京都大学医学部保健学科紀要
健康科学　第1巻　2004

原　著

学生教育のための

# 循環器系からの生体信号（心機図）評価システム構築

福田　耕治*，松原　　明**，竹田　真由***
寺田　博美***，藤田　正俊*

## Setup of an Assessing System of Physical Signals from the Circulatory Systems as a Tool Education

Kohji FUKUDA*, Akira MATSUBARA**, Hiromi TERADA***,
Mayu TAKEDA*** and Masatoshi FUJITA*

**Abstract**: We are now setting up a measuring system of physical signals for the purpose of education. In the system, we can simultaneously measure physical signals derived from the circulatory system, such as ECG, photoplethysmography and pulse waves, which were all built-up by students. The system consists of 10 personal computers (PCs) controlled by one server computer. Each PC is operated with Windows 2000 and XP (Microsoft). A laboratory virtual instrument engineering workbench (LabVIEW) developed by national instruments (NI) is installed in each PC. LabVIEW is a graphic program development system which enabled acquisition, analysis and recording of actual data with the use of virtual instruments (VI). Physical signals from several measuring instruments are input into a data acquisition board (DAQ, PCI-MIO-16E-1, NI) via a BNC terminal box (BNC-2090, NI). Simultaneous acquisition and calculation processing is performed with LabVIEW programs. The graphic information is transmitted to a graph-making software, Kaleida Graph (HULINKS), and is processed more sophisticatedly and presented. The purpose of the present report is to analyze and assess the measurements of photoplethysmograhy and to further promote the setup of a new physical signal assessing system for education.

**Key words**: Assessing system for education, Physical signals circulatory systems, ECG, Photoplethysmography, Pulse waves, LabVIEW

## はじめに

京都大学医療技術短期大学部は平成15年に医学部保健学科と改組され，16年度から学生を受け入れた。保健学科に検査技術科学専攻が置かれ，専攻内に情報理工医学講座が置かれた。この講座は他大学の4年制保健学科には無く，新しい試みである。

医学部保健学科の他専攻（看護，理学療法，作業療法）や検査技術科学専攻の基礎生体病態情報解析学講座における教育内容は，医療技術短期大学部からの延長上にあるが，4年制と時代に則したものを要求されている。これに対し，新しく置かれた情報理工医学講座に要求される教育内容は，検査技術科学専攻に入る学生が何を求め，社会がこの分野にどのような能力を持った学生の養成を求め，期待しているかに答えるものである必要がある。

医療従事者に対する医用理工学教育に関して，平岡眞寛[注1)]は概ね次のように述べている。

「医療現場で医薬品に比べ医療機器への低かった関心が近年急速に高まっている背景は，医療機器の高度・高機能化，多様・複雑化があり，医療が医師だけでは行えなく，医療機器の管理体制の重要性が認識されていることにある。それにもかかわらず，欧米諸国と比べ日本では医療現場で医療機器への関心が低く，先端医療機器開発の活性化が行われてこなかった。その原因として『医用工学教育の不足』『医療従事者と

* 京都大学医学部保健学科検査技術科学専攻
〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町53
Department of Laboratory Science, School of Health Sciences Faculty of Medicine, Kyoto University
** 京都大学低温物質科学研究センター
〒606-8502 京都市左京区北白川追分町
Research Center for Low Temperature and Materials Sciences, Kyoto University
*** 京都大学医療技術短期大学部衛生技術学科
〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町53
College of Medical Technology, Kyoto University
受稿日　2004年9月10日
受理日　2004年9月24日

工学者・企業の研究者との接点が少ない』『医療従事者には業績に繋がらない』『医療現場では開発に研究費が出ない』などがある。医工連携が重要である。組織的な医工連携の構築は，日本において，工学系の技術力は高く，医学系には多くのニーズとアイデアがあるので，現場のニーズに則した技術開発を行い，両者を繋ぐ高度な教育を受けた人材を養成することにより可能である。」

我々は，平岡と認識を同じくし，保健学科検査技術科学専攻および今後計画されている大学院が平岡がいう医療従事者を輩出する教育機関となるものと考えている。

そのために，医療現場において，医療診断機器等についてその原理・構成，医療画像の意味を撮像原理にまでさかのぼって評価し，医師と協同できる医療従事者を，また医療機器で扱われうる信号とセンサの意義を広くとらえる柔軟性を持ち，機器開発の技術者および医師と協同できる医療技術研究開発従事者を，育成することを可能にする教育システムの構築を目指している。本稿はその最初のステップを踏み出した記録と報告である。

学生が作成した心電計，光指尖容積脈波計，心音・圧脈波集音装置を用いて，循環器系からの生体信号を同時計測できる教育用生体信号計測評価システムの構築を行っている。

このシステムでは Windows 2000 や XP（Microsoft）で働く PC（パーソナルコンピューター）に LabVIEW（Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench）をインストールした。LabVIEW は測定器の制御のために NI が開発した計測プログラムである。

LabVIEW では PC のディスプレイ上に表示される VI（Virtual Instruments：仮想装置）をあたかも実際の装置であるかのようにそれを操作し，実際の測定の設定，測定の実行，その記録を行なうことができる。

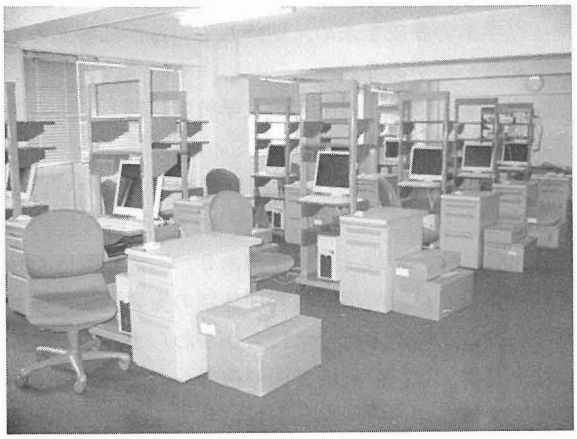

**図1**　情報理工医学実習室（写真）

PC の拡張ボードとしてデータ集録用ボード NI-DAQ（PCI-MIO-16E-1，NI）を実装し，複数の測定器からの生体入力信号は BNC 端子台（BNC-2090，NI）を経て NI-DAQ へ入力される。生体信号の同時取り込みと計算処理はあらかじめ LabVIEW に書き込まれたプログラムにより行われる。

LabVIEW で得られたグラフ情報は統計処理機能・データ操作機能を備えたグラフ作成ソフトウェアであるカレイダグラフ（Kaleida Graph）（HULINKS）へ送られ，さらに高度に処理され，表示される。

本稿は光指尖容積脈波計による測定結果を解析し，評価するとともに教育用生体信号システムの評価と構築をさらに進めるためのものである。

## 測定項目と装置

### 1．測定対象とする生体信号

1）心電図

生体を伝搬する生体信号のうち心電図，脳波，筋電図などは電気信号であり，その伝搬速度は光の速さに等しい。従って，これらの信号は生体内を伝搬するというよりも生体のすべての場所で同時に観測され，場所の違いによる電位の差が生体信号としての意味を持っている。

2）心音・圧脈波

物質密度の空間変動の伝搬が音波である。生体組織・器官の機械的運動により種々の音波が発生する。聴診器でこれらを聴くことができる。心音は2音として聴くことができる。低くかつ長い第1音は心室収縮時はじめに僧帽弁と三尖弁が閉鎖される音と大動脈と肺動脈へ血液が送り出されるときの血液の乱流による。やや高く短い第2音は心室収縮時の終わりに大動脈弁と肺静脈弁が閉鎖される音である。

圧脈波は心臓の拍動（機械的振動）が動脈に血圧の変動すなわち脈圧として現れた血管壁を伝わる弾性波（音波）である。この音波は手首の位置で脈拍を感じるように，橈骨動脈（橈骨脈拍），頚動脈（頚動脈拍），股動脈（大腿脈拍），後頚骨動脈（後頚骨脈拍），足背動脈（足背脈拍），上腕動脈（肘脈拍）等で簡単に観測できる。このような脈拍を触れる点を脈点という。

音波が空気中を伝わる速さは 340 m/s であり，水中を伝わる速さは 1,500 m/s で，金属のような固体では数千 m/s であるが，血管壁を伝わる音波としての圧脈波はきわめて遅く大動脈では 5～9 m/s である。しかし，圧脈波の伝搬速度は後で述べる血流速度に比べると遙かに速いのである。圧脈波の伝播速度は末梢に至るほど速くなる。たとえば大動脈と大腿動脈間では約 4.5 m/s であるが，大腿動脈と足背動脈間では約 9 m/s である。したがって，伝播速度が血管

径に関係していることが分かる。一方幼児や老人の脈波の伝播速度は一般に速い。

圧脈波の伝播速度に関する要因として，血管壁の柔らかさ（コンプライアンス）の効果による Winkkessel（気槽）作用，血管内容積，血管径，血液密度等が挙げられる[1)]。

音波が壁などで反射するように，圧脈波が大腿動脈のような末梢動脈入り口で反射し，圧脈波の波形を複雑にしている。

3）光指尖容積脈波 PDVP（Photo Digital Volume Pulse）

吉村ら[2)]は波長 600～800 nm の光が生体組織を透過しやすく，かつ酸化ヘモグロビンに吸収されやすいことを利用して，光指尖容積脈波の計測に成功した。

光指尖容積脈波計で観測される波形は酸化ヘモグロビン量の変化であり，これは指尖細動脈に生じる容積変化による。この変化は中枢動脈から伝えられる動脈圧の変化による。従って，小細動脈系に伝えられる圧脈波はそれと対応した容積脈波を生むから両者の波形は酷似したものとなる。しかし，実際は動脈壁の粘弾性などの影響から必ずしも一致しないが，同様の生理学的情報が得られると考えられる。

指尖脈波は指尖細動脈の容積変化を見ているといえども，血流をみているのではない。血流と音波としての圧脈波との混同は避けなければならない。動脈系における圧脈波伝搬速度と血流速度には大きな開きがあり，心臓から指尖までの脈波伝搬時間は健常者でほぼ 0.18 s であるのに対し血液到達時間は 1～2 rms である。

## 2．作成装置

学生は示された回路図をもとに自ら，(1) 心電計とその電源，(2) センサー部を除く光指尖容積脈波計，(3) 心音・脈波集音装置を作成する。

1）心電計

心電図として得られる体表での電位差は 1 mV 程度であるので，ハム除去の機能を持つ増幅度 40～50 dB 程度の差動増幅器を必要とする。生体からの電気信号は脆弱であるので，高入力インピーダンス（J-FET 入力）を持つオペアンプ LF356（National Semiconductor）を使った。

心電計回路は 1 枚のプリント基板に実装・配線され，学生自らが作成した差動増幅器用の電源とともにアルミケース（CA-80W，摂津金属工業）に収納された。

±15 V の電源回路は商業交流 100 V からトランスによる降圧，ブリッジダイオードによる整流，電解コンデンサーによる平滑，3 端子レギュレーター（7815 と7915）による安定化回路で構成され，アルミケース内に組み込まれる。アルミケースの前面パネルには心電図信号入力のための 2 芯メタルコネクタと信号出力のための BNC（British Naval Connector）端子，ON/OFF スイッチ，動作表示 LED と場合により利得制御ダイアルをつける。背面パネルには 100 VAC ラインおよびヒューズ穴が必要となる。これらの工作は学生によって自ら回路図・配線図を描き行う。

心電計用皿電極は市販品（ECHOERODEII，フクダ電子）を用いた。電極とメタルコネクターまでは 2 芯シールド線を用いた。

2）光指尖容積脈波計

センサー部は市販品（DS-100A，Nellcor[注2)]）を用いた。

センサー部の発光ダイオード（LED）と受光部であるフォトダイオードへの供給電源とフォトダイオードを流れる電流値検出回路は学生により製作された。フォトダイオードを流れる電流値が指尖容積脈波信号となる。

3）心音・脈波集音装置

心音や圧脈波は，センサーとして圧電素子（ピエゾ効果素子）または集音マイクロフォンを用い，振動または音波を電気信号へ変換するトランスデューサーを用い，これを増幅する回路を製作して得られるが，今回は製作しなかった。

## 3．市販装置と測定システム

学生実習用として10台のオープンラック（RO-1700，摂津金属工業）を用意した。

ラックには製作装置である心電計，光指尖容積脈波計とともにPC（Windows XP-Pro，MT7501，エプソン），オシロスコープ（SS-7805，岩崎計測器），BNC 端子台（BNC-2090，NI）が搭載された。

PC には通常のソフトウェア（Word や Excel 等）

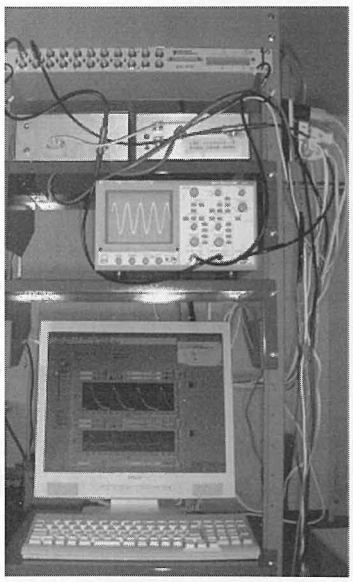

**図2**　実習装置の 1 セット（写真）

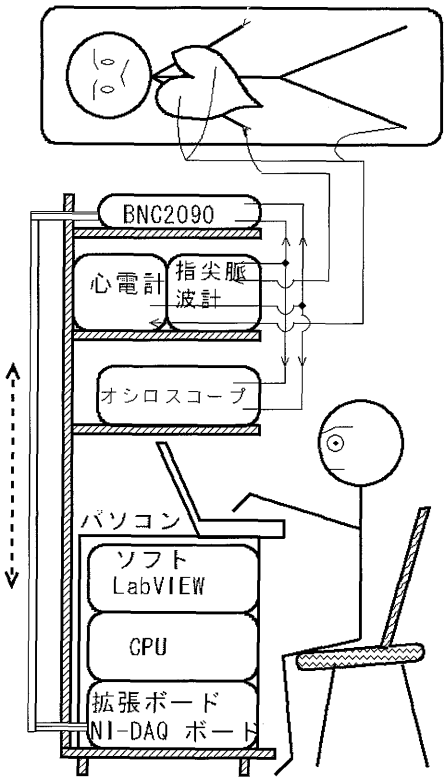


**図3**　実習装置の1セットの系統図

の他，計測のプログラム LabVIEW と統計処理機能・データ操作機能を備えたグラフ作成ソフトウェアであるカレイダグラフ（Kaleida Graph，HULINKS）をインストールした。

LabVIEW と外部機器との交信は PC の拡張バスに装着した入出力ボードである NI-DAQ（PCI-MIO-16E-1，NI）とラックに装着した BNC 端子台を介して行われる。PC の拡張ボードには GPIB ボード（PCI-GPIB，NI）が装着されているので，GPIB 機能を持つ外部機器と LabVIEW は交信が可能となる。これを図2に写真で図3に概念図で示した。

また，PC はインターネット接続，ネットワークプリンターに接続されている。

## 応　用　例

### 1．測定内容

光指尖容積脈波[3]は指尖血管の容積変化をヘモグロビン量の変動として捉えるものである。発光ダイオードからの近赤外光が皮膚表面を照射し，その透過光が受光素子フォトダイオードで検出され，電気信号に変換される。

観測される波形には2つ峰が見られることが多い。これは図4に示すように，高さ a の波形と時間だけ遅れて現れる高さ b の波である。

はじめの峰を含む部分は心収縮期に対応し，大動脈から上腕動脈を経て指尖細動脈までの循環経路に沿った脈圧伝達の結果である。次の峰を含む部分は心拡張期に対応し，心室から大動脈へ沿っての圧力伝達が末梢で反射され大動脈に沿って逆行し，上腕動脈から指尖細動脈へ至った脈圧伝達の結果である。上腕大動脈は直接伝達された脈圧波および反射された波の両方に共通の伝導路となるが時間についてだけの差が生じる。

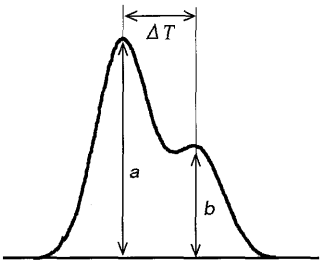


**図4**　指尖容積脈波の概形

大動脈における脈波の伝達速度と末梢での反射の大きさを表す2つの指数が使われている[4,5]。PDVP の2つの峰の時間差は脈波が心臓と末梢を往復する時間であるので，この距離の2倍を時間差で除すれば，伝達速度が得られる。この伝達速度は大動脈の硬さ（stiffness）に関係するので SI（Stiffness Index：硬さ指数）と呼ばれ

$$SI=\frac{h}{\Delta T} \qquad (1)$$

で表される。$h$ は被験者の身長である。

大動脈を往復する脈波の伝達速度は大動脈の管径，管壁の硬さ，血液の濃度に関係する。速度を大きくする要因は管径の小，管壁がより硬い，濃度が濃い方向である。従って小児ではこの速度は大きくなり，加齢により大動脈壁が硬化する傾向はこの速度が大きくなる要因となるので，硬さ指数は大きく観測される。

末梢における脈波反射の強さ RI（Reflection Index：反射指数）を

$$RI=\frac{b}{a}\times 100 \qquad (2)$$

で表す。高さ $b$ は大動脈から末梢へ脈波が至りそこでの反射の大きさであるが，観測は指尖で行うので，指尖で観測される反射の大きさである。この反射の大きさは大動脈での脈波の減衰に依存する。この減衰は管壁の硬さが大きい場合小さくなる。また，血圧にも関係し，高い血圧では減衰が小さくなると考えられる。

本計測評価システムで得られた典型的な指尖容積脈波とその積分フィルター波形を図5に示した。波形に2つの峰が見え上のような解析が可能であることがわかる。

### 2．結　果

1）硬さ指数・反射指数と年齢の相関係数

22歳から56歳までの健康な男9名，19歳から22歳ま

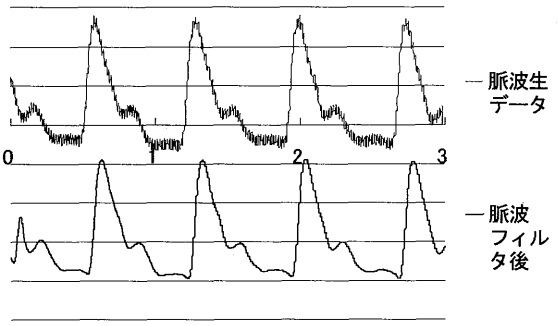


図5　指尖容積脈波とフィルター波形

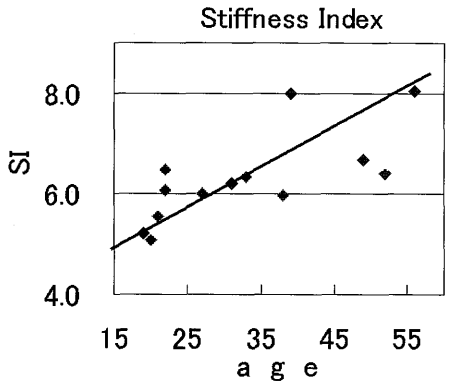


図6　大動脈硬さ指数と年齢（n=13）

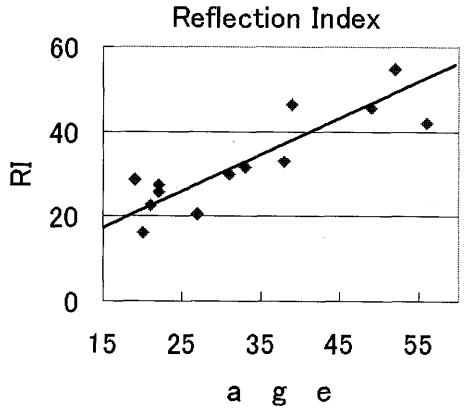


図7　脈波反射指数と年齢（n=13）

での健康な女4名を被験者として光指尖脈波を測定し，硬さ指数を式（1）から，反射指数を式（2）から求めた。

年齢に対する大動脈の硬さ指数を図6に示した。相関係数は0.72であった。年齢に対する反射指数を図7に示した。相関係数は0.82であった。

2つの指数は加齢とともに上昇する結果を示し，従来の結果と一致し，測定が正しく行われていることが認められる。

2）運動負荷による硬さ指数・反射指数への効果

19歳から22歳までの健康な女子4名の運動負荷前後の光指尖脈波を測定した。建物の1階から4階までを駆け足で4往復する運動負荷である。

負荷前後の硬さ指数を図8に示した。

負荷前後の反射指数を図9に示した。

運動負荷前後での両指数の結果から負荷による指数の変化について扱いやすい Micro Soft 社のエクセル分析ツールを使って $t$-検定を行い表1と表2を得た。

運動負荷により，両指数は有意に変化することが得られた。

被験者には実験の方法と意味を説明し，協力への同

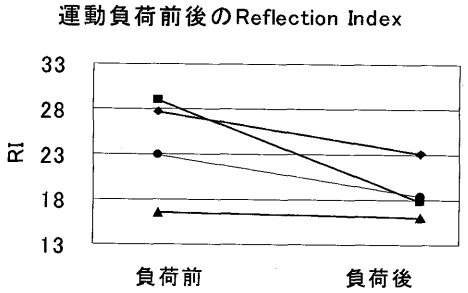


図8　運動負荷による硬さ指数の変化

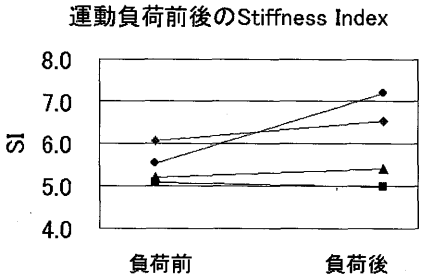


図9　運動負荷による反射指数の変化

表1　負荷前後で分散が等しくないと仮定した硬さ指数

| 統計量 | SI 前 | SI 後 |
|---|---|---|
| 平　均 | 5.48 | 6.03 |
| 分　散 | 0.19 | 1.04 |
| 観測数 | 4 | 4 |
| 仮説平均との差異 | 0 | |
| 自由度 | 3 | |
| $t$ | −1.00 | |
| P（$T<t$）片側 | 0.19 | |
| $t$ 境界値片側 | 2.13 | |
| P（$T<t$）両側 | 0.37 | |
| $t$ 境界値両側 | 2.78 | |

表2　負荷前後で分散が等しくないと仮定した反射指数

| 統計量 | RI 前 | RI 後 |
|---|---|---|
| 平　均 | 23.5 | 18.3 |
| 分　散 | 32.0 | 9.16 |
| 観測数 | 4 | 4 |
| 仮説平均との差異 | 0 | |
| 自由度 | 3 | |
| $t$ | 1.62 | |
| P（$T<t$）片側 | 0.08 | |
| $t$ 境界値片側 | 2.02 | |
| P（$T<t$）両側 | 0.17 | |
| $t$ 境界値両側 | 2.57 | |

意を得た。

### 3．考　察

運動負荷により，硬さ指数と反射指数が有意に変化したが，この結果は満足できるものではない。運動負荷により，両指数は同様に低下することが期待されていたからである。しかし，これは本計測評価システムの問題ではなく，被験者数4が小さいためであると考えられる。

本稿のための指尖脈波の波形は比較的解析しやすいものであった。安定に得られた波形から時間や高さ $a$ と $b$ を求めることに問題はなかった。しかし，被験者の状態によっては，基線の揺動がある場合や高さ $b$ が明瞭ではなく従って時間と $b$ を求めることが困難となる場合がある。Takazawa 等[6]はこの困難を解決するため指尖脈波の時間についての1次と2次の微分波形を求め揺動成分の除去し，それら微分波形のピーク値から硬さ指数，反射指数と同様の情報が得られることを示した。今回の測定では微分波形を求める必要はなかったが，測定系としては1次および2次の微分波形が測定と同時に行えるように LabVIEW のプログラムを作った。これを図10で示した。被験者の波形から直接，時間 $\Delta T$ や高さ a と $b$ を求めることが困難である場合の用意はできた。

負荷として運動負荷で測定系としての機能の確からしさを検討した。結果は充分であった。

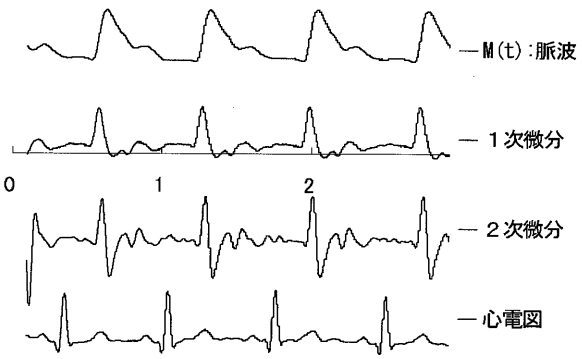


**図10**　指尖容積脈波，1次微分波形，2次微分波形，心電図

## 今後に向けて

今後アルコール飲酒[7]やニトログリセリン，バイアグラ（クエン酸シルデナフィル）[8]負荷を検討する。

システムには心音・圧脈波集音装置をシステムに加える。

この教育用生体信号計測システムの構築は京都大学学長裁量経費によって行われたことを感謝します。

## 注

1）京都大学医学部保健学科設置記念シンポジウム（平成15年5月24日：芝蘭会館）京都大学医学部放射線医学講座教授

2）http://www.nellcor.com

## 文　　献

1）柳沼淑夫，土屋正雄：大動脈コンプライアンス“心力学・血流循環計測法”．永井書店，1979：323-342

2）吉村正治：“呼吸と循環”，1970；18：275

3）安楽之孝，吉村正治：指尖容積脈波“心力学・血流循環計測法”．永井書店，1979：253-278

4）Chowienczyk PJ, Kelly RP, MacCallum H, et al: Photoplethysmographic assessment of pulse wave reflection. Blunted response to endothelium-dependent beta 2-adrenergic vasodilation in type II diabetes mellitus. J Am Coll Cardiol, 1999; 34: 2007-2014

5）Millasseau SC, Kelly RP, Ritter JM, Chowienczyk PJ: Determination of age-related increases in large artery sttifness by digital pulse contour analysis. Clinical Science, 2002; 103: 371-377

6）Takazawa K, Tanaka N, Fujita M, et al: Assesment of Vasoactive Agents and Vascular ageing by the Second Derivative of Photoplethysmographform. Hypertension 1998; 32: 365-370

7）Orikawa Y, Matsuzaka J, Kuratune M, Plethysmographic Study of Effects of Alcohol. Nature, 1968; 220: 186-187

8）Millasseau SC, Kelly RP, Ritter JM, Chowienczyk PJ: The Vascular Impact of Aging and Vasoactive Drugs: Comparison of Two Digital Volume Pulse Measurements. American Journal of Hypertension, 2003; 16: 467-472