によって生ずる光の大きさのパラッキによって定まり、50keV程度と考えるのがふつうである。たとえば、 ^{125}I の放出する35keVの γ

線に対しては、実用に供し得ない程度に分解能が低下する。

2・2 検出器

検出器中には、直径約30cmのシンチレータ、光電子増倍管19本、信号混合回路4系統などが収容されている。これらの周囲を、約3cmの鉛でおおい、バックグラウンドの低下を図っている。総重量は約400kgである。しかし、走査を行なわないので、比較的簡単に、その動きに対して自由度をもたせることができる。上下移動および前後、左右の回転が可能である。したがって、被検者と検出器との相対位置は広範囲に選択することができ、被検者は、シンチレーション・スキャナに比べて楽な姿勢で検査を受けることができる。

コリメータをはずした状態では、シンチレータのアルミケースが、露出するので、取扱いは注意を要する。使用しないときにも、つねにコリメータは、装着しておくほうが、不用意に、シンチレータが、他の物と接触することによって起きる事故も防止でき、外気の温度変化も受けにくい。

シンチレータおよび光電子増倍管は、多少温度の影響を受けるが熱容量の大きな物質でおおわれているため、外気の変化は、検出器の中で、相当和らげられる。しかし、一時間あたり5℃以上の変化は、シンチレータにとって、望ましくない。低温、定温の室で使用されることが望ましい。

2・3 コリメータ

各社とも、4種類程度のコリメータを用意してい

る。針穴形1種，平行多穴形2種（高エネルギー用，低エネルギー用各1種），発散形（ダイバージェント形）などである。20～80kgの重量を有するため，1個ずつ専用の台車にとう載されており，交換は，台車のまま行なうが，このさい，数本のボルトの取り外し作業を伴い，使用者にとって，不便な点の一つであり，各メーカーのくふうが望まれる。

2・4 計測部

この部分は，本装置の電子回路のほとんどを含み，各社とも，コンソールディスク状のきょう体に収容している。機能的に2つの部分より構成されている。まず，測定しようとする γ 線のエネルギーに関係する部分で，測定エネルギー選択スイッチ，校正ダイヤル，波高分析ウィンドウ幅設定スイッチ，などである。この装置においては，その発光位置が同じであっても，エネルギーが異なると，画面の大きさが変化するため，つねに同じ大きさの画を得るためには，測定の対象となる γ 線のエネルギーが変わったときは，測定系のどこかで，全体の利得を変える必要があり，これを，エネルギー選択スイッチで行なう。校正ダイヤルは，前記，利得の微調整を行なうものである。各社とも，エネルギー選択スイッチは，エネルギー目盛りあるいは核種切換えになっており，このスイッチのステップの間をうめるためにも使用される。すなわち， ^{203}Hg のチャンネルで ^{51}Cr を使用するような場合に用いる。

この装置では，解像力を向上させるため，入射 γ 線の光電効果に基づく発光のみを使用して，映像を得るよう，位置信号の総和を取り，これをZ信号と名づけ，この信号に対して，波高分析を行ない，光電ピークの部分を取り出す作業を行なう。ウィンドウ幅設定スイッチはこのときのウィンドウ幅を決定するもので，光電ピークの中心エネルギーに対して， $\pm 5 \sim 20\%$ 程度の設定ができるようになっている。ヨウ化ナトリウムの，一般的性質として， γ 線のエネルギーが小さくなると，光電ピークは，その幅が広がるので，低エネルギーの γ 線を使用するときは，ウィンドウ幅を広げ，高エネルギーの場合は，その逆に設定する。しかし，ウィンドウ幅と映像の解像力は，ある相関を有しており，光電ピークの広がりに対して，極端にウィンドウを広げると，解像力が低下する傾向にある。逆に，ウィンドウ幅を極端に狭くすると，計数効率が低下するだけでなく，光電子増倍管の利得の微細なバラツキが現われ，均一性が低下する。したがって，最適条件は， ^{131}I （360keV）程度のエネルギーの場合， $\pm 10 \sim$

15%， $^{99\text{m}}\text{Tc}$ （140keV）程度のエネルギーで $\pm 20\%$ であろうと考えられる。

また，この部分には，オシロスコープ上にスペクトラムモードの表示を行なうための切換えスイッチが設けてある。スペクトラムモードのときには，Z信号の増幅回路の出力が表示される。すなわち，横軸は時間であり，縦軸は振幅（振幅はエネルギーに比例する）である。このとき，波高分析のウィンドウの中にはいったパルスは，スイープの途中で，輝線が消去され，ブランクとなって表示されるので，ウィンドウが，光電ピークの部分を捕えているかどうかを確認できる。

さらに，この部分には，ブラウン管上で，画面を自由に回転させることのできるスイッチが，備えられている。すなわち，被検者と検出器の相対位置が変化しても，つねに被検者に対して，正面から相対したときの映像がブラウン管面上に現われるよう，偏向板に印加する位置信号を入れかえるためのスイッチである。針穴コリメータを使用する場合には，シンチレータ上への結像は，逆立となるので，このスイッチを使用し，偏向板への信号を入れかえて，つねに，正面から被検者を見たのと同じ映像が得られるようにして，測定を行なう。

つぎに，輝点の計数処理を行なう部分である。シンチレーション・カメラの場合，輝点の数が，画の質を決定する大きなファクターとなる。したがって，画面の輝点を計数することは重要である。スケーラ2系統，タイマー1系統，計数制御回路などによって構成される。プリセットタイム，プリセットカウントのいずれのモードでも，スイッチの切換えによって動作可能である。位置信号に対して，適当に波高選別を行なうことによって，有効視野を，2分割ないしは，4分割し，分割された視野ごとの計数をべつべつに計数することも可能である。レノグラムの測定の場合，視野を，その中心を通る直線で2分割し，左右の腎をそれぞれの視野に入れて，おのおのを2台のスケーラで計数することができる。メーカーによっては，スケーラを，ある一定間隔でリセットし，スケーラの計数値をアナログに変換し，ペン書レコーダに書かせるようなものもある。もちろん，装置の外部に，計数率計などを付加すれば，これと同じ機能は，簡単に果たせることができる。4分割の場合は，両肺を上下野に分けて，各野における計数値をべつべつに得ることができる。

2・5 オシロスコープ

各社とも、直径 12.5 cm (5 in.) のブラウン管を使用しており、ケイ光膜は、比較的残光の短い P11 形がほとんどである。P11 ケイ光膜の発光による、光の光学的スペクトルは、4500 Å にその発光中心があり、ポラロイドフィルム、35 mm フィルム、X 線フィルムなどの波長特性と一致しているところに、P11 を使用する理由がある。

シンチレータ上での有効視野は直径 25 cm の円形であるが、ブラウン管スクリーン面上では、画が $\frac{1}{3}$ に縮小されて、現われるように調整されており、中心から半径 4 cm 程度の範囲内、すなわち、直線性、スポットのシャープネスなどが低下しない範囲内で使用されている。

ブラウン管面上の輝点は、通常、写真フィルム上に記録する。ポラロイドカメラが一般的に使用され、使用されるフィルムは、ASA-3000 の感度を有する、バック形のもので、タイプ #107 である。ポラロイドフィルムは、その場で即座に、結果を見られる点で便利であるが、何分ラティチュードが小さく、輝点の明るさと輝点の数との相互関係のなかで、最適条件を選定するには、多少の経験が必要のようであるが、慣れてしまえば問題はない。メーカーによっては、3 レンズ式のカメラを用意し、各レンズごとに、少しずつ、絞りを変えて、フィルムのもつラティチュードの小ささをカバーしようとするものもあるが、画の直径が、3.5 cm 程度と、小さくなり過ぎるので、いちばん露出条件の良いものを選択し、引伸して使用する。

2.6 使用上の二、三の注意点

さきにも述べたごとく、検出器中の、シンチレータおよび光電子増倍管は、多少温度の影響を受ける。また、光電子増倍管は、微小ではあるが、長期のうちに、利得の変化も考えられる。一方、シンチレータ

も、長期間の使用においては、バックングのリークなどによる変質なども十分考えられる。したがって、定期的なチェックを行なうことが望ましい。このような原因によって生ずる性能の変化は、有効視野内における感度の均一性において顕著に現われる。感度の均一性は、つぎに述べるごとき方法によって、簡単に測定することができる。

まずコリメータを外し、シンチレータを露出させ、シンチレータの中心を通る垂直軸であって、1~1.5 m 程度離れた点に、点線源を固定し、シンチレータの全面に γ 線を照射する。この状態で、約 10^6 個の輝点をもって、シンチレータ全面の写真を撮る。結果を観察することによって、感度のムラを、定性的に把握することができる。長期間にわたる変化を調べるためには、毎回、測定条件（輝点の数、線源の強さ、ウィンドウ幅、温度など）を同一にして、データを得るべきである。しかし、このような測定は、現在の装置の安定性から判断して、3 か月間に一度程度で十分であろうと考えられる。

シンチレーション・カメラによって、シンチグラムを得る場合、シンチレーション・スキャナーと異なり、そのシンチグラムの作成途上において、積極的に、バックグラウンドの消去などの処理を行なうことはできない。すなわち、スキャナーの場合、測定に先立って、適当に装置の条件を与えておけば、装置は、走査中、その点におけるシンチグラムを、与えられた条件を参照しながら、作成していく。しかし、カメラの場合には、シンチグラム全体を、少しずつぬりつぶしていく方法をとる。これは、シングルチャネル波高分析器とマルチチャネル波高分析器の機能の違いと、同じように考えてよい。したがって、カメラの場合には、シンチグラムの完成後でなければ、積極的なバックグラウンドの消去を行なうことはできない。

図 2 カウント数によるシンチグラムの変化

表1 シンチレーション・カメラによる各種臓器の測定条件

臓 器	核 種	Dose (μ Ci)	Time (min)	Counts
Liver	^{131}I	300	5	15×10^4
	^{198}Au	300	5	15×10^4
	^{99m}Tc	3,000	1	10^5
Thyroid	^{131}I	50	10	20×10^4
Pancreas	^{75}Se	250	10	15×10^4
Kidney	^{131}I	50	10	15×10^4
	^{131}I	200	every 2	$2 \sim 10^3$
Placenta	^{99m}Tc	300	1	10^4
Brain	^{99m}Tc	2,000	2	
Heart	^{99m}Tc	10,000	every 2 sec	$3 \sim 10 \times 10^3$

また、カメラの場合、シンチグラムは、ブラウン管スクリーン上に現われる、小さな輝点の重なりによって、RIの分布強度と形状を表現するので、輝点の数と輝度が、シンチグラムの良否を決定する重要な要素となる。図2にその例を示す。したがって、実際の使用に当たっては、対象とする臓器の大きさによって、シンチグラムを構成する輝点の数および輝度を調整する必要がある。各種文献などに報告されたシンチグラムについて、一般的な条件をまとめると、表1のごとくである。

3. 基本的な付属機器

3.1 蓄積形オシロスコープ

この装置は、通常のブラウン管の代わりに、蓄積形のブラウン管を使用したオシロスコープであり、動作の概略は、つぎに示すとおりである。通常のブラウン管は、陰極、偏向板、ケイ光スクリーンなどによって、構成されているが、蓄積形の場合、消去ビームを出す陰極、および、スクリーンの後面に置かれた、蓄積膜などが、追加されている。蓄積膜は、特殊な半導体薄膜でできており、蓄積は、電荷の形で行なう。すなわち、通常の陰極から出たビームの電荷を、この膜に蓄積することによって、シンチグラムを蓄積することができる。このとき、消去ビームをわずかに流しておけば、いわゆるパーシスタントの動作が可能となる。このとき、スクリーン面上の画は、残光性の長いブラウン管と同じような効果で表示される。消去ビームの量を増してやれば、表面上、残光性が短くなったように見える。

パーシスタントの状態で作動させて、動きのあるシンチグラムを見ることは、計数率計の出力によって、

レノグラムなどのカーブを書くとき、時定数を長くした場合に対比される。すなわち、以前の輝点が残っているうちに、新しい輝点を書くことによって、スミージング効果が現われ、心臓へのRIの流入流出を観測するような場合、有効に利用できる。また、1枚の静的なシンチグラムを得る場合、蓄積形のオシロスコープがあれば、ブラウン管上で、試しどりができるので、カメラの有効視野と被検体との位置合わせに便利である。このときは、蓄積モード（消去ビームを出さない動作状態）に切り換えて使用する。

3.2 拡大撮影装置

シンチレーション・カメラの有効視野は、一般に、直径25cmの円形であり、使用されるブラウン管は直径12cmである。したがって、スクリーン面上での画の縮小率は、約 $\frac{1}{2}$ である。この装置は、光学レンズによって、スクリーン上の画を拡大し、X線フィルム上に結像させることにより、実物大のシンチグラムを得ようとするもので、これによって得られたシンチグラムは、その被検者のX線フィルムと重ねて、観測することができ、重宝される付加装置の一つである。

3.3 モータドライブカメラ

市販の35mmモータドライブカメラであって、オシロスコープに装着できるようにした装置である。

動きを伴う、シンチグラムを記録に残す場合、ポラロイド・カメラを使用しても、フィルムの抜き取りを素早く行なうことによって、2～3秒ごとのシンチグラムまでは可能であるが、これ以上のスピードは、期待できない。この装置を用いると、毎秒2コマ程度のスピードでシンチグラムを記録に残すことができる。市販のモータドライブカメラは、一般に、最高スピード、毎秒4枚として宣伝されているが、これは、シャッタースピード1/1000程度の使用条件の場合であり、シンチレーション・カメラの記録装置として用いるときには、ミラーを固定し、バルブの状態で使用するため、毎秒4枚のスピードで動作させることは無理のようである。

4. データ処理装置

4.1 市販されているものの概要

一般に、シンチレーション・カメラから得られるデータを、電氣的に、なんらかの方法によって収録し、これを再現して、見やすいシンチグラムを得るか、あるいは、これらのうちに含まれる、第2、第3の情報

を抽出することによって、そのシンチグラムの診断能を高めるために使用されるものを、データ処理装置と呼んでよいであろう。したがって、これらの装置は、なんらかの記憶装置、信号を処理する装置および結果を表示する部分などによって構成されている。

いちばん簡単なものは、ビデオテープを記憶装置として使用したシステムであり、その装置内部での、情報の取扱いを、ディジタルの形で行なうものには、二次元波高分析装置形のものおよび超小形電子計算機を用いたものなどがあり、価格にも大きな幅がある。電子計算機を用いたものでは、処理装置のほうが高価になるのが一般的であり、シンチレーション・カメラの付属装置の領域を出ていると言えるかもしれない。以下、各種の装置について解説を行なうことにする。

4.2 ビデオテープを基本にした装置

シンチレーション・カメラによって、撮影を行なっている間、ビデオテープを走行させ、輝点の発生するごとに、その位置情報をテープ上に記録する装置である。ビデオテープは、一般に、一本のビデオトラックしか有していないので、シンチレーション・カメラから同時に発生する、X、Y の位置信号を記録するため、特殊な信号変換回路を必要とする。再生を行なうときには、その逆の変換を行う。信号処理の機能としては、テープを再生したときに、視野内の、ある特定の領域を指定し、この部分の信号だけを取り出して、時間変化曲線を作成することである。この装置の不便さとしては、再生にも、収録と同じだけの時間を要する点が指摘できよう。ビデオテープの音声トラックには、マイクロホンを通して、その、シンチグラムの測

定条件を、記録できるようになっている。

4.3 二次元波高分析器形の装置

従来から、物理実験用に用いられてきた、二次元波高分析装置を、データ処理の部分に改良充当したシステムであり、記憶装置としては、前記のビデオテープを用いたもの、ディジタル磁気テープを用いたものなどがある。処理装置の内部には、一時記憶として、4000チャンネル程度の磁気コアを使用している。シンチレーション・カメラからは、輝点の位置を表わす、X、Y のパルスが送り込まれる。この信号は、内部の2系統アナログーディジタル変換装置によって、5～6ビットの2進ディジタル量に変換される（図3参照）。

この操作により、その輝点は、縦32～64、横32～64に区切られた、微小区域のうちで、どこに位置するかが、決定される。すなわち、画面を $32 \times 32 = 1024$ 、あるいは、 $64 \times 64 = 4096$ の微小区域に分割したことになる。これら、1024あるいは4096個の各区域に対応した、磁気コアマトリックスが用意されており、各番地は、おのおの、 $10^5 \sim 10^6$ 程度の計数能を有している。各輝点の発生ごとに、A-D変換装置で指定された番地に、1カウントずつ加算していく。所定の条件に達すると、磁気コア上には1枚のディジタルシンチグラムが作成されたことになる（図4参照）。作成完了後は、各番地のカウント数が、順番に読み出され、オシロスコープ上に表示される。このとき、オシロスコープの条件を種々に変えることによって、シンチグラムを、平面図として表示したり、三次元的に表示したりすることができる。結果を記録に残す方法としては、磁気テープ、紙テープ、プリンタによる印字などがあ

図3 A-D変換の原理

図 4 デジタル・イメージの作成方法

図 5 シンチレーションカメラ データ処理装置の一例

る。処理の内容は、機器の電気的構造によって限定される。

4・4 超小形電子計算機を用いた装置

この種の装置は、上記4・3の二次元波高分析装置を、いわゆるミニ・コンピュータによって置き換えたものと見ることできる。この装置の一例を図5に示す。シンチレーション・カメラからの信号を、デジタル量に変換するための、2系統 A-D 変換装置が必要であることは、言をまたない。この例では、A-D 変換装置（データ収集装置）から送られてきた、デジタル情報を、制御装置によって、直接、主磁気記憶装置上に格納できるようになっているが、主磁気記憶装置上の異なった場所に記憶させてあるプログラムによって、アドレスを解釈し、格納を行なう方法もある。

この装置においては、電子計算機の主記憶装置の容量を、4 K語とした場合、このシステムを駆動させるためのプログラムを内蔵するために、2 K語程度の容量を必要とし、データを格納する領域として、充当できる容量は、2 K語となり、 32×32 の微小区域を有するシンチグラム2枚の収録にとどまるのが一般的であるが、語の構成が長い場合には、分割使用も可能である。

記憶装置としては、高速（磁気ドラム）、低速（磁気テープ）の2つを有することが理想的であろう。結果の表示は、オシロスコープ、タイプライターなどに対して行なう。この種の装置の特長は、プログラムを入れ換えることによって、処理の内容を自由に変更することが可能である点にあり、将来の発展性が十分に考えられる。また、データの管理をコンピュータに行なわせることができるのも、利用者にとっては、便利であろう。

む す び

現在は、わが国においては、50台程度のシンチレーション・カメラが稼動していると言われ、今後も、その利用は、急激に増加する傾向にある。シンチレーション・カメラ本体については、各社とも、その構造など、固まったように見うけられるが、今回の医学総会の展示にも見られるように、データ処理については、各社、新しい製品をつぎつぎに用意している。

編集当局のご依頼により、浅学非才をも返り見ず、筆をとったしだいであるが、稚拙な文章で、かつ、製品を作る立場からの見方が主になった個所も無である

とは言えないが、いささかなりともお役に立てば幸いである。

文 献

- 1) Anger, H.O.: *Rev. Sci. Instr.*, **29**, 27(1958)
 - 2) Anger, H.O.: UCRL-16724 (1966)
 - 3) Bender, M.A., and Blau, M.: *Nucleonics*, **21**, (10) 52 (1963)
 - 4) Ter-Pogossian, M.M., and Eichling, J.O.: *Medical Radioisotope Scanning*, Vol. 1, p.413, IAEA, Vienna (1964)
 - 5) Kellershohn, C., and Desgrez, A.: *ibid.*, p.333
 - 6) Horwitz, N.H., et al.: *J. Nucl. Med.*, **6**, 724 (1965)
 - 7) Hine, G.J.: *Instrumentation in Nuclear Medicine*, Vol. 1, p.485, Academic Press, New York (1967)
 - 8) Tanaka, E., et al.: *J. Nucl. Med.*, **11**, 524 (1970)
-