

カテーテル型半導体放射線検出器の製造と臨床医学への応用

上 田 英 雄 佐々木 康 人 開 原 成 允
飯 尾 正 宏 高 柳 誠 一 小 林 哲 二*

放射性同位元素を生体に使用したさいの測定法としては、体外からスタンド型の検出器を用いて測定するか、または生体からえた資料の一部、たとえば血液・尿・組織等を測定することが従来行なわれていた。しかし検出器を生体内に挿入して放射能を測定することができれば、体外測定ではえられない新しい情報をうる可能性がある。

この目的に needle-type の GM 管が用いられある程度の成功を収めた。¹⁻³⁾ われわれもこの小型 GM 管を犬の心臓内に挿入し、冠循環の循環時間を測定し、本方法の有効であることを明らかにした。⁴⁾ しかし本検出器は GM 管の寿命が短いこと、高電圧をかける必要のあること、³²Pのごとく高エネルギーの β 線にしか感受性のないこと等の欠点があり臨床的に応用しうるにはまだしもの感があつた。

1951年 McKay⁵⁾ によって半導体を用いて放射線を測定しうるということが明らかにされ半導体放射線検出器の研究が始められた。最初に表面堰型 (surface barrier type) の検出器が実用化され⁶⁾ 次いでより安定で堅牢な構造の p-n 接合型検出器が作られた。さらに Pell⁷⁾ および Baily, Grainger⁸⁾ らにより Liドリフト法による p-i-n 型が作られ、高エネルギー β 線、 γ 線も検出しうることになった。

その種々の特徴ゆえに注目を集め、早くから核医学、生物学、臨床医学への応用が非常に期待され、多くの研究がなされている。⁹⁻¹⁴⁾ 実際に臨床的に応用した例としては、皮膚の悪性腫瘍診断の

目的で皮膚スキヤニングに用いられているが¹⁵⁾、その特徴を生かして人体体腔内に挿入する試みはまだなされていない。われわれはこの検出器の特徴である、小型であること、堅牢であることに着目し、医学への応用を試みたので以下に記す。

半導体検出器の原理および構造

半導体検出器は、原理的には気体のパルス電離箱と同じであつて、気体の部分を固体である半導体におきかえたものと考えられる。

その構造を東芝 M8811 を例にとり Fig. 1 に示すが、p 型の silicon (正孔をもつ) の表面に n 型の不純物である磷をうすく熱拡散させ p-n 接合を作つたものである¹⁶⁾。今 n 型の部分 (電子を持っている) と p 型の部分 (正孔を持っている) のあいだに逆 bias 電圧をかけると、検出器に生じた電場によって、電子および正孔は両極にひかれ、p-n 接合部の両側には、電子も正孔もない領域ができる。これを空乏層 (depletion layer) とよぶ。(図では x で示してある) この空乏層が放射線に対し感受性をもっている部分で、いまここに荷電粒子がとびこんだとすると、その飛程に沿っていくつかの電子、正孔の対ができ、この電子、正孔対の電荷の合計は入射粒子のエネルギーに比例する。この空乏層内には電界があるため、電子および正孔はそれぞれの電極に帰引されて pulse を発生する。この pulse 波高はこの入射粒子のエネルギーに比例するので、この pulse を計測することによりエネルギー分析や放射線の計数が可能となるのである。逆 bias 電圧をかけたとき作られる空乏層の厚さ x は用いた silicon の比抵抗と bias 電圧の大きさによって定まり、p 型 silicon を素材として用いた p-n 接合型では近似的に次式で与えられる¹⁷⁾。

$$x = \frac{1}{3} \sqrt{\rho V}$$

ここに ρ は p 型 silicon の比抵抗 (Ωcm) V は bias 電圧 (Volt) である。

* H. Ueda, Y. Sasaki, S. Kaihara, M. Iio: 東京大学 上田内科. S. Takayanagi, T. Kobayashi: 東芝中央研究所.

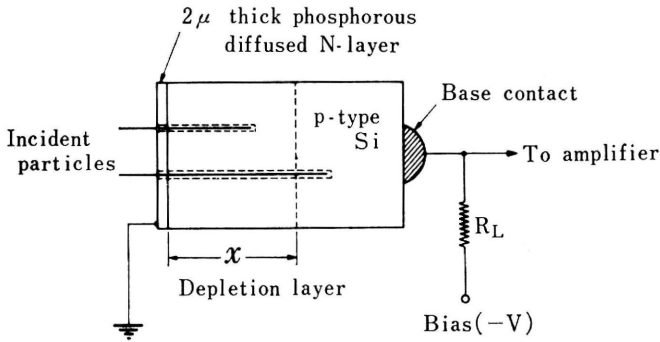


Fig. 1. 半導体検出器の構造

半導体検出器で放射線のエネルギー分析をするには、空乏層の厚さ x が入射放射線粒子の silicon 中の飛程以上であることが必要で、 x を大きくするため高比抵抗の silicon を用いる。

また検出器の前の n 型の拡散層は入射粒子のエネルギーを吸収するのでできるだけうすくする必要がある。

半導体検出器の種類

半導体検出器は次の種類がある。

1) Surface barrier detector

Germanium や silicon の一側の表面に金を真空蒸着したものである。構造が簡単で製造も容易であるが安定性や堅牢さで劣り、検出器表面を液体に没することは困難である。

2) p-n 接合型検出器

われわれの用いた型のもので構造はその項を参照されたい。

3) p-i-n 型検出器

i は真性半導体 (intrinsic semiconductor) の i で、文字のごとく p, n のあいだに電子や正孔のない真性半導体の層を作り、いわば人工的に depletion layer を厚くした構造を持った半導体検出器である。したがってこの型

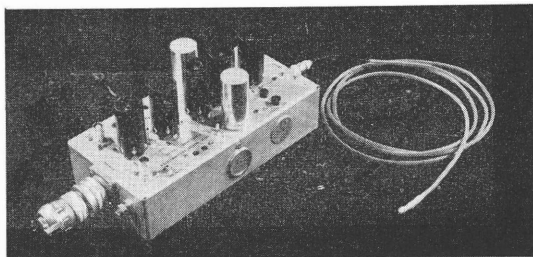


Fig. 2. カテーテル型半導体検出器

の検出器は高エネルギーの粒子や γ 線の検出に秀れている。

この型の検出器は p 型 n 型半導体のあいだに真性半導体をはさみこむ。すなわち dope することによっても作りうるが、現在もっとも多く使用されているのは、1960年 Pell⁶⁾ によって報告された Lithium drift の方法である。Li は n 型の不純物であるが、これを p 型の表面に熱拡散しておき、ついで温度をやや下げた状態で、逆 bias 電圧をかける。すると pn 接合部に強い電場がかかり、Li はこの電場によって p 型の半導体の中へ移動する。この Li が移動した部分においては、p 型不純物の濃度と n 型不純物である Li の濃度が等しくなり、比抵抗の高い一見真性半導体と同じ働きをもつようになる。この部分のことを compensated layer とよぶ。温度の高いあいだは、この領域はさらに両側に拡大してゆき厚い compensated layer を作り、ここに p-i-n 型半導体ができるのである。以上の方法によって作った半導体検出器を Lithium drift 型の半導体検出器とよぶ。

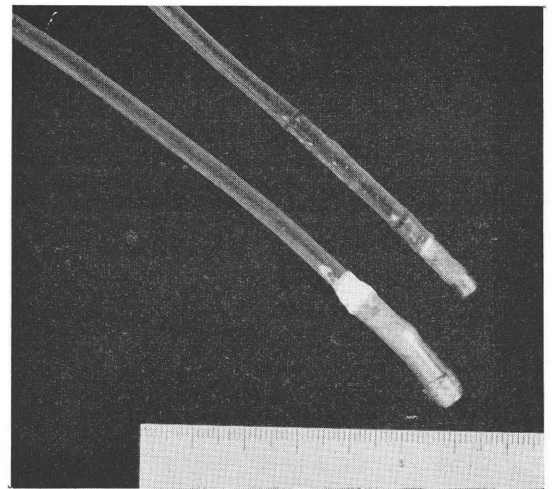


Fig. 3. カテーテル型半導体検出器先端部
左は直径7mm, 長さ15mm, 右は
直径4mm, 長さ10mm

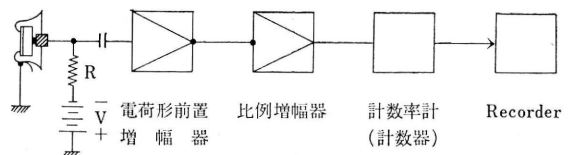


Fig. 4. 使用した回路の block diagram

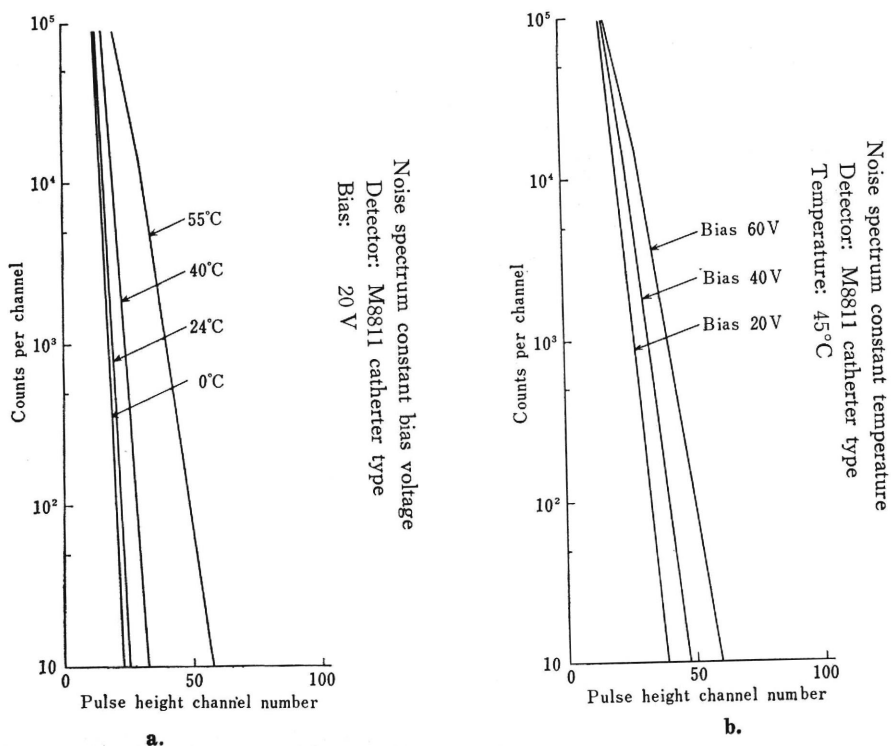


Fig. 5. Noise spectrum

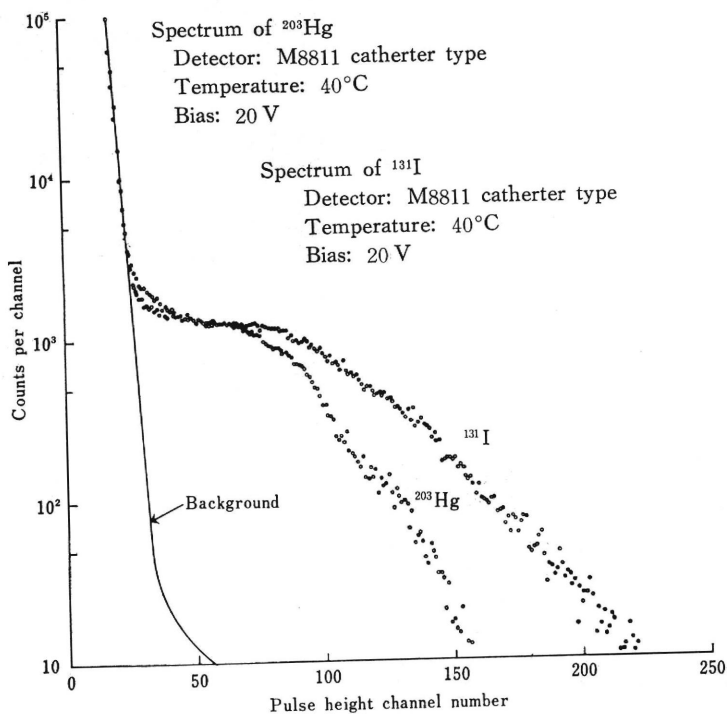
Fig. 6. Spectrum of ^{203}Hg and ^{131}I

Table 1. Stability of the system

time	25 ^{min}	30	32	37	40	43
c.p.m	21,948	22,034	21,474	21,925	21,961	21,913
44	46	48	50	51	53	1 ^{hr} 04 ^{min}
22,083	21,686	21,779	21,646	21,119	21,641	21,945
1.10	1.30	(source ³² P)				
22,129	22,641					

Table 2. Bias 電圧および温度の影響

Temperature	27°C	38°C	43°C
Bias (V)	counts/m	counts/m	counts/m
10	150	110	110
20	150	190	180
30	200	190	180
40	210	210	220
50	220	220	240

source ¹³¹I

半導体検出器の核医学への応用

われわれは以上のべた半導体検出器の特徴に着目し、本検出器を先端にとりつけたカテーテル型放射線検出器を試作した。

われわれの用いた検出器は主として p-n 型を用い、一部に Lithium drift 型を用いて比較を行なった。

A. 構造

われわれの試作したカテーテル型検出器の写真を示す (Fig. 2, 3)。大きさは直径 7mm, 長さ 15mm である。

東芝 α 粒子検出素子 M8811 (検出有効面積 3mm²) を用い、その側面に突き出した金属のつばをけずりとり、検出器側面から導線を直径 4mm のシリコンチューブで包み検出器とのあいだはエポキシレジンを用いて接着、耐水性とした。検出器の検出面は、露出したままとした。その後改良したものは直径 4mm, 長さ 10mm とさらに小型化している (Fig. 3)。

使用した回路の block diagram を Fig. 4 に示す。

B. 実験

このカテーテル型半導体放射線検出器を用いてわれわれが行なった、基礎実験応用実験を次のべる。

I. 基礎実験

1. noise のスペクトル: noise のスペクトルは Fig. 5 に示すように channel 60 で完全に discriminate できる。温度が上がると channel 60 以下で noise は増加するが discriminator を用いることにより実際の測定にはまったく影響がない。

実際に ¹³¹I 溶液中に検出器を入れて測定したエネルギースペクトルは Fig. 6 のごとくである。図より明らかなごとく適当に discriminator を set することにより、noise を完全に除去することができる。したがって以後の測定においては integral counting を行なった。

2. 安定性: 1 時間半にわたり、同一濃度の ³²P source に検出器を浸して測定を行なった。Table 1, 2 にみるごとく変動はなく (Mean 218679 count \pm 330 (1S D)), 強い安定性を示した。

3. Bias 電圧ならびに温度の影響: ¹³¹I source を用いて温度、電圧を変化させたさいの count の変化の測定をした。Table 2 にみるごとく Bias 電圧を 10volt ずつ漸増すると 30volt までは count が増加するが、それ以上電圧を増しても count はほとんど変化しない。27°C ないし 43°C の温度変化に対して count はほとんど影響を受けない。

4. 直線性: ³²P, ¹³¹I source を用いて段階希釈法 (三角コルベンを用い容積を増やして希釈した) および段階的濃度変化 (容積を一定として濃度のみを変化させた) に対する count の変化をみた。Fig. 7, 8, 9 に示すごとく ³²P, ¹³¹I いずれに対しても良好な直線関係を認めた。¹³¹I の段階希釈法による Fig. 8 は直線性を示すが 0 点は通らない。その理由は、半導体検出器が ¹³¹I の有する β 線のみならず γ 線にも感受性があるためと考えられる。すなわち飛跡の短い β 線のみを有する場合は、count rate は容積変化に伴う geometry の変化に影響されず濃度に比例して変る。線源が β 線の他に飛跡の長い γ 線も含む場合には、検出器の計測するのは β 線の count + α である。 β 線の count は濃度に比例して変るが、+ α すなわち γ 線の count は容積変化に伴う geometry の変化に影響され濃度に比例しないと考えられる。

5. 感度: カテ型半導体検出器を ³²P 溶液中に浸したさい、1m μ c/ml に対し 3 c.p.m. 以上、¹³¹I 溶液中に浸した

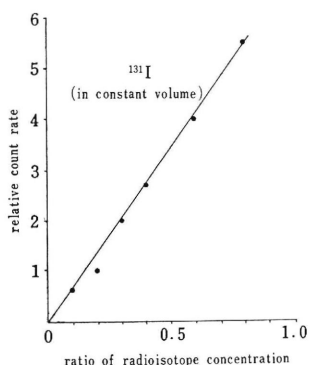


Fig. 7.

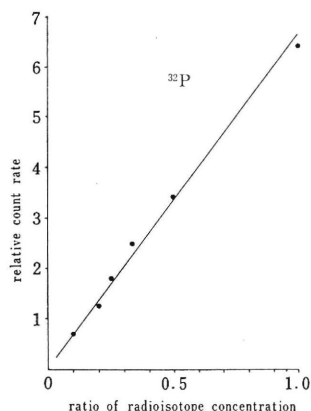


Fig. 9.

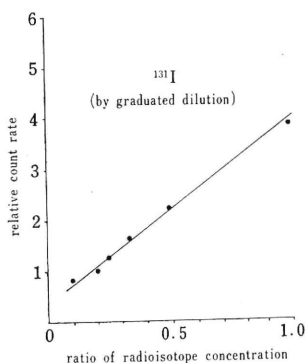


Fig. 8.

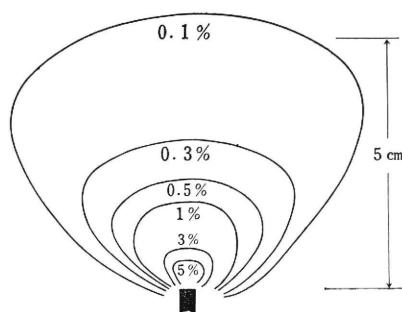


Fig. 10. Isoresponse curve

Table 3. p-i 型と p-i-n Li drift 型検出器の比較

	p-n	p-i-n Li drift	
	15 V	15 V	50 V
30.0 c	22000	10000	61000
38.5	22000	8000	58000
41.5	22000	4500	54000
51.0	22000	600	30000

温度変化, bias 電圧の変化の count に及ぼす影響を p-n 型, p-i-n 型について比較した結果を Table 3 に示す. p-i-n 型は bias 電圧を上げると count が増加するが, 温度が上昇するにつれて count が著しく減少する. 一方 p-n 型は 30°C ないし 51°C の温度変化では, count に影響がみられない.

II. 応用実験

1. 循環時間の測定

a. 大腿一下大静脈時間の測定

犬の下大静脈横隔膜の高さにカテーテル型半導体放射線検出器を挿入し, 大腿静脈より ^{86}Kr 生食溶液を注入して大腿一下大静脈循環時間を測定した. Fig. 11 に示すごとく, 出現時間 2.5'', peak 時間は 9'' であった. 再循環は認められない.

さい, 1 $\mu\text{C}/\text{ml}$ に対し 2 c.p.m. 以上の感度をえた.

6. Geometry: 本検出器による β emitter ^{32}P に対する等感度曲線を Fig. 10 に示す. 図で明らかなごとく空中で感度は距離が 5 cm になると表面 (100%) の約 0.1% となり急速に減衰する.

7. p-n 型と p-i-n Li drift 型を用いた検出器の比較:

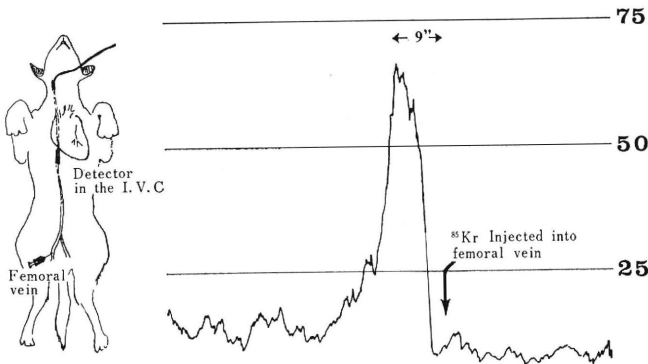


Fig. 11. Circulation time femoral vein to I. V. C.

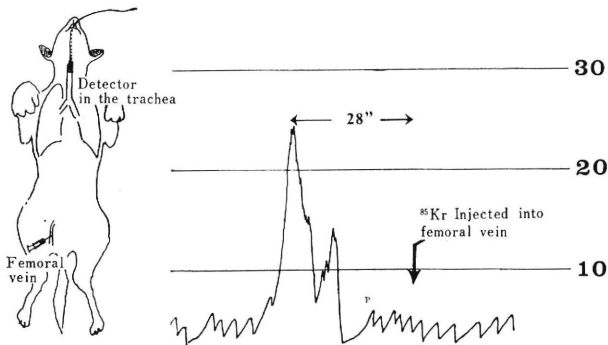


Fig. 12. Circulation time femoral vein to trachera

b. 大腿一肺時間

犬の気道内に検出器を挿入し、大腿静脈より ^{85}Kr 生食溶液を注入し呼吸中に ^{85}Kr の出現する時間を観測した。Fig. 12に示すごとく、出現時間14.5秒であり28秒で count rate が最高になった。

2. 連続流量測定法への応用

静注した ^{85}Kr ガスは肺で95%以上が除去され、再循環がないので、定濃度点滴静注法を行ないながら、目的部位に検出器を挿入して放射能を測定することにより、その部の流量の変化を時々刻々連続的に記録することができる。

原理, $F_1 C_1 = F_2 C_2 = F_3 C_3 \dots = F_n C_n$

$F_1 F_2 F_3 \dots F_n$ 流量の変化

$C_1 C_2 C_3 \dots C_n$ 各流量における指示物質濃度

Indicator (^{85}Kr) の注入量/時間(注入速度)を一定にしておけば、上記の関係が成り立つ。Cはこの場合測定した count rate として示されるので、count rate を知ることにより流量の変化をみることができる。このことを実証するために次の実験を行なった。

流量を変化しうるポンプにゴム管をつなぎ水流を作り、水流中に半導体検出器を挿入した。水流の上流からハーバードポンプを用いて ^{85}Kr 生食液を注入し、半導体検出器の検出する count を rate mater で連続的に記録した。

実験 1. 流量を一定とし、 ^{85}Kr 注入速度を変化させた場合。Fig. 13 に示すごとく ^{85}Kr の注入速度を2倍にすると count rate が2倍になった。

実験 2. 水の流量を変化させた場合。流量を 28.5ml/min., 23.5ml/min., 20.0ml/min., 14.5ml/min. と変化させ、 ^{85}Kr の注入速度を一定にしたところ、Table 4 に示すごとく流量の減少に逆比例して count rate が増加した。

考 按

カテ型半導体検出器は従来使用されている放射性検出器に比べ著しい特徴をいくつか備えている。これらの特徴のうちわかれわかれが着目したものにつき以下にのべる。

1) 小型であること

従来の放射線検出器に比し著しく小型であることが1つの大きな特徴であり、体腔内に放射線検出器を挿入するという立場からは小型であることは最大の利点である。

2) 堅牢であること

半導体検出器は機械的外力に対しても比較的強く、また寿命もこれまでの放射線検出器に比し著しく長い。従来の小型GM管が外力にも弱く、また quenching gas がごく少量のため寿命が著しく短く数回の使用にしか耐えなかったのと比較すると著しい特徴である。

3) 働作電圧が低く、高電圧を必要としないこと

GM管、シンチレーションカウンタはいずれも高電圧をかけることを必要とし、これが安定な高電圧供給回路が必要な要因となっていた。高電圧を必要とすることは、体腔内に放射線検出器を挿入する場合、安全性の点で大きな問題であり、数100Vの bias 電圧を必要とする小型GM管の臨床的応用に問題があったのはこのためである。また安定な高電圧をうることがかなり困難なことも問題であった。これに対し半導体検出器は、基礎実験

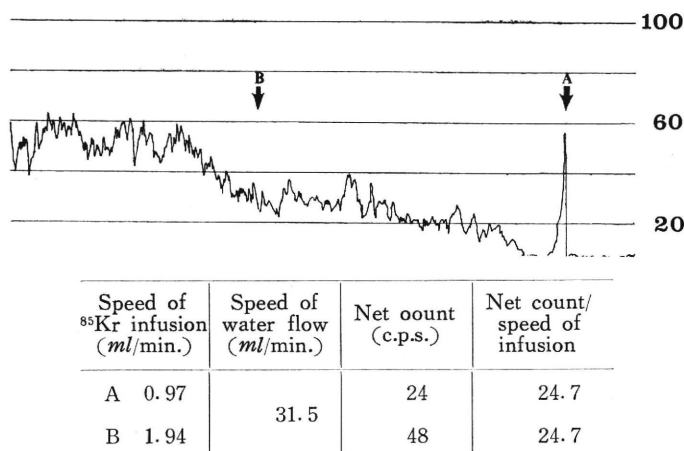


Fig. 13. Continuous flow measurement flow-const.

Table 4. Continuous flow measurement infusion speed-const.

Speed of ⁸⁵ Kr infusion (ml/min.)	Speed of water flow (ml/min.)	Net count (c. p. s.)	Flow × net count
1.94	A 28.5	34	969
	B 23.5	44	1034
	C 20.0	50	1000
	D 14.0	74	1074

3に示したごとく、10~50ボルトというきわめて低いbias電圧で操作できる。したがって高圧発生回路は不要で電池で十分であり、安定した電圧をうることができる。基礎実験3はまた、20~30ボルトの電圧変化があってもcount rateにほとんど影響しないことを示している。この程度のbias電圧を用いて人体内で電流のleakが起こった場合に人体内を流れる電流を計算するとたかだか数μAである。すなわち人体内を流れる電流を*i*とすれば

$$i = \frac{V_0}{R + R_h} \text{ と表わされる。}$$

V_0 : 電池電圧, R : 装置自体のもつ抵抗,

R_h : 人体の抵抗。

R_h は数10KΩなので R (数10MΩ)に対して無視しうる。したがって $i = \frac{V_0}{R}$ となる。いまかりに $V_0 = 20\text{volt}$ $R = 20\text{M}\Omega$ とすれば $i = 1\mu\text{A}$ である。人体内を180~200μAの電流が流れると心室細動を起こすが、約20倍の安全率をみて10μA以下の電流が流れても危険はないとされている¹⁸⁾。したがって本装置は安全に人体内に挿入できる。

4) 低 back ground であること

基礎実験1が示すとおり、適当な discriminator をセットすることにより thermal noise をほぼ完全に除去することができ signal-noise ratio の非常に高い状態で操作できる。実際にわれわれが行なっている測定においては back ground は10c.p.m. 以下である。

5) 局所分解能がよいこと

基礎実験6が示すように、カテ型半導体検出器はごく接近した部位の放射能に対しては感度がよいが、Sourceの位置が検出器から離れるにつれて感度は急速に悪くなる。このことは人体内で目的とする局所の放射能を測定するのに有利である。

6) 種々のβ線源に対して感受性があること

カテ型 windowless 小型 GM 管が ³²P には比較的感覺がよいが、弱いβ線に対して感度が悪いのに対し、カテ型半導体検出器は ⁸⁵Kr, ¹³¹I その他の弱いβ線に対しても感度がよい。したがって ¹³¹I でラベルした各種医薬品の特性を利用しうることが大きな特徴である。また短寿命のβ emitter の応用が将来の1つの動向となりえよう。将来カテ型半導体検出器の indicator として利用

Table 5. 将来利用しうると予想される核種

$^{132}\text{Te} \longrightarrow ^{132}\text{I}$ 3.2d 2.3h	β^{-1} 2.12 (18%) 1.53 (24%) 1.16 (23%) 0.9 (20%) others (15%)	many r
$^{90}\text{Sr} \longrightarrow ^{90}\text{Y}$ 28y 64h	β^{-} 2.26	no r
$^{42}\text{A} \longrightarrow ^{42}\text{K}$ 23.5y 12.4h	82% β^{-} to ground 3.08 (75%) 2.04 (25%)	no r
$^{144}\text{Ce} \longrightarrow ^{144}\text{Pr}$ 288d 17.3m	β^{-} (98%) 2.93 (95%) 2.3 (2%)	no r
$^{127}\text{Te} \longrightarrow ^{127}\text{Te}$ 105d 9.3h	99% β to ground 0.70 (99%)	no r

しうると予想される核種を Table 5 に示す。

以上述べたことはカテ型検出器として利用する上には有利な半導体検出器の特徴である。半導体検出器はこれらの他にも以下のような特徴を有しており、将来それらの特徴も臨床医学に応用しうると予想される。すなわち、

- 1) パルス立上り時間が短いこと。
- 2) エネルギー分解能がよいこと。
- 3) エネルギーと出力パルスの直線性がよいこと^{16,17)}。

以上のべた特徴を各種放射線検出器と比較して Table 6 に表示する。

半導体検出器の欠点としては1)自個増幅作用がないこと。2)光に感受性があること、が上げられる。1)に対しては高性能の preamplifier を用いることが必要となる。2)は半導体検出器を体腔内測定に使用する場合には問題にならない。

一般に p-i-n 型半導体検出器は p-n 型に対し高感度であ

Table 6. 各種放射線検出器の比較¹⁶⁾

	パルス電離箱	比例計数管	G-M計数管	シンチレーション・カウンタ	半導体検出器
検出体	ガス	ガス	ガス	固体	固体
増幅率	1	$10^1 \sim 10^4$	$\sim 10^7$	$\sim 10^6$	1
出口波高 (Volt)	$10^{-4} \sim 10^{-3}$	$10^{-4} \sim 10^{-2}$	$10^{-1} \sim 10^1$	$10^{-2} \sim 10^1$	$10^{-4} \sim 10^{-2}$
増幅器の電圧利得	10^{-4}	10^4	10^1	10^2	10^4
高ち上がり時間 (sec)	10^{-6}	10^{-6}	$10^{-4} \sim 10^{-3}$	$10^{-9} \sim 10^{-5}$	$< 10^{-9}$
エネルギー分解能 (%)	2~10	5~10	—	7~10	< 1
入射粒子エネルギーと波高の直線性	良	良	—	劣	優
印加電圧 (Volt)	10^2	3×10^3	10^3	10^3	$\sim 10^1$
検出放射線	$\alpha (\beta, r)$	$\alpha (\beta, r) n$	$(\alpha) \beta (r)$	$\alpha (\beta) r, n$	α, β, r, n
検出器の窓の有無	有	有	有	有	無
有効面積 (cm^2)	$1 \sim 10^2$	$1 \sim 10^2$	$1 \sim 10^3$	$1 \sim 10^4$	~ 1
堅牢性	中	弱	弱	弱	強

り、また高エネルギー β および r 線を容易に検出しうる点ですぐれている。しかし基礎実験7が示すように、p-i-n 型は p-n 型と異なり温度の影響を受けやすい欠点を持っている。また p-n 型の感度は低い bias 電圧のもとでは、p-i-n 型にそれほど劣るものではない。

以上の理由によりわれわれは p-n 型を採用した。しかし将来体温のもとで bias 電圧が低くかつ感度のよい p-i-n 型ができる可能性もあり、この二者の優劣はにわかには断定しがたい。

以上われわれの試作したカテーテル型半導体放射線検出器の特徴をのべたが、その優れた特徴より明らかなご

とく、人体体腔内に安全に挿入しうる小型放射線検出器としてその臨床医学への応用範囲はきわめて広いと考えられる。

以下に本検出器応用の可能性についてのべる。

1. 血管内使用

1) 循環時間の測定

循環時間の測定は心不全の診断、短絡を有する先天性心疾患の診断、体液貯留の鑑別診断などに重要な役割を果たすものである。従来行なわれている方法としては、(1)自覚的方法としてデコリン法、エーテル法、ビタミン B₁ 法など、(2)他覚的方法としてロベリン法、ヒスタミン法

放射性同位元素法などがある。(1)は被検者の感覚に頼るために信頼性に乏しい。(2)のロベリン法は咳の出現を、ヒスタミン法は顔面の潮紅を判定指標とするものであるが、やはり信頼性に問題があると思われる。従来の放射性同位元素法は体外計測の可能な部位についてのみ応用しうるものでおのずから限界がある。カテ型半導体検出器を用いれば、これを血管内に挿入し、目的とする2点の終点におき、始点より適当な indicator を流すことにより種々な部位の循環時間を正確に測定することができる。われわれは応用実験1で犬を用いて大腿一下大静脈時間、大腿一肺時間の測定を行なうことを示した。またわれわれは先にカテ型小型GM管を用いて行なった犬の冠循環循環時間の測定を報告してきたが、さらにこれを人体において行なうことを考慮中である。

2) 血流量の連続的測定

応用実験2に示した原理と方法を用いて目的とする部位の血流量の変化を連続的に追跡することができる。たとえば半導体検出器を大動脈または肺動脈に挿入して心拍出量の変化を連続的にみることができる。この方法は従来の心拍出量の測定法である Fick 法、色素希釈法、 ^{131}I 標識ヒト血清アルブミンの希釈過程を体外から計測する方法と異なり、連続的には拍出量の変化を測定することが大きな特徴である。また肝静脈に本検出器を挿入して肝血流量の変化を観察できる。また簡単な電子計算器と接続し、外科手術中の心拍出量の monitor となりうるものである。

3) 短絡の診断

心内外異常短絡の診断は従来次のような方法により行なわれている。(1)カテーテル法により摂取した心、血管内各所の血液サンプルの酸素飽和度測定により短絡を推定する方法。(2)Wood らにより開発応用されている色素希釈曲線の解析による方法。ラジオアイソトープを利用したものとして、(3) ^{85}Kr を用いる方法。すなわち、右心で ^{85}Kr を流し、末梢動脈血中へ出現する ^{85}Kr を測定することにより右→左短絡を、左心で ^{85}Kr を流し、呼気中 ^{85}Kr ガス出現を検出することにより左→右短絡を診断する。(4)心臓部にシンチレーションデテクターをおき静注したラジオアイソトープ(γ -emitter)の希釈曲線を体外測定により描き解析する方法。これはカテーテルを挿入する必要がなく、連続採血もしなくてすむので優れた方法であるが、短絡のスクリーニングテストにとどまり、正確な短絡局在の決定は困難である。(5)水素に感受性を有

する白金電極を下大静脈または肺動脈に挿入し、吸入した水素ガスの右心への出現時間を測定することにより左→右短絡を測定する方法^{23,24)}。このほか Fiber optics を用いて心腔内短絡を直接観察することも考えられているがまだ実際に応用できる段階ではない²⁵⁾。半導体検出器を右室内に挿入して左室内でラジオアイソトープ(β -emitter)を流すことにより、左→右短絡を、また左室、大動脈に挿入し、右室内にラジオアイソトープを注入することにより右→左短絡を診断することができる。この方法は短絡の診断をX線透視下で継続的に、ただちに行ないうる点で優れたものであろう。また従来の方法では知りえなかったような小さい短絡も発見しうると考えられる。

2. 気道内使用

前述したごとく、 ^{85}Kr は肺から95%以上ガスとして排出されるので、本検出器を気道内に挿入し、 ^{85}Kr を大動脈で流すことにより体循環一肺循環吻合を、また門脈内に流すことにより門脈系の側副血行路の存在を診断することができる。

3. その他の管腔内使用

半導体検出器を腸管内に挿入し、静注した ^{32}P の放射能が腸粘膜に出現するのを検出することにより、腸内血流障害を診断できる¹⁸⁾。また ^{32}P 標識赤血球を静注し、腸管内出血部位の診断が可能である。同じく ^{32}P を用いて胃、腸管内悪性腫瘍の診断にも利用でき消化器疾患への応用面もきわめて多岐にわたっている。膀胱内に本検出器を挿入し静注した指示物質の尿中排出時間測定にも応用しうる。

4. 各種生検への応用

カテーテル型とは違うが、針の先端に半導体検出器をつけた needle type semiconductor detector を用い^{19,20)}、腎、肝、脳腫瘍などの生検をより確実に行なうことができる。すなわち、あらかじめ、目的組織に集まる放射性同位元素を投与しておき、半導体検出器をつけた生検針が確実に目的組織にはいったことを放射能を検出することにより確認することができる。

以上のべたように本検出器の臨床医学への応用範囲はきわめて広い。われわれは現在各方面への応用を試みつつあるが、将来新しい優れた診断技術として非常な発展性をもっていると考えている。

結 語

1. 近年注目されている新しい放射線検出器

である半導体放射線検出器を紹介し、その原理、構造、種類を解説した。

2. 半導体放射性検出器を臨床医学へ応用する目的でわれわれ本検出器を先端にとりつけたカテーテル型半導体放射線検出器を試作した。

3. カテーテル型半導体放射線検出器を用いて行なった基礎実験により本検出器が、安全性、安定性、直線性、感度等においてきわめて優れたものであり、臨床的に応用しうるものであることを証明した。

4. 犬を用いて本検出器により循環時間の測定を行なった。また連続流量測定法に応用しうることを実験により示した。

5. カテーテル型半導体放射線検出器は小型で十分人体体腔内に挿入しうるものであり、その堅牢であること、bias 電圧が低いこと、弱い β 線および γ 線に対しても感受性をもつ点で従来のカテ型小型GM管にすぐれており、安全に人体に応用しうるものである。その応用範囲はきわめて多岐にわたると考えられる。

この研究の実施にあたり、ご協力ならびに種々の提案をいただいた東芝中研寺田実男博士、東大上田内科山田英夫博士、木谷健一博士に感謝する。

文 献 1) Selvestone, B., Sweet, W. H. & Robinson, C. V.: Ann. Surgery, 130: 643, 1949. 2) Hale, B. T.: The Lancet Aug, 12, 343, 1961. 3) Youdin, M., Anton, N. G. & White, R. L.: Adrance copy prepared for inclusion in a forth coming text-book. 4) Ueda, H.,

Koide, T., Iio, M., Nakanishi, A. & Ito, I.: Japanese Heart J., 6: 327, 1965. 5) McKay, K. G.: Phys. Rev., 84: 829, 1951. 6) Mayer, J. W. & Gosick, B. R.: Rev. Sci. Instr., 27: 407, 1956. 7) Pell, E. M.: J. Appl. Phys., 31: 91, 1960. 8) Bailly, N. A. & Grainger, R. J.: Rev. Sci. Instr., 32: 855, 1961. 9) Friedland, S. S., Mayer, J. W. & Wiggins, J. S.: Nucleonics, 18: 54, 1960. 10) Hertz, C. H. & Gremmelmaier, K. R.: Acta. Radiol., 54: 69, 1960. 11) Jones, A. R.: Phys. Med. Biol., 8: 451, 1963. 12) Guldbrandsen, T. & Madsen, C. B.: Acta. Radiol., 58: 226, 1962. 13) Bailly, N. A. & Norman, A.: Nucleonics, 21: 64, 1963. 14) Friedland, S.S. et al.: Nucleonics, 22: 49, 1964. 15) Horwitz, N. H., Lofstrom, J. E. & Powsner, E. R.: Radiology, 81: 132, 1963. 16) 小林久信: Radioisotopes, 13: 323, 1964. 17) Terada, J., Ebara, Y., Yoshida, J. & Kobayashi, T.: Toshiba Review, 1: Summer, 1963. 18) Starmer, C. F., Whalen, R. E. & McIntosh, H. D.: Am. J. Cardiol., 17: 437, 1966. 19) Wright, P. W.: Clinical Research, 12: 289, 1964. 20) Lauber, A. & Rosencrantz, B.: Report No. AE 162 from A B Atomenergi, Stockholm, Sweden, 1964. 21) Appelgren, K. L., Lewis, D. H. & Häggendel, E.: Scandnav. J. Clin. & Lab. Investigation, 17: 511, 1956. 22) 寺田実男, 高柳誠一, 小林哲二: 東芝レビュー, 21: 176, 1966. 23) Clark, L. C., Jr. & Barger, L. M., Jr.: Science, 130: 709, 1959. 24) Ribeilima, J., Blümchen, G. & Cohen, A.: Zeitschrift für Kreislaufforschung, 54: 194, 1965. 25) Goldman, J. H., Bereskin, S. & Shackney, C.: N. E. J. 273: 1477, 1965.

*

*

*

Summary

Clinical Application of Catheter-type Semiconductor Detector

Hideo Ueda, M. D., Yasuhito Sasaki, M. D., Sigekoto Kaihara, M. D.,
Masahiro Iio, M. D., Seiichi Takayanagi, B. En., Tetsuji Kobayashi, B. Si.

The development of catheter-type micro G-M counter made it possible to measure continuously the instantaneous or integrated radioactivity of the tissue adjacent to the detector. Application of the detector for clinical medicine, however, was limited because of high operation voltage and its restricted sensitivity to high energy beta rays.

Compared with this, semiconductor detector has such advantages as low operation voltage and sensitivity to wide range of beta radiations. We made this detector into catheter-type and investigated its usefulness in the field of nuclear medicine. The device used in our experiments is 7 mm. in diameter and 15 mm. in length.

The basic characteristics of the device were studied including noise level, reproducibility, effect of bias voltage and temperature on countrates, lineality of countrates to concentration of the radiation sources, sensitivity and isoresponse curve. Circulation time was measured in dogs from femoral vein to inferior vena cava and to trachea using krypton-85, with the detector inserted into the points of aim. Experiment with circulating models showed the possibility of continuous measurement of the blood flow using krypton-85 infusion.

The possible uses of the catheter-type semiconductor detector in medicine were discussed.

* * * * *

* * * *