

自然観測法によるカテーテル式血圧計の圧波形補正*

斉藤義明**, 堀 潤一**, 木竜 徹**, 牧野秀夫**
 田村康二***, 吉崎哲世***, 飯島泰蔵****

1. はじめに

近年、心臓血管機能の指標として、左室圧波や脈圧波が重要視されてきており、それらの正確な測定が望まれている。血圧波の測定方法には、大別してカテーテル式血圧計とカテーテル先端型血圧計がある。前者の場合は、カテーテルの共振現象などの影響により非常に歪の多い圧波となり、後者の場合は比較的歪の少ない圧波を得ることができるが、高価で壊れやすいといった問題がある。今まで、前者のカテーテル式血圧計で正確な圧波形を得るため、さまざまな補正がなされてきた。Gould ら¹⁾は、特性曲線上で振幅や位相の大きくずれる周波数以上をローパスフィルタによって除去することで補正を行ったが、システムの固有周波数が低い場合は不可能となる。Falsetti ら²⁾は、アナログ補償回路によって歪の補正を行っているが、これも固有周波数に影響され、また dp/dt の測定には不十分と思われる。二村ら³⁾は、デジタルコンピュータを用いてフーリエ解析による補正を行っているが、方形圧波によりカテーテル系の周波数特性を求めているので、固有周波数が低い場合問題となる。また、寅市ら⁴⁾は、スプラインによるデジタル信号処理によって補正を試みているが、実時間での補正は困難と思われる。

そこで著者らは、カテーテルトランスジューサシステムを集中定数系として取り扱い、その伝達関数を打ち消すようなシステムを自然観測法を用いて構成し、カテーテル式血圧計の歪波形の補正を行う新しい方法を提案する。この方法の特徴として、回路構成が簡単であり調整箇所も2つと少なく、かつカテーテルやトランスジューサになんら手を加えることなく実時間で補正できることがあげられる。また、カットオフ周波数を変えることにより、補正後の特性を任意に設定できる。

* 昭和62年10月23日受付, 昭和63年5月25日改訂
 ** 新潟大学工学部情報工学科
 *** 山梨医科大学第二内科
 **** 東京工科大学工学部情報工学科

実験では、まず、カテーテルトランスジューサシステムの伝達関数に起因する歪を補正するため、本試作システムをステップ応答によって調整した。次に、カテーテル式血圧計とカテーテル先端型血圧計によってイヌの圧波を同時に測定し、本方式による補正を行い、その効果について検討した。

2. 理 論

2.1 カテーテルトランスジューサシステムの集中定数回路

第1図にカテーテルトランスジューサシステムの集中定数回路を示す。カテーテル式血圧計によって検出された圧波形は、カテーテル自身の弾性率、トランスジューサ膜のコンプライアンス、カテーテル内の液体の質量、粘性等によって歪が生じると考えられており、実際には分布定数系として考えるべきである⁵⁾。しかし、低い周波数領域では集中定数系として取り扱うことができ、その特性はステップ応答によって容易に求めることができる⁶⁾。

この回路の伝達関数は、

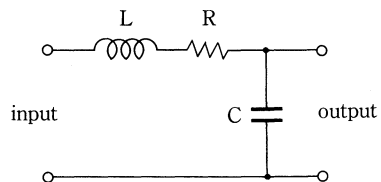
$$H(s) = \frac{1}{s^2/\omega_n^2 + 2\zeta s/\omega_n + 1} \tag{2}$$

s; ラプラス変数

ω_n ; 固有角周波数

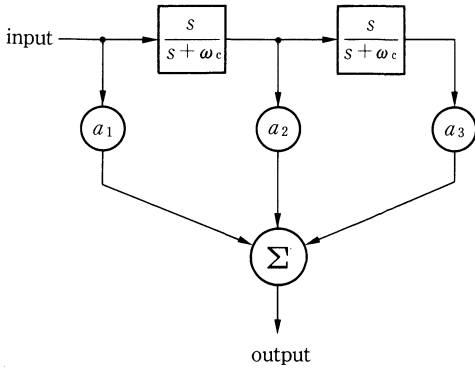
ζ ; ダンピングファクタ

となり、2次のローパスフィルタを形成している。カ



第1図 カテーテルトランスジューサシステムの集中定数回路

Fig. 1 Lumped-parameter model of catheter transducer system



$\frac{s}{s+\omega_c}$: high pass filter
 ω_c : cutoff angular frequency
 a_1, a_2, a_3 : weighting factor

第2図 補正回路のブロック図

Fig. 2 Block diagram of correcting circuit

テーテル式血圧計の場合、 ω_n が小さく、 ζ も小さいためにその出力は歪の多い波形となる。

2・2 自然観測法による補正

自然観測法による補正回路のブロック図を第2図に示す。自然観測法とは、著者の一人によって発表された概念であり⁶⁻⁸⁾、微分回路のシリーズによって構成されている。各段の出力に重み（増幅度）を掛けその総和をとることによって、原波形の再構成および特徴抽出が可能となる。

補正回路の伝達関数は、

$$H(s) = a_1 + a_2 \frac{s}{s+\omega_c} + a_3 \left[\frac{s}{s+\omega_c} \right]^2 \\ = \left[\frac{\omega_c}{s+\omega_c} \right]^2 \left[\frac{a_1 + a_2 + a_3 s^2 + \frac{2a_1 + a_2}{\omega_c} s + a_1}{\omega_c^2 s^2 + \frac{2a_1 + a_2}{\omega_c} s + a_1} \right] \quad (2)$$

ω_c ; カットオフ角周波数

a_1, a_2, a_3 ; 重み係数

となる。ここで、式(2)によって式(1)の分母を打ち消すための各段の重み係数の条件は、

$$a_1 = 1 \quad (\text{一定}) \\ a_2 = 2\zeta \frac{\omega_c}{\omega_n} - 2 \\ a_3 = \frac{\omega_c^2}{\omega_n^2} - 2\zeta \frac{\omega_c}{\omega_n} + 1 \quad (3)$$

となる。初段の重み a_1 は振幅特性を表す係数であり、システムの状態にかかわらず一定である。よって、 a_2, a_3 の2つの重み係数を調節するのみで補正が可能と

なる。各段の重み係数を式(3)とすると、式(2)の $[\omega_c/(s+\omega_c)]^2$ の項のみが残り、この項はカットオフ角周波数 ω_c のローパスフィルタ2段に対応する。 ω_c を高くするほど、この項が出力波形に与える影響は少なくなり、歪の少ない波形を得ることができる。

今回の実験では、入力波形に混在する圧トランスジューサ駆動電源からのノイズの影響を少なくするため、カットオフ周波数を 100 Hz に設定して補正を行った。補正回路の次数は、カテーテルトランスジューサシステムの次数を2次と仮定しているため、それを打ち消すため2次が必要となる。

2・3 重みの設定方法

補正回路の重み係数を求める方法として、後述の方法によるステップ入力に対するシステムの過渡応答を適用した。この他にステップ応答の波形から、 ω_n および ζ を求め、式(3)より重みを求める方法や、自然観測法の各段の出力によってその合成波形がステップ波形に近くなるように、重みを最小二乗法によって求める方法が考えられる。本試作システムでは、補正回路をアナログ回路で構成し実時間で補正を行いたいため、ステップ応答の補正出力がステップ波形に近づくように2つの重みを調節して最適な重みを求めた。また、カテーテルのディメンションや種類が同じならば、別のカテーテルを用いた場合でも同じ重みで補正を行うことができるので、予めカテーテルの種類、長さおよびカテーテル内液体を指定し重みを求めておくことも可能である。

2・4 周波数特性のシミュレーション

第3図に、実際の定数を用いてシミュレーションによって求めた周波数特性を示す。補正前の特性は、一例として $f_n (= \omega_n/2\pi) = 32.6$ Hz, $\zeta = 0.2$ のシステムを示すが、これはカテーテルにエクステンションチューブを接続した場合の特性を近似したものである。補正回路の特性は、カットオフ周波数 f_c を 100 Hz に設定した場合を示し、重みはステップ出力が得られるように調整してある。図(a)の振幅特性、図(b)の位相特性をみると、振幅、位相ともに補正を行うことでピークが消滅し、高い周波数までフラットになっていることが確認できる。

3. 実験方法

3・1 ステップ圧の発生方法

第4図にステップ圧波形の発生方法を示す。カテーテルおよびエクステンションチューブ内は、5%ブドウ糖溶液で満たされており、フラッシュによって気泡の除去を十分に行った。ガラス瓶上部に設けたゴム風

船は2重に張り、空気が漏れないように密封してある。ステップ圧波形は、ポンプによって瓶内部を大気圧より100 mmHg程度に加圧して、鋭利な刃物で風船を破ることで発生できる。このステップ状の圧をカテーテル式血圧計によって検出すると、カテーテル系のステップ応答が得られ、その応答を補正回路に通し重みを調節して元のステップ圧に近づけるようにする。

3・2 イヌ血圧波の測定

動物実験の方法を第5図に示す。実験は、雑種成犬をモルヒネならびにウレタンにより麻酔して行った。

カテーテル式血圧計は、カテーテル (USCI 7F, 100 cm) に直列にエクステンションチューブ (100 cm) を接続しており、その内部は5%ブドウ糖溶液で満たし、フラッシュによる脱気を十分に行った。トランスジューサは、Statham P231Dを用いた。圧波形補正は、検出アンプからの出力を本試作システムの入力とし実時間で行った。

比較検証のために使用したカテーテル先端型血圧計 (MILLAR MIKRO-TIP PRESSURE SENSOR MT-10) は、先端の圧検出部にトランスジューサが装着されており、その3 dB帯域幅は約8 kHzで、非常に歪の少ない圧波形を得ることが可能である。

2つのカテーテルは左右の頸動脈部から同時に挿入し、先端(圧波の検出部)が大動脈および左室内で同じ場所に位置するように、X線透視下で確認を行った。

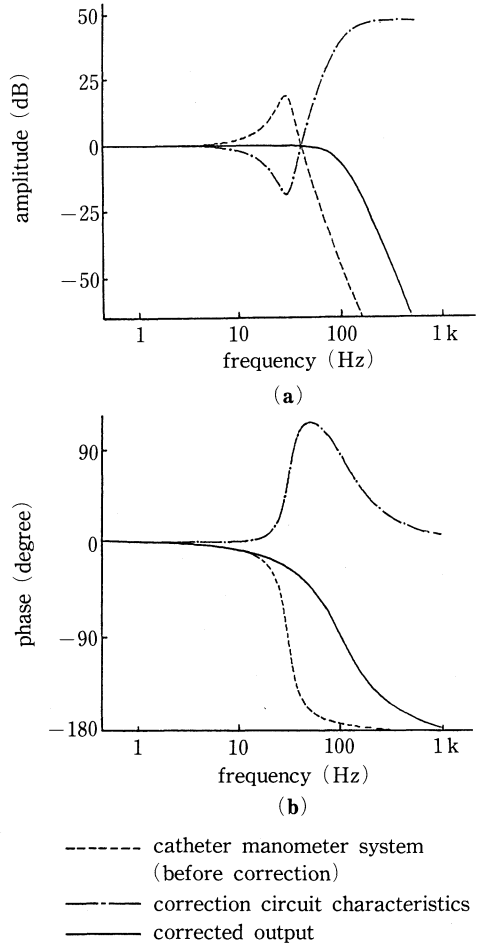
4. 実験結果

4・1 ステップ応答の補正

第6図に、ステップ応答およびその補正出力を示す。ステップ応答の発生方法は、3・1で示した風船を割る方法を用いた。図(a)に、カテーテルトランスジューサシステムによって圧測定を行った場合のステップ応答を、図(b)には本システムにより補正した結果を示す。また、図(c)には、比較のために用いたカテーテル先端型血圧計 MT-10 のステップ応答を示す。図(a)において立ち下がり部にリングングが生じているのに対し、本システムによる補正を行うことで、図(b)に示すようにリングングが抑制され、時間遅れも改善されていることが確認できる。

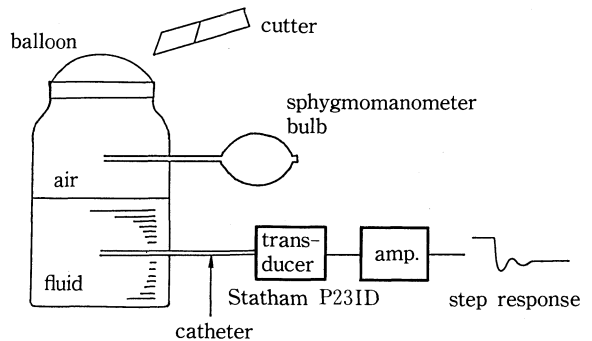
4・2 血圧波形の補正結果

3・2で示した方法でイヌ左室圧波の測定を行った結果を第7図に示す。図(a)にカテーテル式血圧計より得られた圧波形、図(b)に図(a)の歪波形を補正した結果(カットオフ周波数100 Hz)、そして図(c)にカテーテル先端型血圧計より得られた圧波形を示す。図(a)

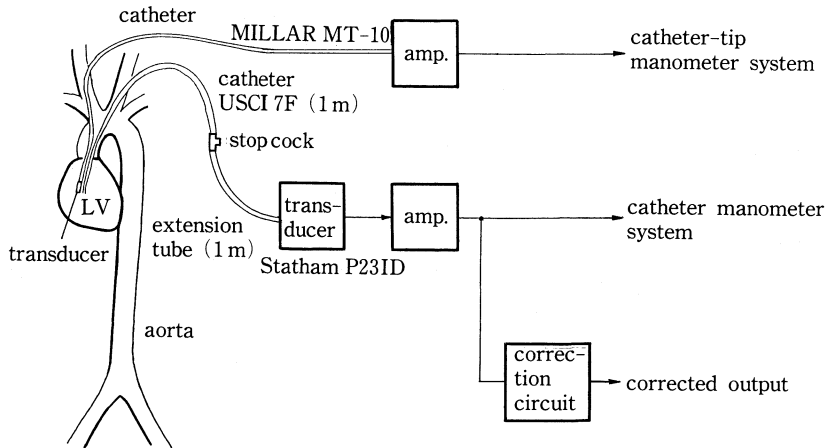


第3図 カテーテルトランスジューサシステムの周波数特性のシミュレーション

Fig. 3 Simulation of characteristics of catheter transducer system with and without correction (a) amplitude-frequency characteristics (b) phase-frequency characteristics

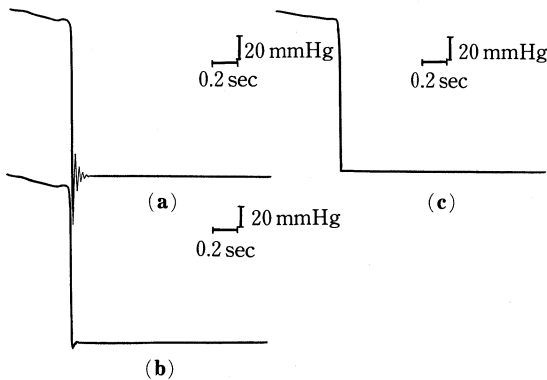


第4図 ステップ圧の発生方法 Fig. 4 Generating method of pressure of step response



第5図 動物実験の方法

Fig. 5 Method of animal experiment



第6図 ステップ応答の補正前後の比較

Fig. 6 A comparison of before and after correction in step response

- (a) catheter manometer system
- (b) corrected output of (a)
- (c) catheter-tip manometer system

ではリングングによる歪が生じ、最大血圧の測定時に誤差が生ずるが、図(b)の補正結果ではリングングが抑えられ、図(c)の先端型血圧計の波形に近似した波形になっているのが確認できる。

第8図は、同様の実験方法で上行大動脈圧波の測定を行った結果である。図(a)のカテーテル式血圧計の歪波形を補正することにより、図(b)に示す波形が得られ、図(c)の歪の少ない先端型血圧計の波形に近似した波形が得られている。カテーテル式では識別が困難であったダイクロティックノッチを、補正出力では鮮明に確認できる。

第7図、第8図ともに、心音図や心電図とのタイミングをみると、補正出力において約10 msec、カテーテル式血圧計出力においてさらに10 msec程度の遅れがみられる。

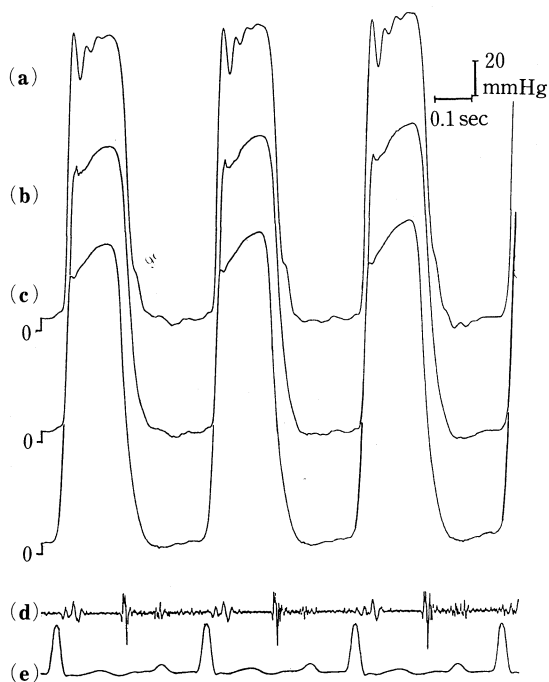
5. 考 察

5.1 カットオフ周波数とノイズについて

カテーテル系の歪の多い伝達関数を、本試作システムの補正回路を通すことで特性を改善できることを示した。微分回路のカットオフ周波数をさらに高くとればより歪の少ない波形を得ることができるが、高くとるにつれてノイズが発生する。このノイズは、トランスジューサのブリッジ回路を駆動する高周波電源によるもので、補正回路への入力時点ですでに混入しており、微分回路を通することで信号成分が小さくなるがノイズ成分は減衰しないので、相対的にS/N比が劣化し目立ってくる。また、微分回路によってノイズが発生するとの考えもあるが、純粋な微分(伝達関数 s)ではなく、高周波における利得が制限されている微分(伝達関数 $s/(s+\omega_c)$)なのでそのようなことはない。

フーリエ解析によると、高調波による左室圧波の再構成には第6~14高調波(12~36 Hz)まで必要であり³⁾、本補正回路では、血圧波形を構成する高調波成分の周波数とノイズを最小限に抑える周波数の兼ね合いより、補正回路のカットオフ周波数を100 Hzとした。

より歪が少なく時間遅れのない波形を得るためには、補正回路のカットオフ周波数をより高くする必要があることが、シミュレーションによって確認されており、本補正回路自体の変更は容易であるが、その他に入力



第7図 左室圧の測定と補正結果

Fig. 7 Recording and correction of left-ventricular pressure

- (a) catheter manometer system
- (b) corrected output of (a)
- (c) catheter-tip manometer system
- (d) heart sounds
- (e) ECG

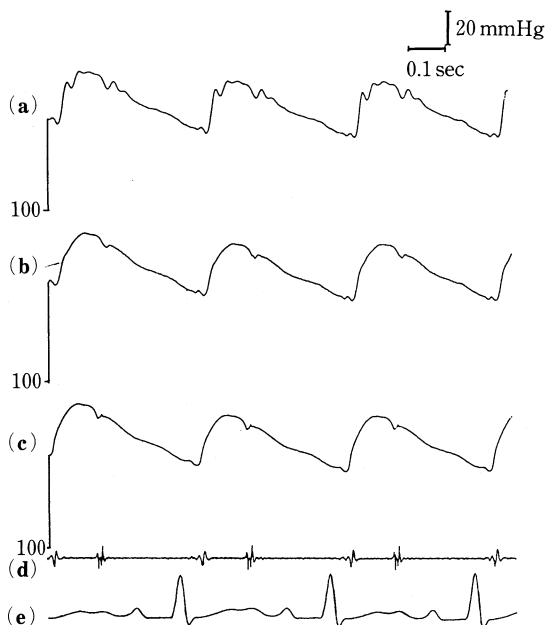
波形の S/N 比の改善が必要となる。

5.2 重みの設定方法について

ステップ応答を用いて特性を調節する方法は電気・制御系の分野では確立された方法である。ただ、実際の臨床においてこの方式を使用する場合、より簡単なステップ圧発生の方法が必要と思われる。予めカテーテル等のディメンジョンを指定して重みを求めておいて、同種類のカテーテル系にその重みを用いることが可能である。また、入力波形がわかりその応答波形を確認できれば、ステップ以外の波形でも補正回路の重み設定が可能なので、例えばエクステンションチューブを固定し、その途中をタップすることによりインパルス圧を加えることができ、その応答波形が適切な形になるように重みを設定することもできる。また、計算機に波形データを取り込んで重み係数を算出し、デジタル的に重みを調整して補正する方法も考えられる。

5.3 実験結果について

本システムによる補正結果を歪の少ないカテーテル先端型血圧計の波形と比較した結果、左室圧波・大動



第8図 大動脈圧波の測定と補正結果

Fig. 8 Recording and correction of aortic pressure

- (a) catheter manometer system
- (b) corrected output of (a)
- (c) catheter-tip manometer system
- (d) heart sounds
- (e) ECG

脈圧波ともに、非常に近似した波形が得られた。また、心音図や心電図との対応により各波形の位相を比較すると、先端型血圧計波形では収縮期における心音図 I 音と左室圧波の立ち上がりの位相(第7図参照)、弛緩期における心音図 II 音と大動脈圧波のダイクロティックノッチの位相(第8図参照)の一致が確認できるのに対して、補正出力波形ではそれぞれ約 10 msec の時間遅れがみられた。この時間遅れは、補正システムの周波數位相特性が不十分なために生じると考えられ、補正回路のカットオフ周波数をもっと高くとることで改善できる。

6. ま と め

自然観測法を用いたアナログ回路によって、カテーテル式血圧計により得られた圧波形を、カテーテルやトランスジューサになら手を加えることなく実時間で補正し、歪の少ない波形を得ることが可能となった。また、回路構成が簡単であり、調整箇所も 2 か所と少ないことが、本方式の特徴としてあげられる。このように安価なカテーテルによって、先端型血圧計に近似

した波形を得られることは、臨床上意義があることと思われる。今後はノイズの低減について検討し、カットオフ周波数を高くするとともに、重み係数の設定方法についてもさらに検討していきたい。

文 献

- 1) K. L. Gould, Strenholms & J. W. Kennedy : *In vivo* comparison of catheter manometer systems with the catheter-tip manometer, *J. Appl. Physiol.*, **34**, 263/267 (1973)
- 2) H. L. Falsetti, R. E. Mates & R. J. Carroll : Analysis and correction of pressure wave distortion in fluid-filled catheter systems, *Circulation*, **50**, 165/172 (1974)
- 3) 二村良博, 橋 俊世, 市江良康, 竹内省三, 安井昭二, 水野康, 久田澄夫 : 左室圧波の解析および Catheter-Manometer System の特性の検討, *医用電子と生体工学*, **13-4**, 214/222 (1975)
- 4) 寅市和男, 竹内晴彦, 鎌田 賢, 森 亮一 : デジタル信号処理による左室圧波の解析とその応用, *電気学会計測研究会資料*, IM-84, 31/40 (1984)
- 5) D. L. Fry : Physiologic recording by modern instruments with particular reference to pressure recording, *Physiol. Rev.*, **40**, 753/788 (1960)
- 6) 飯島泰蔵 : 波形の自然観測に関する基礎理論, *信学論(A)*, **J67A-10**, 951/958 (1984)
- 7) 飯島泰蔵 : 自然観測法に基づく波形解析の基礎理論, *信学論(A)*, **J68A-3**, 302/308 (1985)
- 8) 飯島泰蔵 : 自然観測法による瞬時波形の構造解析, *信学論(A)*, **J69A-12**, 1540/1546 (1986)

Correction of Pressure Waveforms in a Catheter Manometer System by Natural Observation Method*

Yoshiaki SAITOH**, Jun-ichi HORI**, Tohru KIRYU**, Hideo MAKINO**,
Kohji TAMURA***, Tetsuyo YOSHIZAKI***, Taizo IJIMA****

Pressure waveforms obtained by catheter manometer systems are often distorted by resonance of catheter and so on. Corrections by Fourier analysis, low pass filter and digital signal processing have been reported, but they have never been put to practical use.

We paid attention to the transfer function of catheter transducer systems and made a trial system that correct the distortion by natural observation method. This system increases the bandwidth in frequency domain and reduce the ringing in time domain. Advantages of this system are simple composition, a small number of adjusting points and real time performance without modifying the catheter or transducer.

In an animal experiment, we corrected by our trial system the output waveforms recorded by a conventional catheter manometer system and compared these corrected output waveforms with catheter-tip manometer waveforms which are relatively distortionless. As a result, we could obtain less distorted pressure waveforms in left-ventricle and aorta and distinctly confirm dicrotic notch in aortic pressure waveforms.

* Received on Oct. 23rd 1987, Revised on May 25th 1988

** Faculty of Engineering, Niigata University

*** The Second Department of Internal Medicine, Yamanashi Medical School

**** Faculty of Engineering, Tokyo Engineering University