

電気インピーダンス変化パターンによる 非観血的血圧測定

竹前 忠¹⁾ 小杉 幸夫²⁾ 亀井 宏行²⁾
大久保信一³⁾ 山田 博美³⁾ 松岡 健³⁾
本郷 実³⁾ 松山 潔¹⁾ 池辺 潤²⁾
熊谷 頼明⁴⁾

- 1) 信州大学工学部精密工学科
- 2) 東京工業大学精密工学研究所
- 3) 信州大学医学部第1内科学教室, 心脈管病研究室
- 4) 京浜病院

Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure by Pattern of Electrical Impedance Change

Tadashi TAKEMAE¹⁾, Yukio KOSUGI²⁾, Hiroyuki KAMEI²⁾,
Shinichi OKUBO³⁾, Hiroyoshi YAMADA³⁾, Ken MATSUOKA³⁾,
Minoru HONGO³⁾, Kiyoshi MATSUYAMA¹⁾, Jun IKEBE²⁾
and Yoriaki KUMAGAI⁴⁾

- 1) *Faculty of Engineering, Shinshu University*
- 2) *Research Laboratory Precision Machinery and Electronics, Tokyo Institute of Technology*
- 3) *Department of Internal Medicine and Research Laboratory for Cardiovascular Diseases, Shinshu University School of Medicine*
- 4) *Keihin Hospital*

A new method of noninvasive blood pressure (BP) measurement using a pattern of electrical impedance change was investigated. The change in impedance, which reveals the change in blood flow, is observed on the antebrachial region when the cuff pressure is gradually reduced. Computer simulations concerning arterial volume and pressure changes at the antebrachial region during the decrease of cuff pressure and measurement with the direct method showed that both systolic and diastolic pressures could be estimated correctly from the pattern of impedance change.

In order to evaluate the validity and usefulness of this method, the BP measurements were performed in parallel with auscultation or the direct method in healthy subjects and patients with hypertensive, coronary, and pulseless diseases and aortitis syndrome. In 42 control subjects the measurements agreed with those obtained by the auscultatory method. Acceptable BP values were also obtained by this method in a few patients where the conventional auscultatory measurements were in error or were difficult to apply.

The method will be particularly useful in noisy environments and for patients whose BP values can hardly be measured by the auscultatory method. *Shinshu Med. J.*, 33: 106-113, 1985

(Received for publication November 14, 1984)

Key words : noninvasive measurement, blood pressure, electrical impedance, changing pattern, auscultatory method

非観血的測定, 血圧, 電気インピーダンス, 変化パターン, 聴診法

I まえがき

現在, 非観血的血圧測定法として最も一般的に広く使用されている聴診法は, 手技が簡単で, 通常精度上もほとんど問題はない。しかし, この測定法にはコロトコフ音を認識する際の主観的判断による観測者間変動がある¹⁾。また, コロトコフ音の聴取が困難な騒音環境下では, 大きな測定誤差を招きやすい²⁾。さらには, 大動脈炎症候群, 動脈硬化症などで末梢動脈拍動の触知が困難な患者や極度の肥満者ではコロトコフ音が不明瞭であるために, やはり聴診法による正確な血圧測定は難しい³⁾。このようなことから, コロトコフ音を媒体としない新しい血圧測定法の開発が必要であると考えられる⁴⁾。

一方, 無侵襲的生体計測法のひとつである電気インピーダンス法は測定が容易であり, 今までに心拍出量, 組織血流量, 換気量, 体内水分量などの測定について多くの研究が積み重ねられてきている⁵⁾⁻⁸⁾。この方法は定量的測定に関しては臨床医学上の評価は必ずしも一定ではないものの, 生体現象のモニタリングでは高く評価されている⁷⁾。

著者らは, 上腕部に巻かれたカフの減圧に伴って観察される前腕部のインピーダンスの変化パターンを利用した収縮期圧および拡張期圧の測定法を提案し, その精度と有用性について検討したので報告する。

II カフ圧減圧に伴う前腕部動脈の容積・圧変化

聴診法による血圧測定と同様の操作で, 上腕部にカフを巻きつける。カフ圧に送気して, カフ圧を収縮期圧より上昇させ, 次に徐々に排気してカフ圧減圧過程の数十秒間に, 前腕部の電気インピーダンスは一定の変化パターンを示す。この要因としてはふたつが考えられる。ひとつは, 高いカフ圧により遮断されていた上腕動脈血流が減圧によって再開し, その結果生ずる前腕部動脈の容積変化であり, もうひとつはそれと同様の機序による静脈の容積変化が考えられる。しかし後者は, カフ圧が拡張期圧よりさらに低くなった時点で生じるために, 動脈血圧測定時にはほとんど影響せず, 無視し得ると考えられる。そこで, カフ圧減圧

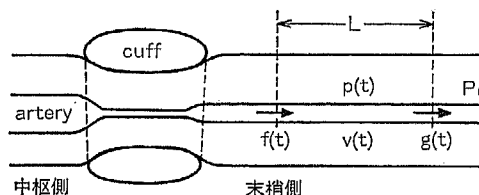


図1 カフ末梢側の動脈モデル
(P_0 : 末梢側の圧力)

過程での動脈容積変化について検討することにした。

対象とする動脈の容積変化部位は, 図1に示すような橈骨動脈あるいは尺骨動脈の長さ L の区間である。カフ圧が減圧され収縮期圧を下まわった時から, カフ中枢側からこの区間に流入する血液量を $f(t)$, この区間から末梢側へ流出する量を $g(t)$ とする。血流遮断時のこの区間を V_0 , 容積変化 Δv による圧力変化を Δp , 容積弾性率を K (一定)とし, また圧力は血液量の増減のみによって定まるものと仮定すると次式が成り立つ。

$$K = \frac{\Delta p}{\Delta v} \cdot V_0 \quad (1)$$

時間的变化に対して(1)式は

$$\frac{dp}{dt} = \frac{K}{V_0} \cdot \frac{dv}{dt} \quad (2)$$

となる。これに $dv/dt = f(t) - g(t)$ を代入して,

$$\frac{dp}{dt} = \frac{K}{V_0} \cdot \{ f(t) - g(t) \} \quad (3)$$

を得る。ここで, 血圧測定に要する時間, すなわちカフ圧が拡張期圧より低くなるまでの時間内では, うっ血が生じないと仮定し, 末梢側の流れに対する抵抗を R_0 (一定), また圧力を P_0 (一定)とすると,

$$g(t) = \frac{p(t) - P_0}{R_0} \quad (4)$$

となり, (3)式は次のようになる。

$$\frac{dp}{dt} + \frac{K}{V_0 \cdot R_0} p = \frac{K}{V_0} f(t) + \frac{K}{V_0 \cdot R_0} \cdot P_0 \quad (5)$$

また、区間Lの容積 $v(t)$ は、

$$v(t) = V_0 + \int_{t_0}^t \{ f(\tau) - g(\tau) \} \cdot d\tau \quad (6)$$

で与えられる。

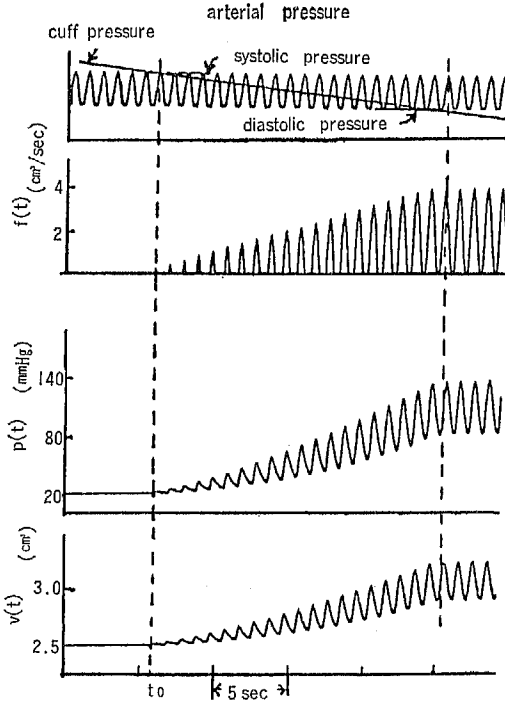


図2 モデルのシミュレーション結果

図2に(5), (6)式をアナログコンピュータでシミュレートして得られた圧力変化 $p(t)$ と容積変化 $v(t)$ を示す。ここで用いた $f(t)$ は図2に示すように、血流波形を正弦波で近似し、カフ圧が収縮期圧より低くなり始める時点から徐々に脈動を伴い増加し、拡張期圧より低くなった時点から定常の流れに戻るものと考えた。使用した各係数値は、 $V_0=2.5(\text{cm}^3)^9$ 、 $K=3,400(\text{mmHg})^{10}$ 、 $P_0=20(\text{mmHg})$ 、 $R_0=40(\text{mmHg}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3)$ とした。なお、 R_0 は通常の場合について求めた。すなわち、 P を 100mmHg 、動脈半径 $r=0.2\text{cm}$ 、流速 $a=20\text{cm}/\text{sec}$ とし、流量 $F=\pi r^2 \cdot a$ を求め、 $R_0=P/F$ から算出した。

カフ圧が収縮期圧より低くなり血流が再開される時点から、圧力と容積は脈動しながら増加し、カフ圧が拡張期圧より低くなり血流が定常の流れに戻る時点でこれらの増加は停止している。したがって、この容積変化のパターンが電気インピーダンスの変化として捕

えられれば、その変化パターンとカフ圧から収縮期圧および拡張期圧が求まると考えられる。

III カフ圧減圧に伴う前腕部のインピーダンス変化パターン

被験者を用い、カフ圧減圧過程での前腕部のインピーダンス変化パターンと直接法による上腕動脈圧変化を同時測定して、前述のシミュレーション結果と比較検討した。

また、前腕部でのインピーダンスの測定部位を変えてパターンに変化があるかどうかについても検討した。

A 方法

インピーダンスの測定は4電極法を用い、印加電流は周波数 50KHz 、 0.5mA とした。電極は心電図用ディスポーザブル電極(アドバンス社製、レクトロードE38,あるいはレクトロードN)を使用した。

直接法は、ベニユーラ針(トップ社製、V-1)を右上腕動脈に刺入し、圧力トランスジューサ(三栄測器社製、45266)で記録測定した。図3(a)に電極の貼付位置と針の刺入部位を示す。なお、被験者は著者の1人で、年齢31歳、健康男性であり、体位は背臥位である。

測定部位とインピーダンス変化パターンの関係については、電極の貼付位置を前腕の屈側、伸側、橈骨側、尺骨側それぞれの長軸方向および前腕の長軸と直交する方向の5種類に変えてそれぞれのパターンで検討した。

なお、カフ圧減圧速度および繰り返し測定する際の条件は聴診法に準じた。

B 結果

カフ圧減圧過程で同時記録された上腕動脈圧変化と、インピーダンス変化パターンを図3(b)に示す。動脈圧変化はシミュレーション結果とよく一致している。インピーダンスが脈波を伴って減少を始める時点は圧力が同様に脈波を伴い上昇する時点と一致している。圧力が上昇している間インピーダンスは減少し、圧力の上昇が停止した時点でインピーダンスの減少も停止している。

直接法で測定された血圧値は収縮期圧 ($P_s=150\text{mmHg}$)、拡張期圧 ($P_d=95\text{mmHg}$) であった。また、インピーダンス変化パターンからは収縮期圧 ($P_{is}=148\text{mmHg}$)、拡張期圧 ($P_{id}=92\text{mmHg}$) と測定された。

電極の貼付位置を移動させてもインピーダンス変化パターンはほとんど変わらず、血圧測定に必要な変曲

インピーダンス変化パターンによる血圧測定

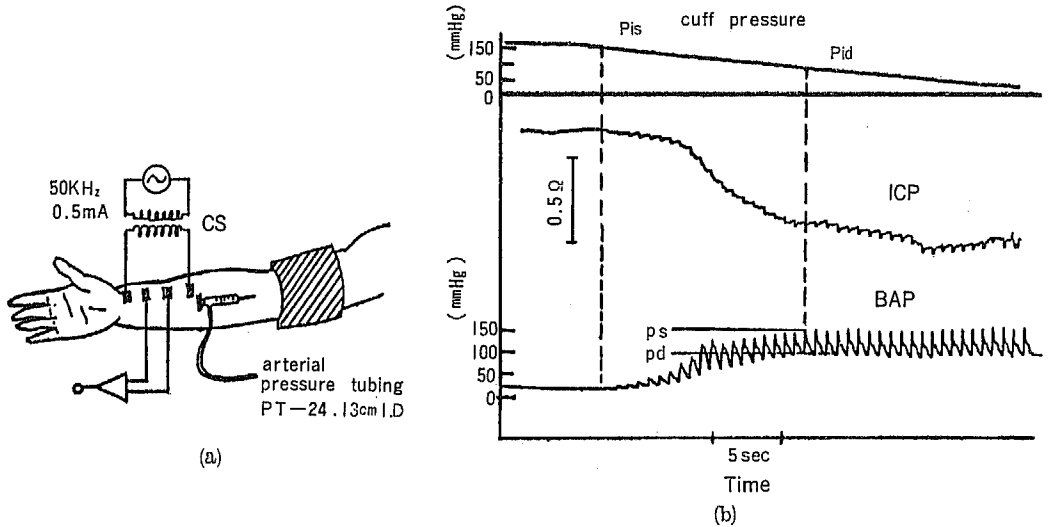


図3 インピーダンス変化パターン(ICP)と直接法による動脈圧(BAP)変化の同時測定
 (a) 電極の貼付位置と針の刺入部位 (b) 測定結果 (CS: 定電流源)

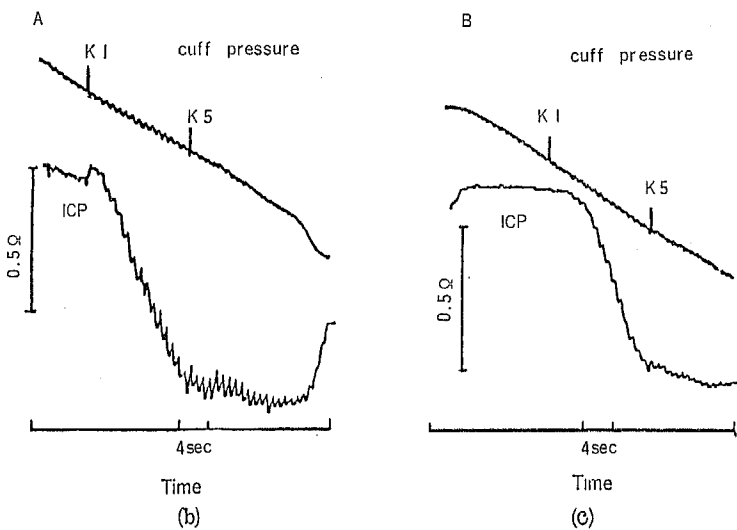
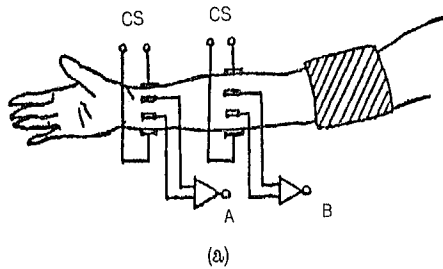


図4 電極の貼付位置を変えたときのインピーダンス変化パターン(ICP)。(b), (c)は(a)に示す測定位置A, Bで観察されたそれぞれのICP (CS: 定電流源)

点は再現性よく観察された。1例として、図4(a)に示す電極の貼付位置で観察されたインピーダンス変化パターンを同図(b), (c)に示す。

C 考察

カフ圧減圧に伴う前腕部のインピーダンス変化パターンは、同時測定された上腕動脈圧の変化とシミュレーション結果から、動脈の容積変化に対応しているものと考えられる。すなわち、インピーダンスが脈波を伴い減少し始めるのはカフ圧が収縮期圧より低くなり脈波の頂点で血流が開始されるためであり、インピーダンスが減少している間はカフ圧により一旦血流が遮断され虚脱していた動脈が再び定常の径に復していると考えられる。さらに、インピーダンスの減少が停止するのはカフ圧が拡張期圧より低くなり、血流がカフ圧の影響を受けず定常の流れに戻って、動脈の径変化も停止するためと考えられる。

以上のことから、インピーダンスが脈波を伴い減少を始める時点とその減少が停止する時点のカフ圧がそれぞれ収縮期圧および拡張期圧に相当するものと言える。したがって、インピーダンス変化パターンと直接法による血圧値はきわめて近似しており、臨床应用到十分な精度と思われる。

カフ圧が拡張期圧よりもさらに低くなると、インピーダンスが再び上昇する現象がみられるが、これはカフ圧が静脈圧より低くなり、末梢側にうっ滞した静脈血流が再開されるためと考えられる。

IV インピーダンス変化パターンによる血圧測定

前述した直接法との比較でインピーダンス変化パターンによる血圧の測定値は精度的に良い結果が得られた。これは1例であるため、さらに本法の精度を確認するため、多くの被験者について聴診法との比較検討を行った。また、本法の有用性について、聴診法では大きな誤差を招くか困難である患者に対し血圧測定を試みた。

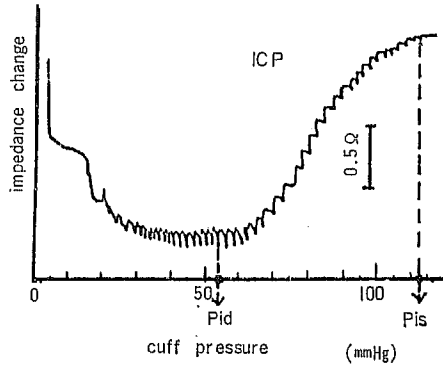


図5 インピーダンス変化パターン (ICP) による血圧測定の実例
Pis=112mmHg
Pid=54mmHg

A 対象および方法

対象は任意の健康成人群42名 (男26名, 女16名, 平均年齢35±15歳), 大動脈炎症候群患者2例, 高血圧性心疾患患者1例, 動脈硬化症患者1例である。

大動脈炎症候群1例を除く3例では、心カテーテル検査中に直接法によっても血圧を測定した。カテーテル先端の位置は大動脈弓部である。患者の体位は背臥位で、健康人の場合は座位である。電極の貼付位置は前腕の長軸方向とした。

インピーダンス変化パターンから血圧を測定する際の実例を図5に示す。

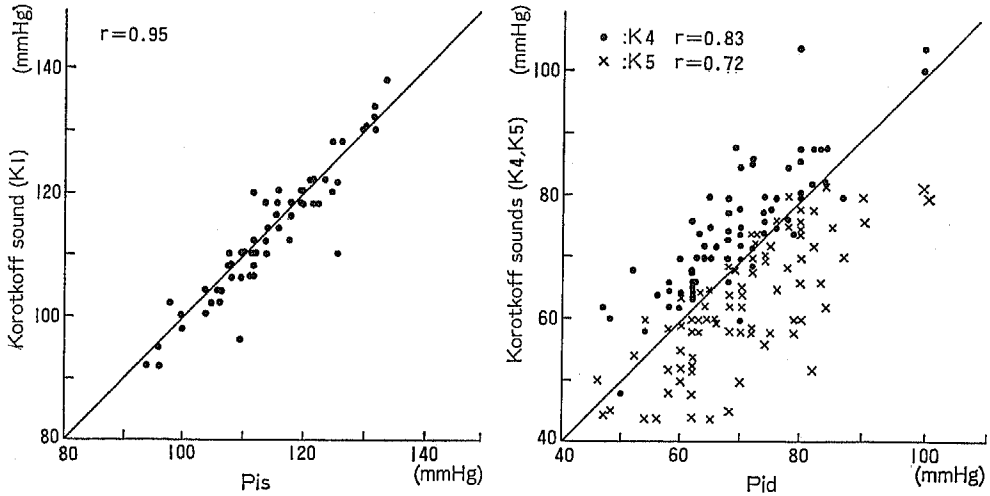
B 結果

図6は健康人42名でインピーダンス変化パターンと聴診法で測定された血圧値を比較したものである。収縮期圧に関しては、インピーダンス変化パターンから求められた値 (Pis) とコロトコフ音の1相の始まり (K₁) のカフ圧との相関係数は0.95であり、ほとんど一致しているが、Pisの方が数mmHg高くなる傾向がある。拡張期圧に関しては、インピーダンス変化パターンから求められる値(Pid)はコロトコフ音の4相および5相の開始時点 (K₄, K₅) のそれぞれのカフ圧

表1 直接法との比較

	病名	直接法 (mmHg)			インピーダンス変化パターン (mmHg)		聴診法 (mmHg)		
		収縮期圧	拡張期圧	(測定部位)	Pis	Pid	K ₁	K ₄	K ₅
Sub. A	大動脈炎症候群	198	108	大動脈弓部	200	114	200	118	106
Sub. B	高血圧性心疾患	205	100	大動脈弓部	204	104	200	116	108
Sub. C	動脈硬化症	125	105	大動脈弓部	126	106	126	72	58

インピーダンス変化パターンによる血圧測定



(a) 収縮期圧 (b) 拡張期圧
 図6 インピーダンス変化パターンと聴診法による血圧測定と比較

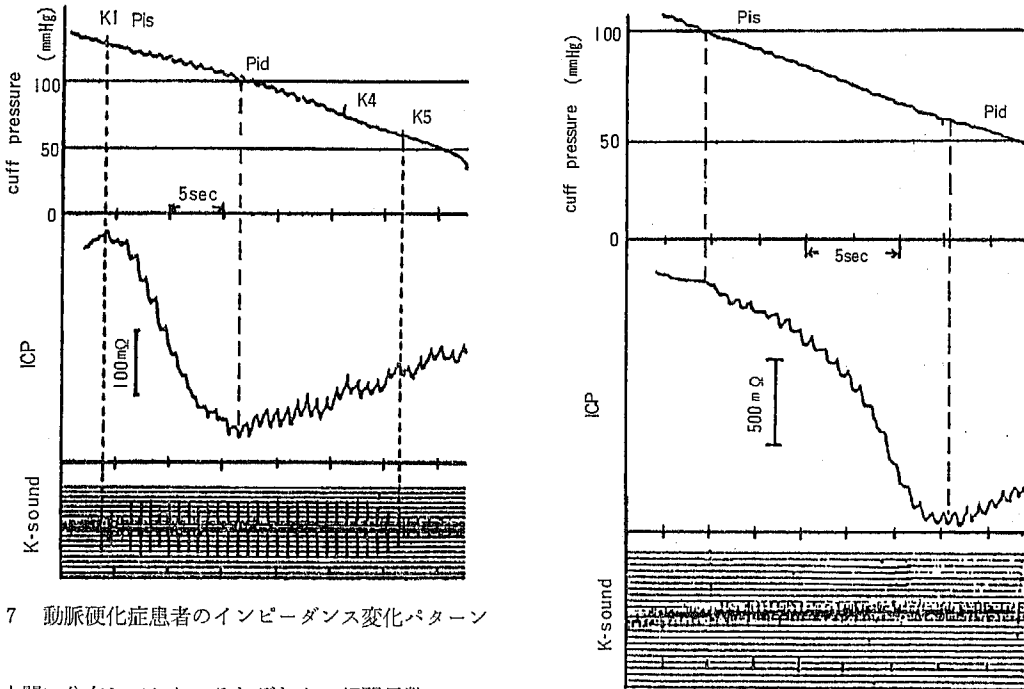
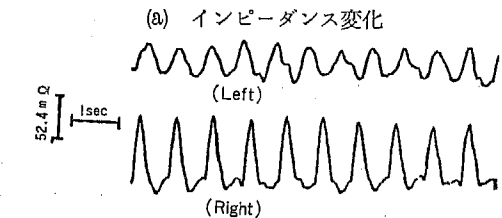


図7 動脈硬化症患者のインピーダンス変化パターン

の中間に分布しており、それぞれとの相関係数は0.83, 0.72で両値の中間値より K_4 の方に近い。

表1に患者3名の直接法と聴診法およびインピーダンス変化パターンから測定された血圧値を示す。動脈硬化症患者の拡張期圧を除いて、3法の測定結果はほぼ一致している。動脈硬化症患者の拡張期圧については直接法とインピーダンス変化パターンから測定された値はほとんど等しいが、聴診法では図7に示すように、コロトコフ音はカフ圧がかなり低くなるまで発生



(a) インピーダンス変化 (b) 左右両腕のインピーダンス脈波
 図8 脈なし症患者のインピーダンス変化パターン (ICP) と左右両腕のインピーダンス脈波

しており、 K_4 を用いても約30mmHg低く測定された。

図8(a)は左上肢ではコトコフ音の聴取が困難な大動脈炎症候群患者の左前腕部で観測されたインピーダンス変化パターンである。記録上もコトコフ音はきわめて小さく判別が困難であったが、インピーダンス変化パターンは明瞭であり、 $P_{is}=98\text{mmHg}$ 、 $P_{id}=72\text{mmHg}$ と測定された。図8(b)は電極の貼付位置を同じくして、左右両前腕で観測されたインピーダンス変化を、カットオフ周波数0.2Hzのハイパスフィルタに通し、拡張期圧付近に対応する部分の脈波成分を記録したものである。右上肢ではコトコフ音は明瞭に聴取されたが、この右前腕部に比べ左前腕部の脈波成分の振幅は約1/2であった。

C 考察

インピーダンス変化パターンから求められる収縮期圧が聴診法よりわずか高くなる傾向は、コトコフ音の1相の初めの音が弱いため聴きのがされ、2~3番目の音が K_1 として判断されることがあるためと考えられる。

聴診法において、拡張期圧として K_4 と K_5 のどちらを使うかに関しては、多くの研究者が直接法と比較、検討してきている。それらによると、 K_4 を用いる方が生理学的観点からも正しいとする者が多い⁽¹¹⁾⁻⁽¹⁴⁾。しかしながら、真の拡張期圧は K_4 と K_5 の間にあるという報告もある⁽¹⁵⁾。このようなことから、インピーダンス変化パターンから求められる値は K_4 と K_5 の間に分布しているため拡張期圧として精度的に問題は無いと思える。

以上、インピーダンス変化パターンから測定される血圧値の精度は、聴診法との比較および3名の患者で行われた直接法との比較から確かめられたものと考えられる。

動脈硬化症患者の拡張期圧で、直接法とインピーダンス変化パターンによる値に比べ、聴診法による値がかなり低く測定されたこと、また大動脈炎症候群の患者でコトコフ音の聴取が困難な場合でも、インピーダンス変化パターンは明瞭で血圧測定が可能であったことなどから、インピーダンス変化パターンによる血圧測定の有用性が示唆されたものと考えられる。特に、動脈硬化症患者でのインピーダンス変化パターンと聴診法による測定値の差違は、動脈硬化と関係するものと思われ、興味ある問題であると考えられる。

V むすび

電気インピーダンス変化パターンを用いた非観血的血圧測定法を提案し、聴診法および直接法との比較結果から本法の精度と有用性について検討を加えた。

本法は発生機序が不明確なコトコフ音を必要とせず、騒音下での血圧測定法として有用である。また、聴診法では測定が困難であるか、あるいは大きな測定誤差を招くおそれがある患者に対する血圧測定法として期待される。

謝 辞

本研究を行うにあたり、進んで被験者になって下さった方々に深謝いたします。また、直接法を行う際に御協力いただいた信州大学医学部附属病院中央放射線部丸山 清助教授ならびに心血管撮影室の方々に深謝いたします。

(本論文の要旨は、昭和58年4月4日電子通信学会総合全国大会、昭和58年9月30日電子通信学会医用電子と生体工学研究会および、昭和60年3月29日第49回日本循環器学会総会において発表した。)

文 献

- 1) Eillersten, E. and Humerfelt, S. : The observer variation in the measurement of arterial blood pressure. Acta Med Scand, 184 : 145-157, 1968
- 2) 金井 寛 : 生体の計測と計測システム. 桜井靖久 (編), 医用工学 ME の基礎と応用, 第1版, pp. 277-313, 共立出版, 東京, 1980
- 3) 山越憲一 : 非観血的血圧測定. 医用電子と生体工学, 17 : 496-503, 1979
- 4) 斎藤正男, 池田研二, 古幡 博, 井街 宏 : 生体計測制御基礎論. 阪本捷房, 斎藤正男 (編), 生体と ME, 基礎から計測制御まで, 第1版, pp. 186-299, 東京電機大学出版局, 東京, 1980
- 5) 金井 寛 : インピーダンス計測の基礎と臨床への応用. 臨床検査, 26 : 421-429, 1982
- 6) 金井 寛 : 生体電気インピーダンスとその臨床応用. 医用電子と生体工学, 20 : 140-146, 1982
- 7) 国重 宏 : 胸郭電氣的インピーダンス法. 織田敏次, 阿部 裕, 中川昌一, 滝島 任, 堀内淑彦, 鎮目 和夫, 古川俊之, 祖父江逸郎, 内野治人, 尾前照雄 (編), 心力学. 血流循環計測法, 第1版, pp. 164-193, 永井

書店, 大阪, 1980

- 8) Geddes, L.A. and Baker, L.E. : Principle of Applied Biomedical Instrumentation, pp.276-397, John Wiley and Sons, New York, 1975
- 9) 日本 ME 学会編 : ME 事典. p.588, コロナ社, 東京, 1977
- 10) 望月政司 : 心血管系の力学. 鳴谷亮一, 望月政司, 金井 寛 (編), 循環系の力学と計測, 第 2 版, pp. 7-30, コロナ社, 東京, 1977
- 11) Roberts, L.N., Smiley, J.R. and Manning, G.W. : A comparison of direct and indirect blood pressure determinations. *Circulation*, 8 : 232, 1953
- 12) Van Bergen, F. H., Weatherhead, D.S., Trelor, A.E., Dobkin, A.B. and Buckley, J.J. : Comparison of indirect and direct methods of measuring arterial blood pressure, *Circulation*, 10 : 481, 1954
- 13) Berliner, K., Fujiy. H., Lee, D.H., Yildiz, M. and Garnier, B. : Blood pressure measurements in obese persons. Comparison of intraarterial and auscultatory measurements. *Am J Cardiol*, 8 : 10-17, 1961
- 14) Harrison, E.G., Roth, G.M. and Hines, E.A. : Bilateral indirect and direct arterial pressures. *Circulation*, 22 : 419-436, 1960
- 15) 渡辺和夫 : 血圧測定にかんする研究. *千葉医学会誌*, 34 : 354-373, 1958

(59. 11. 14 受稿)