

最近の医療における計測技術の動向

Trend in Instrumentation in Medicine

Observation and measurement of the interior of the body is usually done by the exterior measuring method because of its degree of safety. This kind of measurement is of two types. The first measures the active potentials of each cell, the vibrations caused by the opening and closing of the cardiac valve, and other organ activities. With the second, supersonic waves or radio isotopes are applied to the body and exterior reactions are observed. With both types, the problem has been the removal of foreign signals and noises from the organs intervening between the measuring point and the target. This article discusses some current measuring devices including the bioelectric measuring system, the ultrasonic diagnostic system, and the nuclear diagnostic system, in terms of recent trends, problems and solutions.

鈴木孝治* Takaji Suzuki
 児玉真塩** Mashio Kodama
 山口博司** Hiroshi Yamaguchi
 佐藤 裕*** Yutaka Satô

1 緒 言

医療における計測の対象となる生体は、外部刺激や精神的影響に対して複雑な制御機能を備えているために、計測を行なう際に外部より浸襲を加えたり、苦痛を与えると測定値が著しく変化するおそれがある。従って、計測に必要なトランスジューサによる生体への生理的、心理的影響は極力小さくすることが望ましい。

そのために、医療においては、まず、直接体内の測定対象に触れることなく体外より計測を行ない、その結果として異常が疑われる場合に、次いで生体内にトランスジューサを挿入する生体内計測が用いられる。

このようにして医療における計測の主流は、体外計測で、体外より体内で発生した心筋、脳細胞の活動電流や、血管拍動、心臓の弁の開閉、血流などの機械的振動を検出して計測する方法と、体外よりX線、超音波、放射性同位元素（以下、R Iと略す）などを加えその反応を体外で計測する方法とが最も広く用いられている。

一方、必要に応じて用いられる体内計測においても、生体への影響を極力少なくするために、トランスジューサの小形化、複合化及びテレメータ化などの努力が払われている。

本稿では、このような医療における計測の特殊性を中心に、計測の現状と問題点を紹介し、次いで、現在医療において中心的計測手段として用いられている心電計、脳波計などの生体電気計測装置、超音波応用計測装置及びR Iを利用した核医学測定装置の最近の動向について述べる。

なお、医療における計測としては、生体を直接測定対象とする計測と、生体より採取した試料を測定対象とするものがある。後者には、免疫抗体反応を利用した計測法など医療独特の計測法があるが、生体を対象とした計測技術としての特殊性は少ないので、本稿では省略する。

2 医療における計測の現状と問題点⁽¹⁾⁽²⁾

医療における計測の主流である体外計測法には、体内で発生したエネルギーを組織を介して体表面より取り出して計測

し、体内の計測値を推定する受動的な方法と、外部より適当なエネルギーを加え、その反応を体外で計測し、体内の測定値を推定する能動的な測定法とが用いられている。

受動的な計測法としては、各組織細胞の活動電流を計測する心電計、脳波計などの生体電気計測装置、心臓内の弁の開閉及び血流によって生ずる機械的振動を計測する心音計、血管拍動に伴う機械的変位を計測する脈波計などがある。

このような計測は、各測定対象より離れた点で測定するため、その間に介在する組織の伝達特性及びトランスジューサと生体との結合に十分な考慮が必要である。例えば、心音計において、外来騒音に対して有利な加速度検出形のピックアップが用いられるが、その測定時の周波数特性は生体のスチフネス、ピックアップの質量及び生体側の付加質量とで決まる。そのため、測定系の共振周波数が600Hz以上になるようにする必要がある。

また、このような計測においては、測定対象と離れているため、計測対象外の信号が混入するので、その判別に十分な対策を必要とすることが多い。例えば、胎児心電図の計測においては、母体の腹壁上に電極を装着して行なわれるが、胎児心電図に母体の心電図及び腹壁の筋電図が混入する。母体心電図は、その心拍が胎児の心拍に比べて約 $\frac{1}{2}$ 程度であるため、筋電図は周期によりその波形と区別がつくことが多いが、このような信号を用いて心拍数を自動的に計測する場合には、その除去の自動化が必要となる。

生体に適当なエネルギーを加えて、その反応を調べる能動的な計測法としては、光、圧力、電流などを加えて機能の測定を行なうものと、X線、超音波及びR Iを加えて、臓器の形態的計測を主目標とするものがある。

前者の測定は測定対象と離れているため、その間に介在する組織の影響は受動的な測定と同様である。例えば、加圧による血圧測定は、上腕部にカフと呼ばれる加圧帯を巻き付け、最高血圧以上に加圧した後に、2～5 mmHg/s のスピードで減圧を行なう。このときカフ圧を最高血圧以下にすると血流

* 日立製作所中央研究所

** 株式会社日立メディコ柏工場

*** 株式会社日立メディコ大阪工場

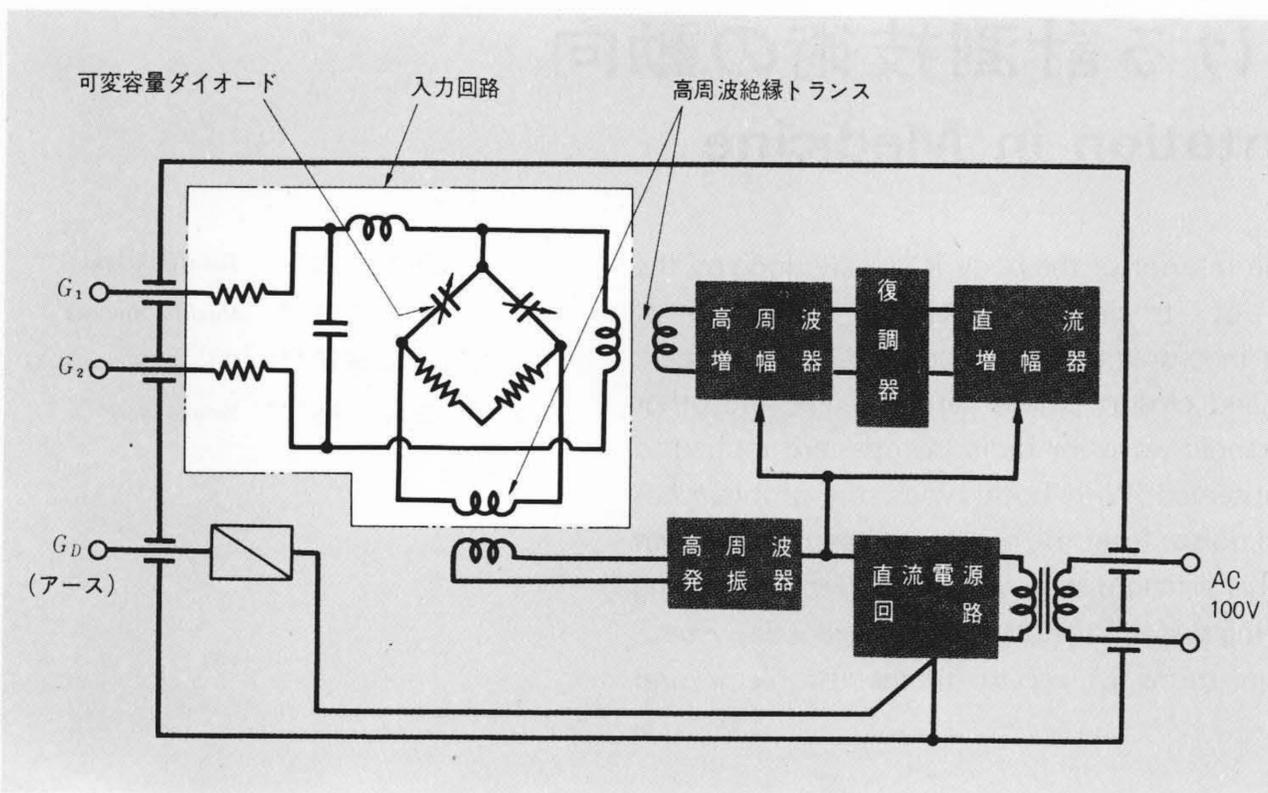


図1 入力回路分離式心電計回路例 高周波絶縁トランスで、生体と心電計回路を絶縁し安全性を高くしている。
Fig. 1 Example of Circuit for Isolated Input Electrocardiograph

を生じ、Korotokoff Sound と呼ばれる音を生ずる。カフ圧を更に下げて、最低血圧以下にすると血流のしゃ断がなくなり Korotokoff Sound が消滅する。従って、Korotokoff Sound の出始めた点と、消滅した点とを最高血圧、最低血圧として計測されるが、測定中に腕を動かすと雑音を生じ、正確な血圧測定が困難となる。このような方法を監視用として連続的に使用するとうっ血などを生ずる問題もあり、連続使用可能で、しかも患者の動きに対して安定な測定のできる血圧測定装置の開発が望まれている。

一方、X線を利用した形態的測定では、その測定対象までの経路上に空気の介在は問題はないが、軟部組織での低コントラストと、X線障害とが問題になる。その点超音波は軟部組織で高いコントラストの像が得られ、生体への障害も少ないなどの利点があるが、測定経路に空気層が入ると測定できないことや、分解能が悪い点が問題となる。RI を体内に注入し、その分布を測定するものでは、組織選択性があり測定対象までの経路に介在する他組織の影響を受けない点が良いが、分解能が悪い点が問題となっている。

以上、体外計測を主体に医療の計測の現状と問題点について述べたが、以下において、この中より最も臨床的に使用されている生体電気計測装置、超音波応用計測装置及びRIを用いる核医学用測定装置の最近の動向につき述べる。

3 生体電気計測装置

生体電気計測装置としては心電計、脳波計、筋電計などがある。心電計は、心筋の活動電流を手足、又は胸壁に取り付けた電極を介して取り出し増幅記録するもので、心筋梗塞、不整脈などの心臓疾患の診断に利用されている。また脳波計は、頭皮上より電極を介して脳細胞の活動電流を取り出し、増幅記録をするもので、てんかん、脳腫瘍などの診断に利用されている。更に筋電計は、骨格運動筋などの活動電流を電極を介して取り出し増幅記録するもので、運動系及び神経系の疾患の診断に用いられている。

このような生体電気計測装置においては、各臓器の活動電流を体表面に塗布した電解質を介して金属電極に導くため、金属電極間に0.1~0.2V内外の大きな分極電圧が発生したり、あるいは電極と体表面の相対運動により分極電圧の大きな変

動を生ずることが問題となる。特に、重症患者を長時間にわたって連続監視する場合に問題となるため、AgとAgClを焼結した不分極電極材を電極とし、電極面の電解質が体表面の動きの影響を直接受けないように隔壁を設けた電極が開発されている³⁾。一方、分極電圧は電解質と電極間の電流によって生ずるため、体表面と電極間を直流的に絶縁し、静電結合で生体電気を取り出すため、誘電率の大きい圧電材を用いた電極⁴⁾の開発も行なわれている。

このような電極を介して生体より取り出される電圧は、数十マイクロボルト~数ミリボルトと低いため、高入力インピーダンスを有する低雑音差動増幅器を必要とする。昭和40年前後には、このような生体電気計測用増幅器の半導体化は困難視されていたが、ダイオード変調器、又は可変容量形変調器を用いた半導体化心電計、脳波計が開発された。しかし最近では、低雑音の電界効果形トランジスタの開発、又は、低レベル動作の集積回路(IC)化シリコントランジスタ増幅器の実現により、直結形半導体増幅器が用いられるようになった。

前述の生体電気計測用増幅器は、電極を介して生体に直接接続されるため、その安全性が重要な問題となっている。すなわち、生体と増幅器が接続されるために、電源トランスの一次、二次間の短絡により、また直流電源電圧の入力回路への短絡電流によって生体にショック電流が流れる。

このようなショック電流の発生を防止するために、電源トランスに二重絶縁トランスの採用や、図1に示す入力回路分離方式の増幅器が用いられるようになってきた⁶⁾。

更に、生体電気計測装置の信号周波数帯に50~60Hzの商用電源周波数が含まれるために、電灯線からの漏れ電流や静電、電磁結合などによる誘導雑音の混入が問題となる。このような誘導雑音を除去するため、周期性雑音除去回路⁵⁾が用いられている。

すなわち、図2に示すように増幅器で増幅された信号を、50~60Hzの選択増幅器に通した後に、90度位相のずれた50~60Hzの信号で周期整流を行ない平滑化し、50~60Hz成分を取り出す。次いで、各直流出力を同期整流で用いた信号で変調し、50~60Hzの信号にもどし、前記増幅器の出力に負帰還することによって除去することができる。本除去法を用いることによって、50±0.3Hzの帯域で、30dB内外の減衰量を有す

る帯域除去フィルタが実現され、生体信号にひずみを生ずることなく、50~60Hzの商用電源よりの誘導雑音の除去が達成されている。

4 核医学測定装置

R I をトレーサとして用いる核医学測定装置は、静脈又は経口的に R I を投与することによって、各臓器のガンや腫瘍の診断から、心臓の心拍出力、腎臓の血流量及び排泄能力、あるいは肺内のガス分布、血流分布などの測定に至るまで広く用いられている。

この R I を利用した測定装置として、最も中心をなすのが人体に投与された R I の体内における蓄積の分布状態を体外より計測し、これを二次元的図形として表現する R I イメージ装置である。これらは大別して、

- (1) 走査形 R I イメージ装置
 - (2) 静止形イメージ装置
- とに分けられる。以下、この主要な二つの装置につき述べる。

4.1 走査形 R I イメージ装置

本装置の代表的なものは、シンチ スキャナで、図 3 に示すようにディテクタ部、スキャン機構部、計測電子回路部及びドット、あるいはホト記録部より構成されている。

スキャン機構部で、ある方形面内をディテクタ部が機械的に走査され、各対応位置において一定方向に感度指向性を有するコリメータを通して人体内の R I より放出される γ 線をディテクタ部で検出する。ディテクタ部においては、ヨウ化ナトリウム (Na I (Tl)) 結晶により γ 線を可視光に変換し、光電子増倍管とプリアンプで増幅し、計測電子回路部でエネルギー選択と計数とを行ない、一定カウントごとにドット、又はホト記録器に記録を行ない、図 4 に示すような二次元像を作成する。

通常、ガンや腫瘍の診断は、その部位への R I の分布が欠損として現われるために、微少部分の計数減をもって行なう必要があり、均一性が重要となる。しかし、従来のシンチ スキャナにおいては、走査各部の計数は一定時間ごとに進めるため、各部の計数期待値に対する統計的変動量の比が計数値の平方根に逆比例するため、得られた像の均一性は悪くなる。

従って、各点の計数期待値に対する統計的変動量を一定にする図 5 に示す等カウント スキャナ⁽⁷⁾を開発した。すなわち、各部の計数値が一定計数値に到達したとき、次の部分に走査を進めるスキャン方式で、図 4 (b) に示すように極めて良質の像が得られている。

4.2 静止形イメージ装置

シンチ スキャナでは各点を計数しながら走査を進めるため、二次元像を得るのに数十分を必要とし、患者への負担が大きい欠点がある。この欠点をなくすため各点で発生した γ 線を同時に計数して像を作成する静止形イメージ装置が開発された。本装置は各種のものが考案されたが、現在では Anger ら

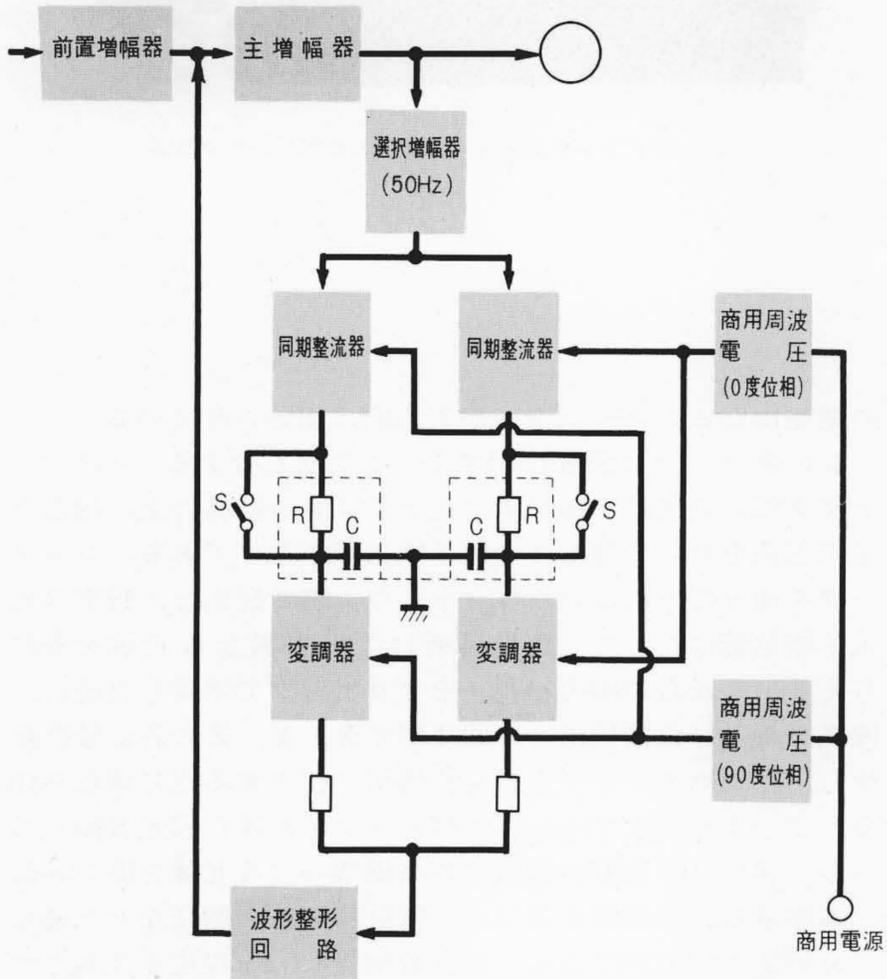


図 2 商用周波誘導雑音除去回路 出力端より撰択増幅器と同期整流器で商用周波数成分を検出し、再びその出力を変調して、負帰還し、商用周波数成分を除去している。

Fig. 2 Circuit for Elimination of Commercial Power Frequency Noise

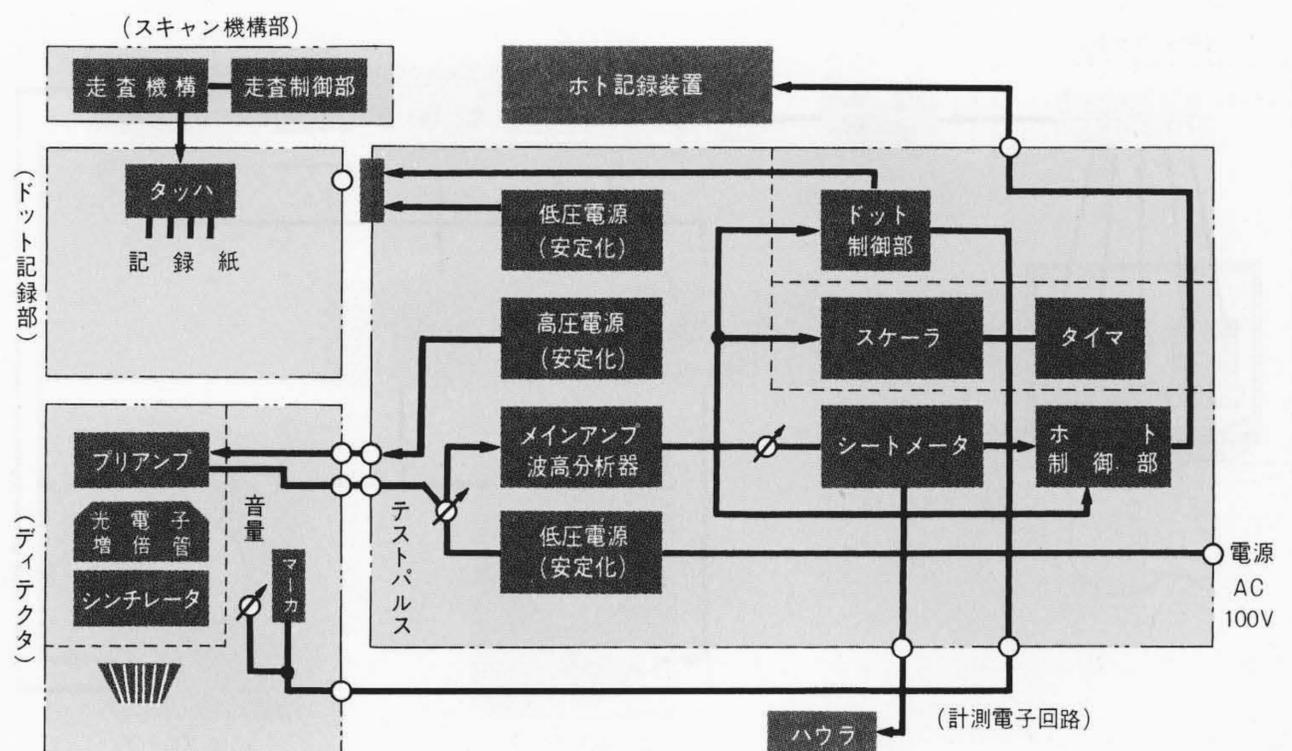
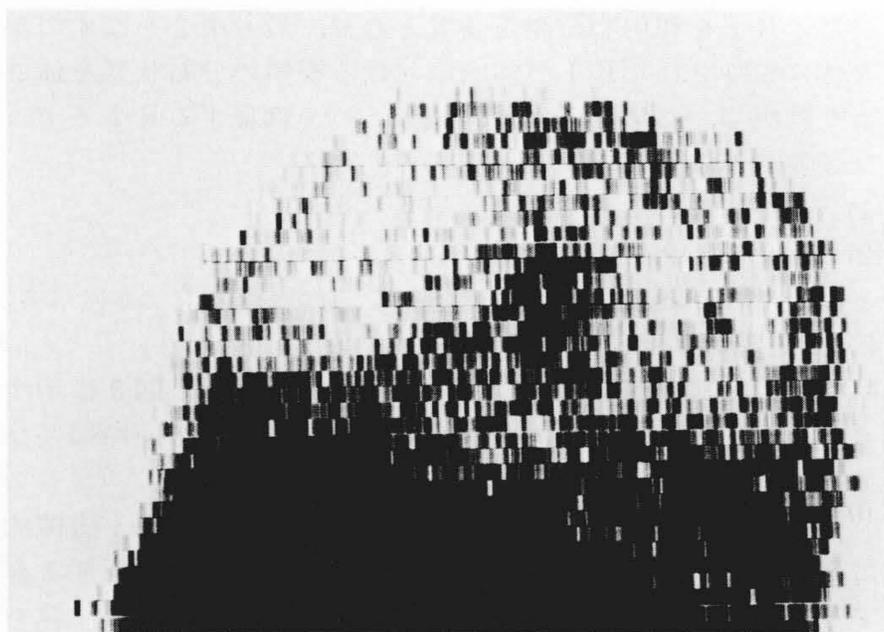
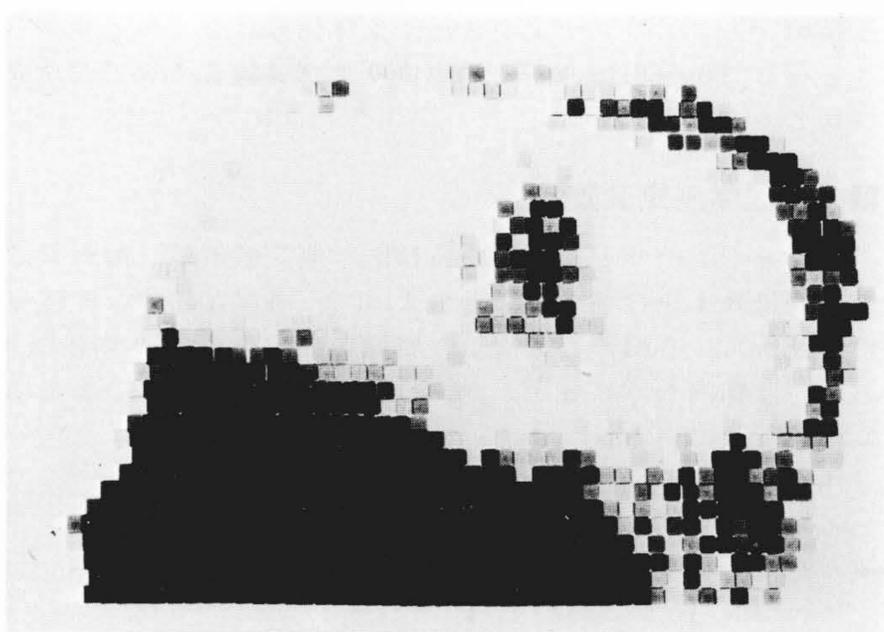


図 3 シンチ スキャナのブロック
ディテクタ部を走査しながら、生体上の各点の γ 線数をカウントし、そのカウント数に比例したドット数を記録紙上に記録してシンチグラムを撮像する。

Fig. 3 Block Diagram of Scinti Scanner



(a) 従来のシンチスキャナで得た頭部シンチグラム



(b) 等カウント式スキャナで得た頭部シンチグラム

図4 シンチグラム例 頭部を側面よりとったシンチグラムで、(a)は従来の装置で、(b)は等カウントスキャナで測定したもので、中心に脳腫瘍と考えられる陰影が見える。

Fig. 4 Clinical Data of Scintigram

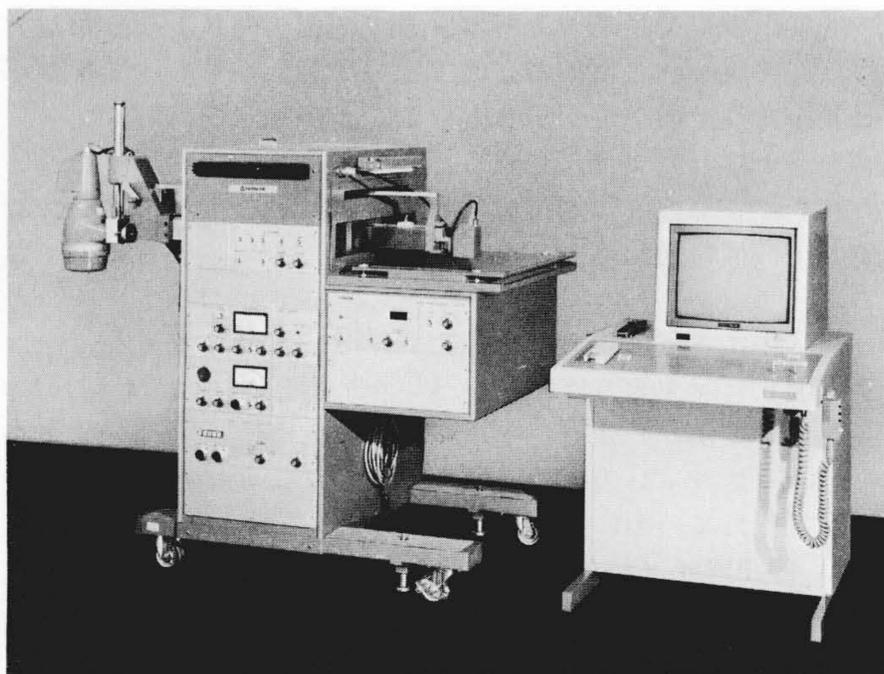


図5 等カウント式シンチスキャナ 左端よりディテクタ部、計測部及び記録部、指示部の順に並べられている。

Fig. 5 Iso Count-Scintiscanner

の開発になるシンチカメラが実用的に用いられている。

シンチカメラは図6に示すような構成を有する。そのディテクタ部は直径約30cmのヨウ化ナトリウム結晶の上に適当な光伝送系を介して19本の光電子増倍管を並べてある。コリメータを通ったγ線はヨウ化ナトリウム中で発光し、19本の光電子増倍管に対して、発光場所によって異なる光量を各に与える。これらの出力パルスをプリアンプで増幅した後、波高分析及び位置検出計算回路部でX、Y、Zの各信号を発生し、オシロスコープ上の発光場所に相当する点に輝点を作る。このようにして作られた輝点をフィルムに露光蓄積していき、 $10^4 \sim 10^5$ 程度の輝点で対象臓器の二次元像を得ている。

本装置は、遅延線を用いた位置計算回路の開発などを通して分解能の向上が図られ、固有分解能4.8mm程度が実現されているが、更に高分解能を達成するため、光電子増倍管の本数を19本より37本へ増加、あるいは光増幅器の導入などが行なわれている。

RIイメージ測定装置の最も有用な応用領域は、ガンや腫瘍の診断であり、その転移までを含めたRIイメージの全身

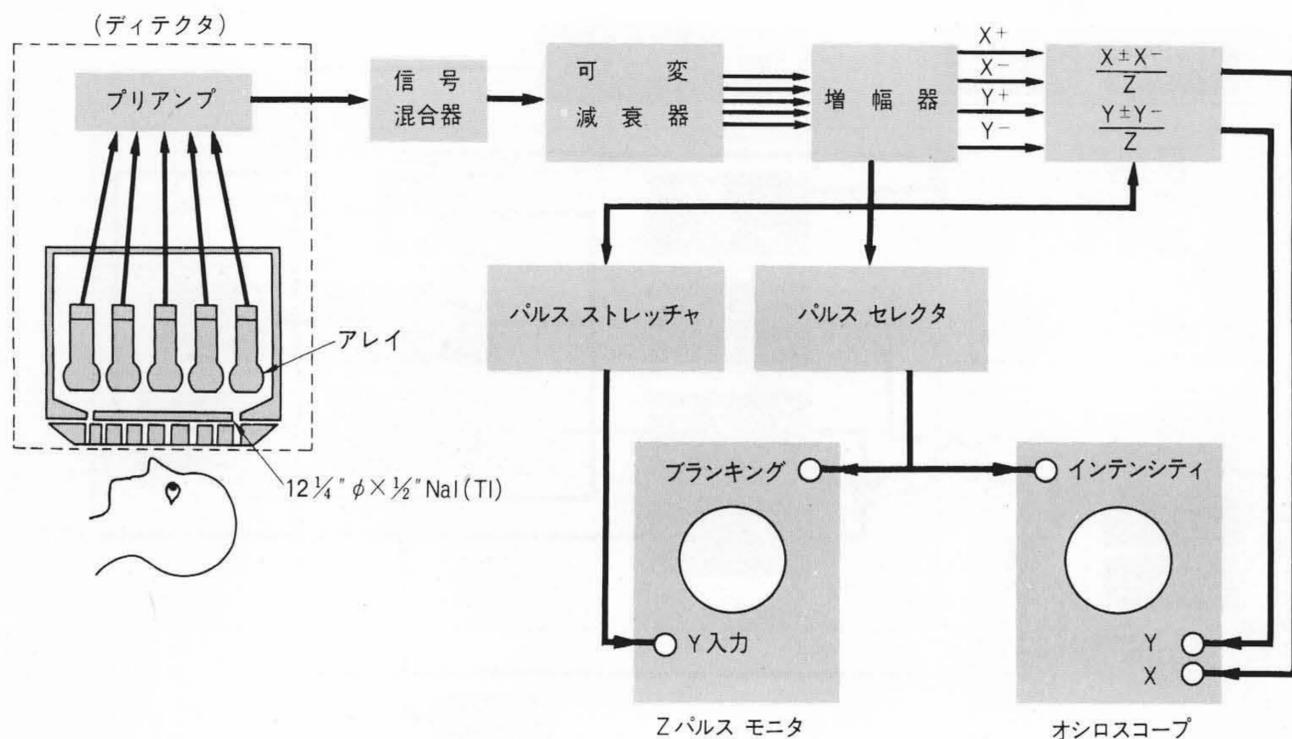


図6 シンチカメラのブロック図 ディテクタ部でγ線が入力すること各光電子増倍管で、その出力を計測し、信号混合器可変減衰器、増幅器などで入力位置を計算し、オシロスコープに表示する。

Fig. 6 Block Diagram of Scinti Camera

計測の必要性が高まっている。従来の全身計測には、シンチスキャナが用いられたが、時間を要するため、シンチカメラを走査する **Omni View** と呼ばれる装置が開発され注目を集めている。

5 超音波応用計測装置

超音波を応用した医療用計測装置としては、生体内をほぼ等速に進む超音波パルスが、生体内の機械的インピーダンスの差により反射を生ずることを利用して、心臓などの臓器の形態と胆石などの病理的变化の検出を行なうものと、血流などの運動体より反射波が受けるドップラシフトを利用して血流速度の計測を行なうものがある。

5.1 超音波反射パルス応用計測装置

超音波の反射パルスを利用した計測装置としては、振動子がある点に固定して、その反射波の振幅を時間軸に対して表示する **A** スコープと、振動子の位置及び方向を適当に動かして、各位置及び方向に対応するオシロスコープ上の位置に、反射波の大きさによって輝度変調をかける **B** スコープとがある。**A** スコープは第3脳室の位置、またはその拍動の計測に多く用いられるのに対し、**B** スコープは腹部や乳房などの臓器撮像に広く用いられている。

X線による障害に対して超音波の障害は少ないため、単に

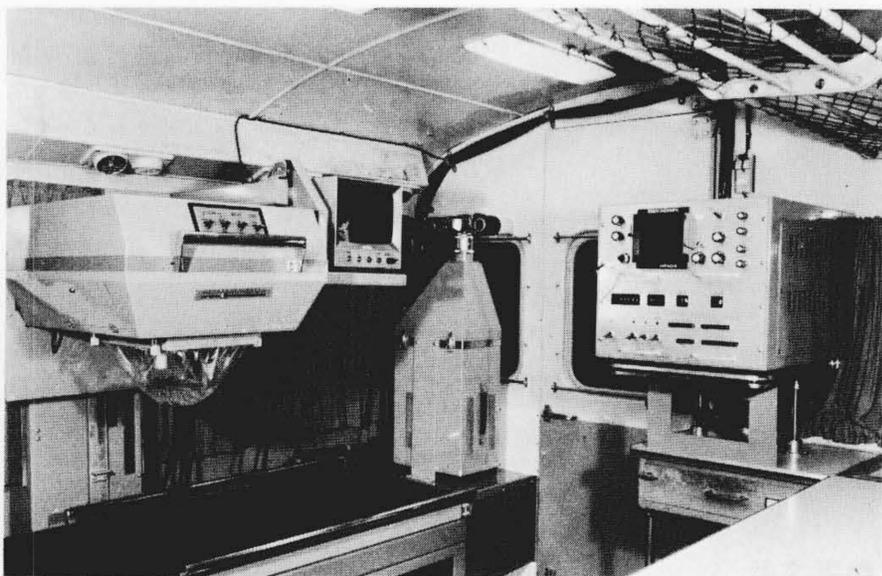


図7 集団検診車に設置された乳房用超音波撮像装置 左端がスキャナ部で、これを乳房上において撮像し、右端の本体にあるモニターで観察しながら、集団検診を進める。

Fig. 7 Ultrasonic Tomographic System for Breast Tumor, Equipped in Mass-examination Car

診療のみならず、図7に示すように集団検診車内に設置され、乳ガンの検診にも利用されている。

超音波撮像においては、方位及び時間分解能の向上と高解調度の表示が進められている。

5.2 超音波血流測定装置

血圧測定と同様に、血流測定は医療においては重要視され種々の血流計が開発されている。すなわち、血管を切断して血管の間に血流計が挿入できる場合にはロータメータが、血管の露出が可能な場合には電磁流量計が使われてきた。しかし、臨床的には体外より患者への侵襲のない血流計測法の開発が望まれ、超音波のドップラシフトを利用した血流計が最も期待されている。

超音波ドップラ式血流計は、図8に示すように超音波を血流に向かってあてた場合、その反射波が次式で示すようなドップラシフトを受けることを利用したものである。

$$f_d = 2v \cos \theta \cdot f_0 / c$$

但し、 f_d : ドップラシフト量

v : 血流速度

θ : 超音波ビームと血流の交差角度

c : 超音波の血流伝搬速度

本血流計では、ドップラシフト信号より血流波形を得るため、**Zero Cross Counter**が用いられる。血流の方向指示もで

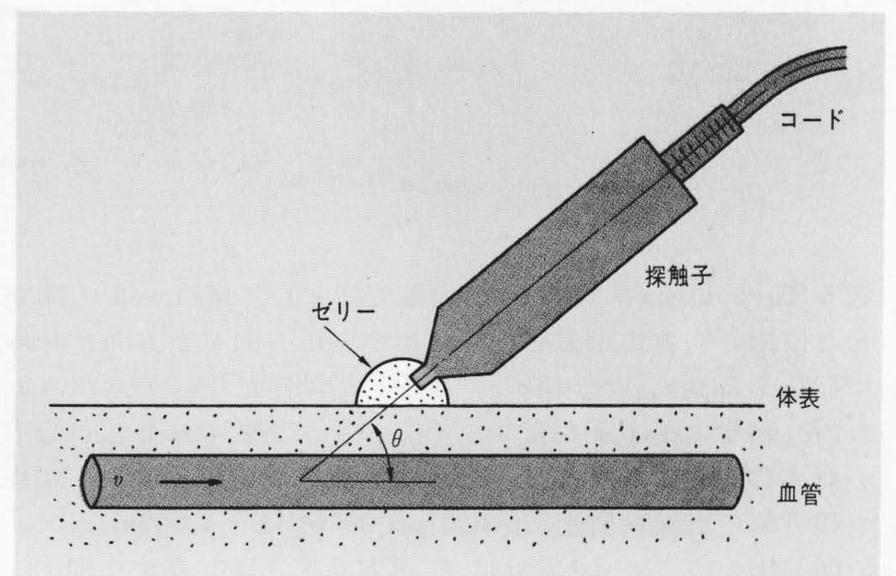


図8 ドップラ式超音波血流計の原理図 2分割の探触子で、一方で送波し、他方で受波して、送波のドップラシフトを計測する。

Fig. 8 Principle of Ultrasonic Doppler Rheograph

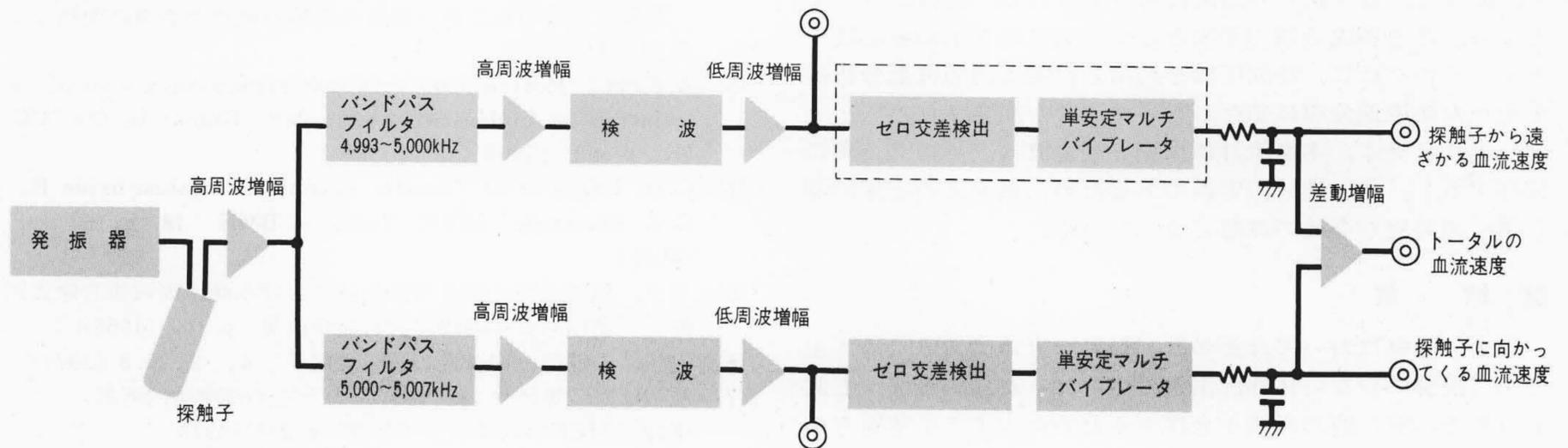


図9 デュアルフィルタ式方向指示形超音波血流計ブロック図 順方向と逆方向のドップラシフトを分離するところに特徴がある。

本装置は、バンドパスフィルタで、

Fig. 9 Block Diagram of Directional Doppler Rheograph With Dual Filter Method

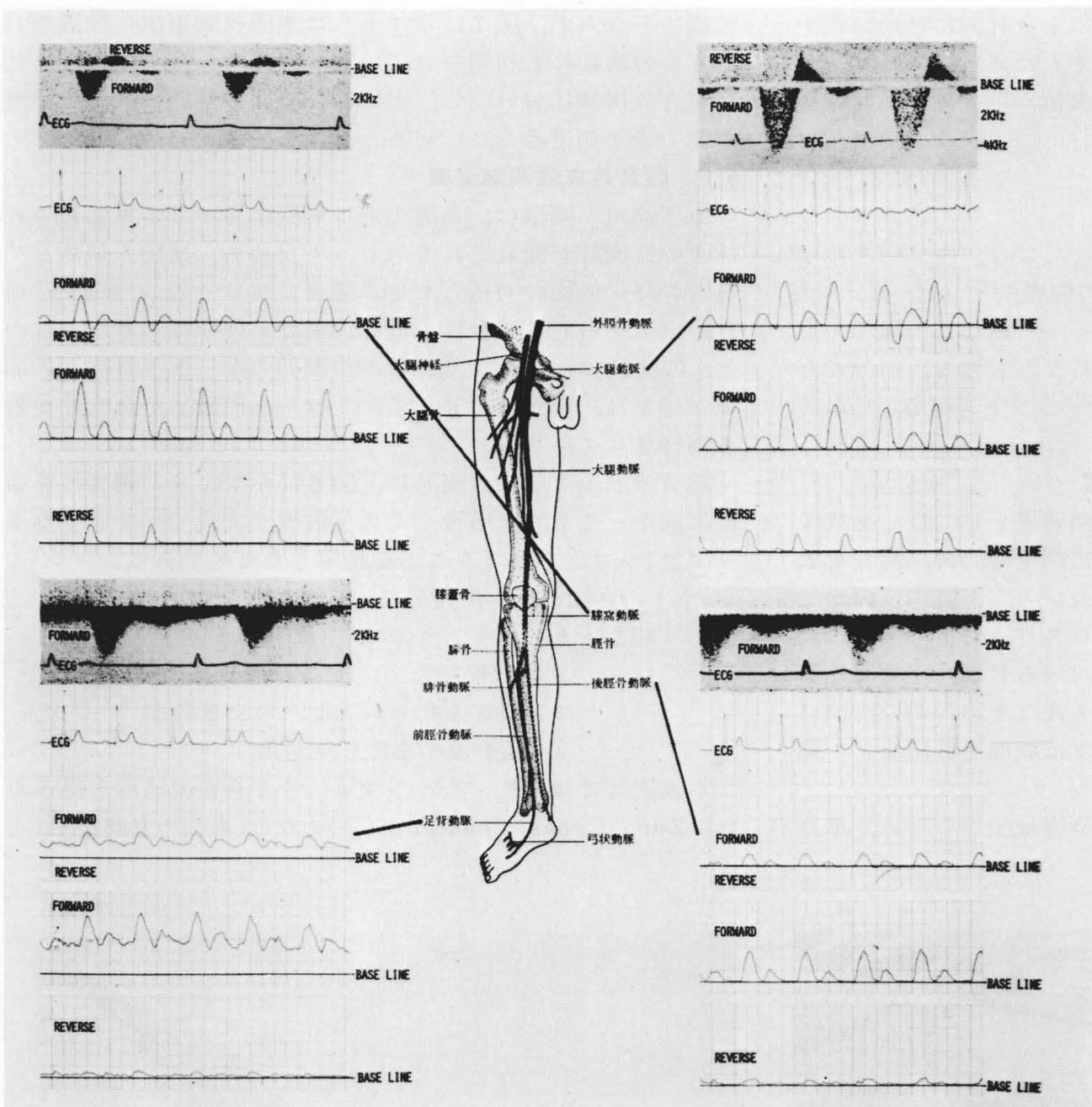


図10 ドップラ式超音波血流計の測定例 各部の血流波形を示す。順方向と逆方向の流れが、よく記録されている。
Fig. 10 Clinical Data of Directional Doppler Rheograph

きる Zero Cross Counter 式血流計として McLeod の開発した位相弁別方式が製品化されたが、正方向と逆方向が同時に存在する血流計測の場合には正しく動作しない欠点があるため、図9に示すようなデュアル フィルタを用いた方向指示形血流計が開発された⁽⁸⁾。すなわち、血流測定に適する 5 MHz の超音波の血流反射を、5.000~5.007MHz と 4.993kHz ~ 5.000MHz のフィルタで分けて、正方向流と逆方向流を別々に検出し、Zero Cross Counter を通して指示記録している。本血流計の臨床データの一例を図10に示す。

一方、Zero Cross Counter は Rice の理論より明らかにように血流速度分布が正規分布のときのみ正しい血流波形を示す。従って、常に正しい血流波形を得るには、周波数分析を行ない、その各成分波の平均として血流波形を求める必要がある。そのために、時間圧縮を利用した実時間周波数分析器を用いた血流速度分布に依存しない血流計が開発された⁽⁹⁾。

いずれにせよ、本血流計は血流と超音波ビームの交角に依存するし、血流速度の測定器であるため、血流量の定量的測定器への発展が今後の課題となっている。

6 結 言

以上、医療においてはその計測対象が生体であるため、主として浸襲の少ない体外計測が用いられるが、測定部位と測定対象との間に他の組織が介在するために生ずる生体固有の問題点とその対策について述べた。

同時に、医療の領域で広く用いられている生体電気計測装置については、電極、安全対策及び誘導雑音を、また超音波応用計測装置と核医学測定装置については、分解能の向上な

どの問題点と、その対策につき述べた。

最近の医療は治療より予防へと発展しつつあるが、予防医学においてはますます計測に対する期待が大きく、安全、且つ信頼性が高く、分解能などの所要性能の優れた測定器の出現が待たれている。

参考文献

- (1) 阿部、沖野「生体計測用トランスジューサの動向」計測と制御 12, 1, 46
これは、本稿の対象としている医療計測用トランスジューサ全体の動向を計測技術者向きに概説したものである。
- (2) 電子機械工業会編 74年医用電子機器技術便覧(1974)
医療に用いられる計測機器の全容を把握するのに便利な文献である。
- (3) A Kahn: "Motion artifacts and streaming potential in relation to biological electrodes" Digest of 6th ICBME. p.562 (1965)
- (4) C.H. Lagow et al: "Anodic insulated tantalum oxide E. C.G. electrode" IEEE Trans on BME 18, p.162 (1971)
- (5) 児玉、鈴木ほか「回診用脳波計における商用周波雑音除去回路」第15回日本脳波学会総会予稿集 p.169 (1966年)
- (6) 児玉「心電計の安全性」医用電子 4, 2, p.8 (1974)
- (7) 池辺ほか「等カウント スキャンとその確率論的考察」第12回SICE学術講演会予稿集 p.211 (1973)
- (8) 佐藤ほか「Dual Filter法による方向指示型血流計の開発」第24回超音波医学会講演論文集 p.127 (1973)
- (9) 片倉ほか「血球反射超音波信号の解析(実時間周波数分析計の設計)」第25回超音波医学会講演論文集 p.179 (1974)