

局所電気インピーダンス変化による大動脈流速測定について

Non-invasive estimation of aortic flow by local electrical impedance changes

奥田 宣明
大橋 信昭
山田 眞己
藤浪 隆夫

Noriaki OKUDA
Nobuaki OHASHI
Masami YAMADA
Takao FUJINAMI

Summary

Aortic flow velocity was measured by catheter-tip flow transducer in 25 patients who underwent left cardiac catheterization for non-invasive estimates by the impedance method. Disk electrodes were attached to the skin at the levels of the second thoracic vertebra in the posterior median line and the V_8 lead position for electrocardiography. Alternating current, 350 micro-amperes, 50 KHz constant, was applied to the outer electrode, and impedance changes were detected via the inner electrode. The e wave, or height of the first derivative dz/dt wave of the electrical impedance was lower in cases of old myocardial infarction and higher in cases of aortic valve regurgitation, as compared with the values of the healthy control group. The time lag between the start of the upward deflection and the peak value of the dz/dt wave coincided with that of the aortic flow curve as measured at the aortic arch and descending aorta. These time lags were about 20 to 30 msec as compared with the ascending aortic flow curve, and were -20 to -30 msec as compared with the abdominal aortic flow curve. There was a close correlation between the maximum flow velocity measured at the aortic arch and the height of the e waves. The regression equation was: $Y=0.21X-1.53$, $r=0.88$, $p<0.01$.

These data suggest that the first derivative of electrical impedance change as obtained by the disk electrode method reflects aortic flow at the arch and descending aorta.

Key words

Non-invasive method Aortic flow velocity Electrical impedance change

序

心拍動に伴って生体の電気インピーダンスが変化することは、Azler ら¹⁾により報告されて以来、種々の研究により示されている。中でも Kubicek ら²⁾は、頸部および剣状突起下に2対のアルミ箔

テープ電極を巻き、外側電極より微少高周波定電流を印加し、内側電極からインピーダンスを検出、その一次微分波形を心電図と同時に記録して、いわゆるインピーダンスカルディオグラフィを開発した。これは胸郭内の縦方向の血管を円筒型モデルとして、心拍出により管径が増大するとした

名古屋市立大学医学部 第三内科教室
名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄1 (〒467)

The Third Department of Internal Medicine, Nagoya City University, Mizuho-cho, Mizuho-Ku, Nagoya 467

Received for publication December 12, 1985; accepted February 17, 1986 (Ref. No. 31-K6)

ときの容積変化によるインピーダンス変化から, 心時相や心拍出量を算出しようとする試みである. しかし心不全時にはその測定精度の低下が報告されている³⁾. すなわち, 心不全時における左房, 肺動脈の拡大, 胸郭内水分量の増加などにより, 胸郭内の電流分布が変化し, インピーダンス変化が必ずしも大動脈の容積変化を反映しなくなると考えられる.

一方, 健常人においては, Kubicek 法によるインピーダンス変化 (ΔZ) の一次微分波 (dz/dt 波) が, 大動脈流速波形と似ることが知られている⁴⁾.

以上のことから, 胸郭内水分量の変化による電流分布の問題を除外し, 左室の駆血状態のより直接的な反映である大動脈血流に由来する電気インピーダンス変化を検出する目的で, 同軸円電極を用いて, 背部体表面の電気インピーダンス変化を記録した. 同時に, 大動脈流速をカテーテル先型流速計により求め, その相似性について検討し, 非観血的な大動脈流速測定とその臨床応用について検討した.

方 法

心拍動に伴う大動脈の電気インピーダンス変化を最もよく反映する誘導法を決定するため, 背部9ヵ所に同軸円電極(日本光電製 NI-601V)を装着した(Fig. 1). すなわち, 第2胸椎レベルで, 後正中線上の点(点2)を中心に, 左右肩甲線上の位置(点1と点3)の3点と, 心電図胸部誘導 V_8 (点7), V_9 (点8), V_{SR} (点9)の3点を決め, さらに第2胸椎レベルと $V_8 \sim V_{SR}$ レベルの中間点を点4, 5, 6, とした. 以上, 各2点の組み合わせ36通りについて, 外側電極より $350 \mu A$, 50 kHz の微小高周波定電流を印加し, 内側電極よりインピーダンスを検出した. この内, 心拍動に伴う最も大きな変化を記録でき, かつ呼吸性変動の少ない安定した基線の得られる誘導は, 点2と点7および点2と点8の組み合わせであった. ただ点8は対象によって, 脊柱の陥凹により, 電極の装着が困難なことがあり, 点2と点7の間の誘導を“A-lead”

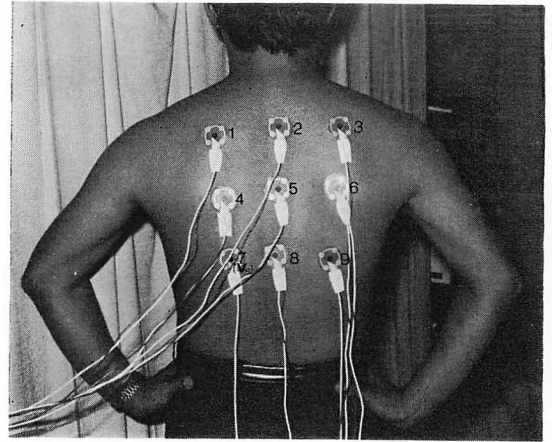


Fig. 1. Disk electrode position (nine points) for the preliminary examination to decide the best 2 points lead.

Electrical impedance between 2 points is measured in 36 combinations, each with two leads.

として, 以下の検討を行った (Fig. 2).

A-lead により記録されるインピーダンスは駆血時に減少する. 記録図ではインピーダンスの減少が上方向の振れとして記録されるよう, 極性を逆転した. インピーダンス変化 (ΔZ) の一次微分波 (dz/dt 波) は駆血時上方向に振れ, この波を“e 波”と命名した[駆血 (ejection) の波という意味で e 波とした]. この e 波の基線より peak までの高さを“e 波高”とし, Ω/sec で表わした.

心臓カテーテル検査施行時に, A-lead によるインピーダンス変化と, 電磁血流計 (Miller 製 RT-505, probe; 7F vpc-673A) により, 大動脈上行部から腹部大動脈までの流速を同時記録した. 症例は25例でその内訳は, 大動脈弁閉鎖不全症3例 (NYHA I度, Sellers I~II度), 冠動脈疾患14例, 冠動脈に有意な狭窄を認めない5例, その他, 大動脈炎症候群など3例である. なお, 冠動脈疾患のうち, 胸部レ線写真上, 大動脈の石灰化, 蛇行の強い6例を動脈硬化症例とし, 冠動脈に有意狭窄を認めず, 臨床的にも正常と判断した5例を健常群として検討した. 大動脈血流速度は, 上行部としては大動脈弁上約 5 cm の位置,

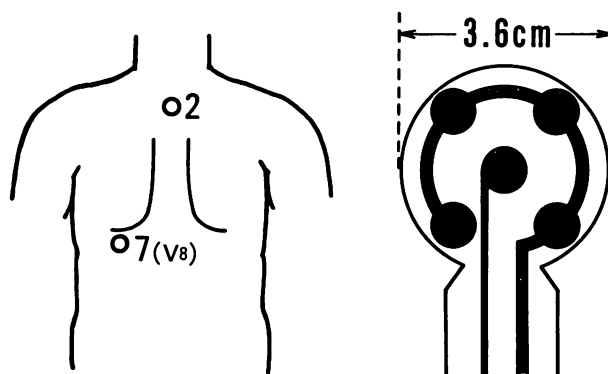


Fig. 2. A-lead position and schematic representation of the disk electrode.

Disk electrodes are attached at the level of the second thoracic vertebra in the posterior median line and at the V₈ lead for ECG.

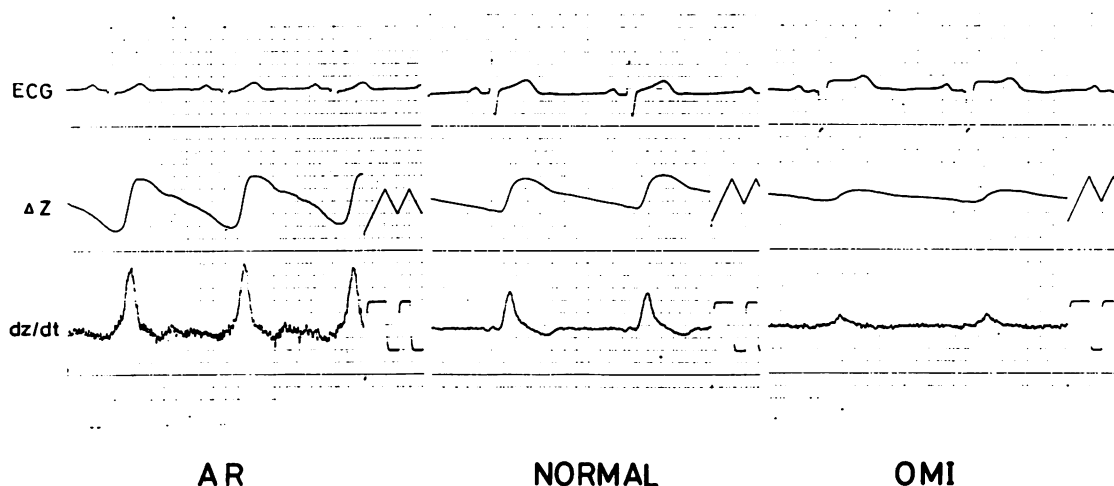


Fig. 3. Simultaneous recordings of the ECG, impedance changes (ΔZ) and the first derivatives of ΔZ (dz/dt).

AR=aortic regurgitation; OMI=old myocardial infarction.

大動脈弓部としては左右総頸動脈分岐部中点，下行部としては左鎖骨下動脈分岐直後，および腹部大動脈部としては横隔膜下レベルから記録した。同時に，A-lead によるインピーダンス変化の一次微分波を記録し，観血的に求めた大動脈流速波形と比較検討した。記録は MC₅ 誘導による心電図をあわせて，ポリグラフ（日本光電製 RM-6000）に紙送り速度 50 mm/sec ないし 100 mm/sec で

行った。

結 果

Fig. 3 は，大動脈弁閉鎖不全例，健常例，陳旧性心筋梗塞例の心電図とインピーダンス変化 (ΔZ)，およびその一次微分波 (dz/dt) の同時記録図である。e 波高は健常例に比べ梗塞例で低く，大動脈弁閉鎖不全例で高かった。

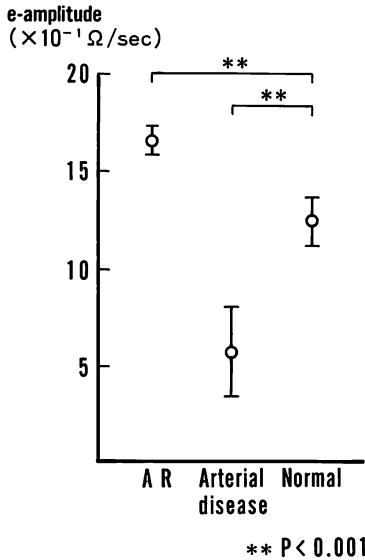


Fig. 4. Height of e wave (e-amplitude) in aortic regurgitation, arterial disease and in normal subjects.

The e wave is significantly higher in the AR group and lower in the arterial disease group.

大動脈弁閉鎖不全群と動脈硬化群, および健常群の e 波高を Fig. 4 に示す. e 波高は健常群で 12.7 ± 1.5 であるのに対し, 動脈硬化群では 5.8 ± 2.3 と有意に低く, 大動脈弁閉鎖不全群では 16.9 ± 1.1 と有意に高かった.

Fig. 5 はカテ先電磁流速計により求めた大動脈弓部における大動脈圧と大動脈流速, および dz/dt 波である. e 波は大動脈流速波形の駆出時相に一致してみられた. Fig. 6 に特異な大動脈流速波形を呈した大動脈炎における大動脈弓部での流速波形と dz/dt 波を示す. 心収縮期のみならず, dz/dt の拡張期における逆流成分の peak も, 大動脈流速波形のそれと一致していた.

Fig. 7 は上行大動脈部から腹部大動脈に至るまでの大動脈流速波形と dz/dt 波の比較である. 波形自体の相似性は, 大動脈弓部から下行部にかけての記録で最もよく観察された. また e 波の peak 点と立ち上り点を, 大動脈流速波形の peak 及び立ち上り点と比較すると, 上行大動脈部では流速波形の方が約 20~30 msec 先行していたのに対し, 腹部大動脈部では, 逆に遅延していた.

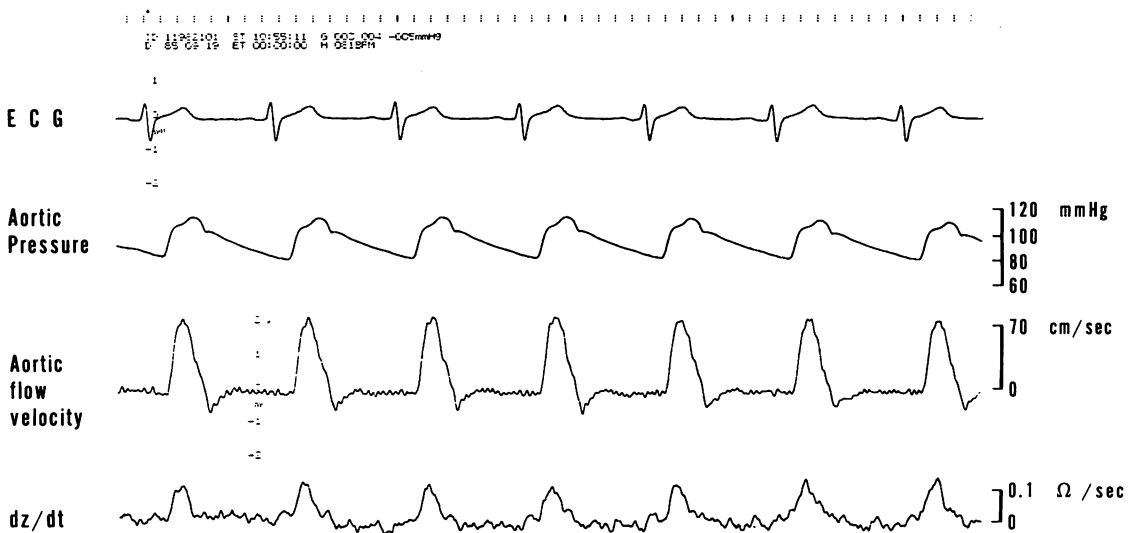


Fig. 5. Simultaneous recording of ECG, aortic pressure, aortic flow velocity and dz/dt in a case of old myocardial infarction (36-year-old male).

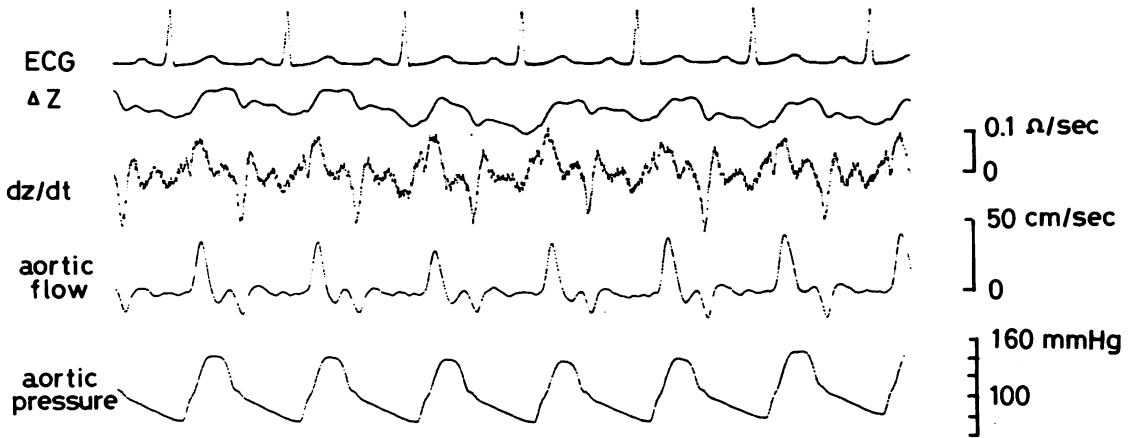


Fig. 6. Simultaneous recording of ECG, aortic pressure, aortic flow velocity and dz/dt in a case of aortitis (39-year-old male).

Each peak in the dz/dt wave coincides with the aortic flow curve peak.

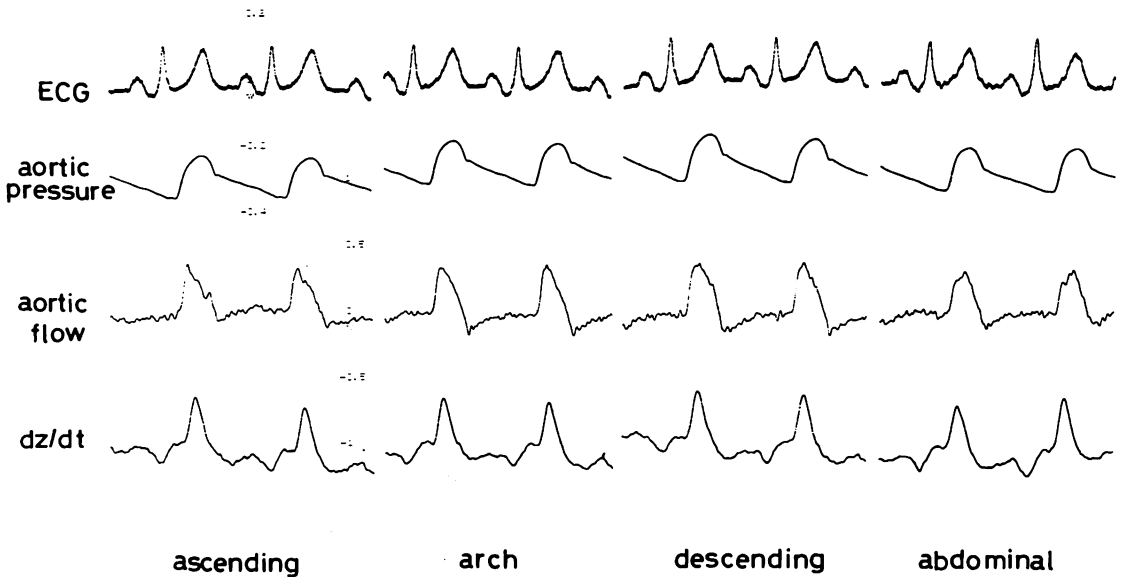


Fig. 7. Simultaneous recording of ECG, aortic pressure, aortic flow and dz/dt in different aortic segments.

The time lag between the start of the upward deflection and the peak value of the dz/dt wave coincides with those of the aortic flow curve measured at the arch and descending aorta. These time lags are about 20 to 30 msec as compared with the ascending aortic flow curve, and are earlier compared with the abdominal aortic flow curve.

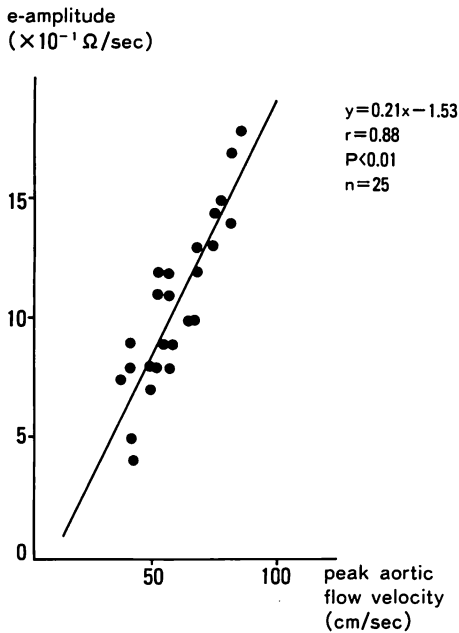


Fig. 8. Correlation between the peak aortic flow velocity and the amplitude of the e wave.

大動脈弓部から下行部では両者はまったく一致していた。

25 症例について、観血的に求めた大動脈弓部の最大血流速度 (cm/sec) と A-lead の e 波高 (Ω/sec) の相関は Fig. 8 の如くで、相関係数は $r = 0.88$ ($p < 0.01$) と高く、 $Y = 0.21X - 1.53$ の回帰式が得られた。

考 察

背部第 2 胸椎レベル後正中線上と心電図 V_8 の点に同軸電極を装着すると、その間の電気インピーダンスにおける e 波高は陳旧性心筋梗塞例で低く、大動脈弁閉鎖不全例で高かった。このことは大動脈流速は動脈硬化例⁵⁾や心機能低下例⁶⁾で低く、大動脈弁閉鎖不全例⁷⁾で高くなるという従来の報告と同一である。また e 波が大動脈流速波の立ち上りや最大流速の時相に一致したこと、e 波高が観血的に求めた同部位の大動脈最大流速と高い相関関係にあること、またさらに A-lead の

電極装着部位が解剖学的に大動脈下行部に一致することから、この lead による電気インピーダンス変化は、大動脈の弓部から下行部における流速を反映していると思われる。しかし、e 波高と最大大動脈流速とは非常に高い相関がみられたものの、e の波形は駆血期の大動脈流速波形と必ずしも一致しなかった。一般に Kubicek 法による心拍出量算出のさい、心収縮により大動脈への血液流入は起こるが、末梢への流出はなく、したがって大動脈容積に変化が起こることを仮定している²⁾。しかし、実際には末梢への血液の流出があり、流速を表わすとされる ΔZ の一次微分が必ずしもすべて流速を表わすとは考えられない。一方、Visser ら⁸⁾は、管径変化の起らないプラスチック製の管内の血液では、拍動流とした場合、インピーダンス変化が起こるのに対し、血漿のみでの拍動流ではインピーダンス変化が起らないことを報告し、流速による赤血球の配向がインピーダンス変化を起こすと仮定している。すなわち、 ΔZ は容積変化による成分のほか、血流速度による直接的な影響を受けると考えられる。これらの理由から、 ΔZ の一次微分波形は実際の流速波形とはある程度異なると考えられる。しかし、最大流速に関しては、大動脈流入の早期に起こり、血液の末梢への流出も少なく、ほぼ流入量が容積変化と一致するため、 ΔZ の一次微分の peak 値、すなわち e 波高は、大動脈の最大流速を表わすものと考えられる。

このような理由から、Kubicek らによる 4 テープ電極法の dz/dt 波も大動脈流速と相似すると考えられるが、4 テープ電極法の場合、胸郭内には、大動脈以外に肺動脈、肺、心臓、静脈系など、電気インピーダンスに影響を与える因子が多く存在し、その生理的、解剖的關係より、個々の症例での電気分布が異なり、 ΔZ が拍動に伴うどの部分を反映しているかが変動するため、絶対値の信頼性が低下することになる。それに対し、同軸円電極による今回の誘導法は、電気分布が局所に限られ、インピーダンス変化に影響を与える因子の関

与が少ない。したがって非観血的な大動脈血液流速の検出に適しており、それを利用する左心機能の判定や大動脈硬化度の指標に役立つと考えられる。

要 約

心臓カテーテル検査を施行中、カテーテル先端電磁血流計により、25症例について大動脈の血流速度を測定した。同時に背部第2胸椎レベル後正中線上と心電図胸部誘導部位 V_8 の位置に同軸円電極を装着し、外側電極より $350 \mu\text{A}$, 50 KHz の微少高周波定電流を印加し、内側電極より電気インピーダンスを記録した。電気インピーダンス変化 (ΔZ) の一次微分波 (dz/dt 波) は駆血期にインピーダンスが減少(上方向の振れとして記録, e 波と呼称)した。e 波高は動脈硬化疾患で低く、大動脈弁閉鎖不全で高かった。e 波の立ち上がり点と peak 時相は、大動脈弓部から下行大動脈部にかけての大動脈流速波と一致したが、上行大動脈部よりは $20\sim 30 \text{ msec}$ 遅く、腹部大動脈に比べると逆に $20\sim 30 \text{ msec}$ 速かった。大動脈弓部で測定した最大流速と e 波高とは $r=0.88$, $p<0.01$ の高い相関を有し、 $Y=0.21X-1.53$ の回帰式を得た。以上から、この方法による電気インピーダンス変化の一次微分波は、大動脈弓部から下行大動脈部にかけての大動脈流速を反映すると考えられた。

同軸円電極による局所電気インピーダンス変化

は、Kubicek らによる4テープ電極法に比べ、肺動脈、肺、静脈など電気インピーダンスに影響を与える因子の関与が少なく、大動脈血流の非観血的計測に適していると思われる。

文 献

- 1) Atzler E, Lehmann G: Über ein neues Verfahren zur Darstellung der Herzstätigkeit (Dielektrographie). *Arbeitsphysiol* 5: 636-680, 1932
- 2) Kubicek WG, Karnegis JR, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH: Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 37: 1208-1212, 1966
- 3) Bleicher W, Steil E, Fiderer F, Wolf M: Limits of calculation of cardiac output from the impedance cardiogram. *Proc. Vth ICEBI*: 171-174, 1981
- 4) Mohapatra SN: Non-invasive Cardiovascular Monitoring by Electrical Impedance Technique. Pitman Medical, London, 1981
- 5) Westerhof N, Sipkema P, Bos VD, Elzinga G: Forward and backward waves in the arterial system. *Cardiovasc Res* 6: 648-656, 1972
- 6) Donald ON, Noble RJ, Hurst VW: Peak aortic flow and acceleration as indices of ventricular performance in the dog. *J Lab Clin Med* 77: 307-318, 1971
- 7) Pepine CJ, Nichols WW: Aortic input impedance in cardiovascular disease. *Prog Cardiovas Dis* 24: 307-318, 1982
- 8) Lamberts R, Visser KR, Zijlstra WG: Impedance Cardiography. Van Gorcum, The Netherlands, 1984