

頸動脈血流量の無侵襲的定量測定装置の開発

Development of the noninvasive and quantitative measurement system to measure carotid blood flow

藤代健太郎
古平 国泰
青柳 徹
吉村 正蔵
古幡 博*
菅野 亮一*
林 純**
松本 博治**

Kentaro FUJISHIRO
Kuniyasu KODAIRA
Toru AOYAGI
Shozo YOSHIMURA
Hiroshi FURUHATA*
Ryoichi KANNO*
Jun HAYASHI**
Hiroji MATSUMOTO**

Summary

The purpose of the present study is to develop a useful method for detecting non-invasively the abnormality of cerebrovascular hemodynamics.

A noninvasive and quantitative blood flow meter was developed. The new system consisted of an improved ultrasonic Doppler velocimeter and an echotracking system to measure vessel diameter and wall motion which were controlled by a microprocessor.

By this system the absolute values and waveforms of volume flow, velocity and vessel diameter were obtained instantaneously. The measurable range of the system was 5~105 cm/sec in velocity, 2~15 mm in diameter, 5~25 mm in depth, and 0.16~186 ml/sec in volume flow rate. In model experiment, out put of the developed system gave a good agreement with that of an electromagnetic flowmeter, and the error ratio of flow value was within 10%.

In clinical use, the system was applied to the carotid artery of both young and elder healthy subjects and also to the patients with cerebrovascular accident. The elder subjects showed a definite decrease in blood velocity, increase in vessel diameter, decrease in vessel diameter change and consequential decrease in blood volume flow of the carotid artery. In the cases with cerebrovascular accident, blood volume flow definitely decreased in the carotid artery of the involved side. It has been

東京慈恵会医科大学 第四内科
*同 ME 研究室
東京都港区西新橋 3-25-8 (〒105)
**林電気株式会社
川崎市高津区有馬 2-7-11 (〒213)

The Fourth Department of Internal Medicine, and
*ME Laboratory, The Jikeikai University School of
Medicine, Nishishinbashi 3-25-8, Minato-ku, To-
kyo 105
**Hayashi Denki K.K., Arima 2-7-11, Takatsu-ku,
Kawasaki-shi 213

Presented at the 18th Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Tokyo, April 2-3, 1979
Received for publication September 8, 1979

verified that this noninvasive system is quite useful for representing the quantitative circulation parameters. It is expected that the circulation parameters will provide accurate information for the detection and prophylactic treatment of cerebrovascular disease.

Key words

Carotid artery Blood volume flow Ultrasound

はじめに

脳血管障害は本邦をはじめ, 世界的にも死因の上位を占め, その予知, 予防は医学的に重要な課題となっている. 脳血管障害の主要原因は脳動脈硬化である. しかし, その評価に従来より用いられている方法は, 脳血管造影, 脳循環測定法等いずれも観血的で患者に与える負担が大きい. このためスクリーニングにも使用できるような, 無侵襲的な脳動脈硬化度の定量的計測法の開発が望まれている.

しかし, 脳血管は頭蓋内にあるため, その硬化度を直接無侵襲的に計測することは困難である. それゆえ間接的に計測する方法が検討されており, 理論的に脳血管系の入力端である頸動脈部から見た血行力学的解析により, 脳内血管の物性を知る

ことは可能であることが証明されている. この解析には血圧とともに血流の情報が必要である. しかし現在頸動脈に限らず, その血流情報を絶対値として無侵襲的に計測しうる方法はない. 近年普及利用されている超音波ドプラー法も従来の方法では定量性を欠く.

今回, 我々は無侵襲的な脳血管特性解析法開発の一端として, 頸動脈血流量を無侵襲的に絶対値測定しうる装置を開発した. 本装置はほぼ実時間で同部の血流量, 血流速, 血管径およびその偏位幅を計測するものであり, モデル実験, 臨床計測を通してその有用性を確認したので報告する.

方法および対象

1. 頸動脈血流測定装置の原理と概要

本装置は絶対血流量を血管断面積と絶対血流速

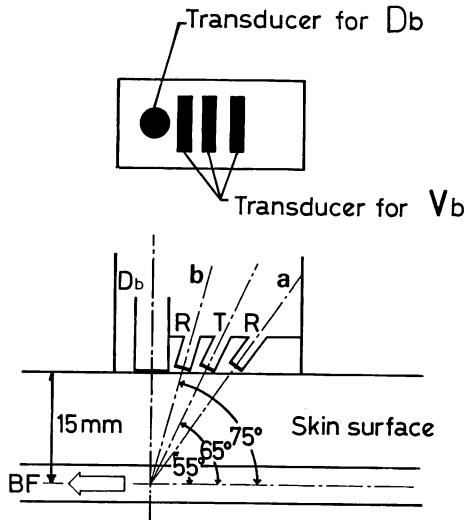


Fig. 1. Transducer array in the probe.

Absolute Blood velocity

$$V_b = \frac{a}{h'} \sqrt{1 + \left(\cot 10^\circ - \frac{b/a}{\sin 10^\circ} \right)^2}$$

a ; output of UDF-1

b ; output of UDF-2

h' ; = 2 f_s / c

f_s ; carrier freq.

c ; sound velocity

の積より求めるものである。血管断面積は超音波パルスエコートラッキング法を用いて計測した血管径より算出する。絶対血流速は照射角に依存しない、新たな超音波ドプラー法により計測する。これらの計測は小型・軽量化されたプローブにより同時に行われる (Fig. 1)。プローブは4枚の振動子より構成され、血管径測定用には直径 3mm の丸型振動子1枚がプローブ表面に対し直角に取付けてある。血流速測定用には 2×10 mm の角型振動子を3枚用い、中央は送波用振動子でプローブ表面に対し 65° 、両側は受波用振動子でそれぞれ 75° , 55° と送波に対し 10° ずつの角度差をもって取付けてある。これら4枚の振動子の音場は深さ 15 mm にて交叉するように配置配列してある。血流速は両受波出力より Fig. 1 右式を用い、血管に対するプローブの傾きに依存しない絶対値として算出される。

本装置の構成を Fig. 2 に示す。プローブ部は前記のとおりである。血管径計測部はフェーズロックループ式パルスエコートラッキング法を用いており、血流速計測部は2チャンネルの方向指示型ゼロクロスカウンター式ドプラー血流計を用いている。演算制御部では、各計測波形をAD変換後、二種の血流速波形より絶対流速波形を算出し、さらに血管径偏位波形を用い流量波形を演算する。このさい演算は波形の生体動揺を除去する

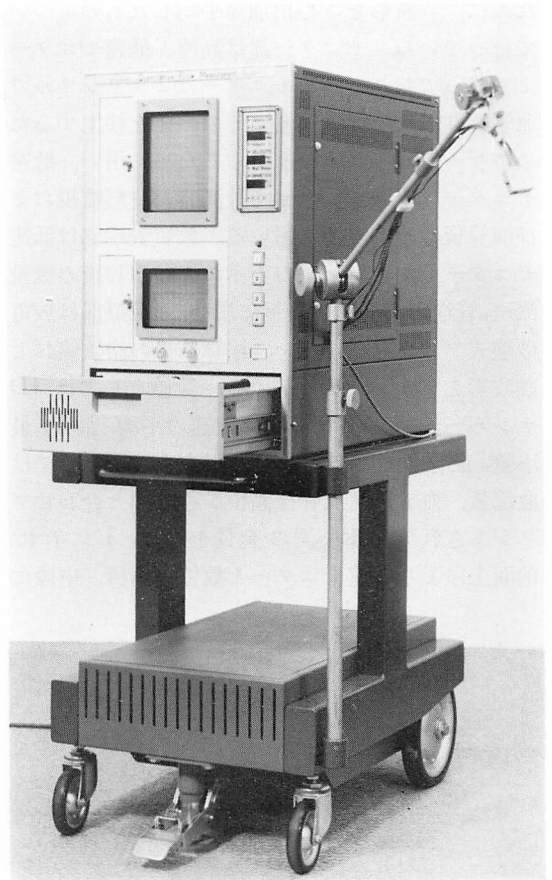


Fig. 3. General view of the quantitative flow measurement system.

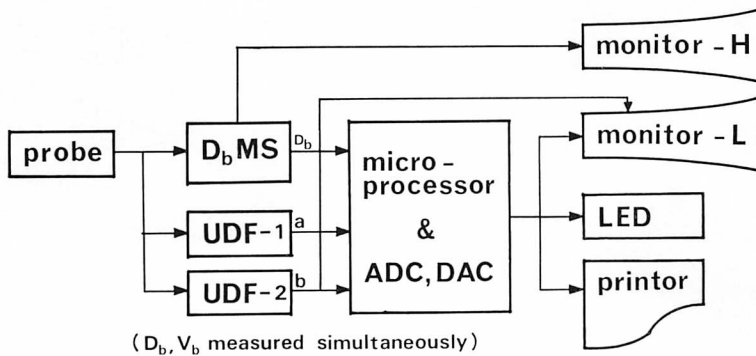


Fig. 2. Block diagram of a newly developed ultrasonic quantitative flow measurement system (QFM).

ために、各波形を5心拍加算平均したものについて行っている。モニター部は高速、低速モニターより成っており、高速モニターは2チャンネルで、血管よりの反射エコー波にその内径を検出するためのゲートパルスをセットするために用い、低速モニターは4チャンネルで計測時の波形監視および演算後の波形表示に用いる。数値表示部は低速モニター上の波形種類の表示および演算後の流量、流速、管径の平均値の表示に用いる。記録部は放電破壊式プリンターを用い、演算結果の諸数値および波形をプリントアウトする。数値としてはIDナンバー、血流量平均値、血流速の平均、最大、最小値、血管径の平均、最大、最小値、波形としては血流量、血流速、血管径偏位が心電図と合わせプリントされる。本装置の全景をFig. 3に示す。前面上段より低速モニターと数値表示板、中段に

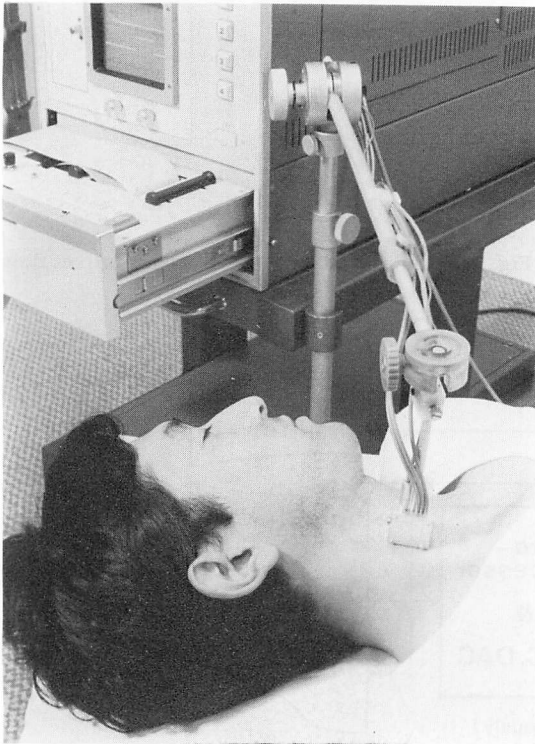


Fig. 4. Probe applied to the body surface to locate the carotid artery.

高速モニターと操作スイッチ、下段の引出し部にIDナンバー入力キーとプリンターを備える。

本装置の測定可能範囲は血流量: 0.16~186 ml/sec, 血流速: 5~105 cm/sec, 血管径: 2~15 mm, 深度: 8~25 mm である。

2. 計測法

実際の計測にあたっては、頸動脈部に血管走行と平行にプローブをゼリーを介して軽く圧着する(Fig. 4)。4チャンネルの低速モニターには上段

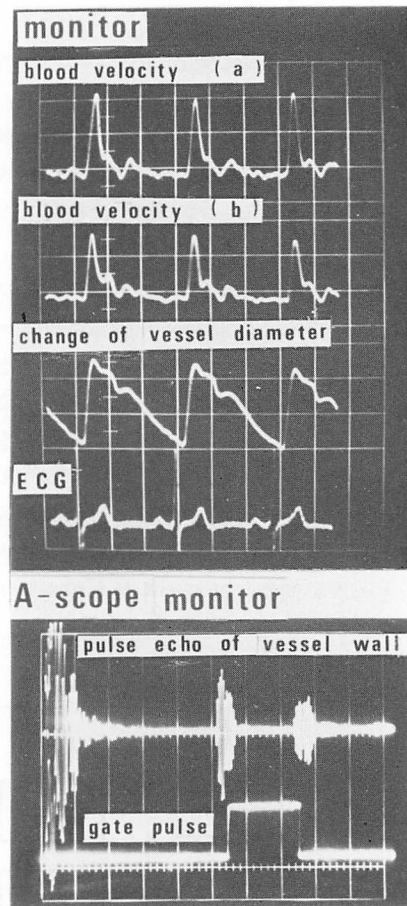


Fig. 5. Monitor display.

Top: After verifying the stability of the measuring waveform, computation is performed by pushbutton.

Bottom: Above is reflected an echo from the vessel wall and below is the gate pulse. Gate pulse is set at the reflected pulse echo from the inner vessel wall.

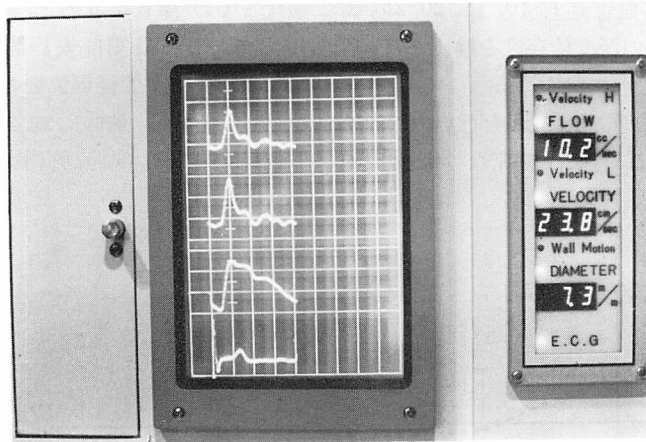


Fig. 6. Waveforms and numerical values displayed after computation.

From the top to bottom, waveforms of blood flow, blood velocity, change of vessel diameter and ECG are displayed on the monitor. The names of waveforms on the monitor are indicated on the display pannel with respective mean values.

より血流速波形 a, b, 血管径偏位波形および心電波形が表示され, 2チャンネルの高速モニターには上段より血管壁の反射エコー, 下段にゲートパルスが表示される (Fig. 5). このさい, 高速モニターのゲートパルスを血管内径エコーにセットすると, 低速モニター上の血管径偏位波形が安定に表示される. 各波形の安定を確認し, スイッチ操作により演算を行う. 5心拍の計測の後, 演算が行われ, 約10数秒にて演算結果が低速モニターおよび数値表示板に表示される (Fig. 6).

低速モニターには上段より血流量波形, 血流速波形, 血管径偏位波形および心電図の一心拍分が表示される. 数値表示板には血流量, 血流速, 血管径のそれぞれの平均値が表示される. これらの波形, 数値は必要によりプリントアウトすることができる.

3. モデル実験による計測精度の検討

モデル実験にて本装置の計測精度を電磁流量計(以下 EMF と略)と比較検討した. モデルとしては水槽内に内径 5 mm のアクリル性リジット管をとおし, 人血を流したものをを用いた.

i) モデル血管直上 15 mm にプローブを水平にセットし, 本装置の計測精度を EMF と比較検

討した.

ii) プローブを血管走行に対し $\pm 10^\circ$ まで傾け, 本装置と EMF との計測値を比較し, 照射角度依存性を検討した.

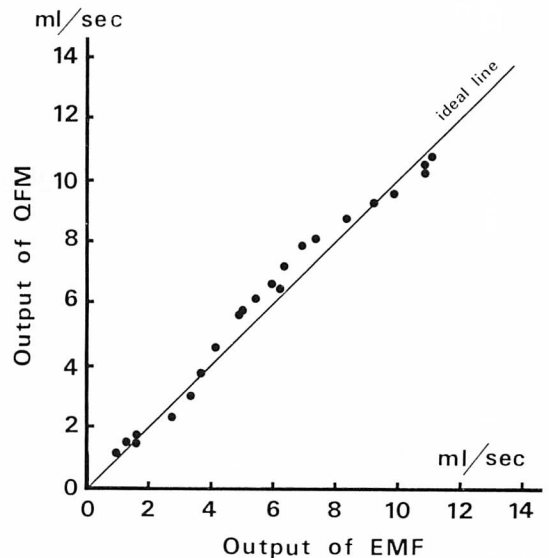


Fig. 7. Comparison between the developed system (QFM) and electromagnetic flowmeter (EMF).

iii) プローブをモデル血管直上 10, 15, 20, 25 mm にセットし, 計測値の深度依存性を検討した.

4. 臨床測定

i) 本装置を用い総頸動脈での計測を行い, 加齢による変化を検討した. 対象は健康な 20~30

歳代までの若年者 8 名と, 50 歳代以上の高齢者 10 名である. 計測は安静仰臥位にて行い, 血流量, 血流速, 血管径偏位幅の各波形および血流速値(平均, 最高, 最低), 血管径(平均値), 血管径偏位幅(平均値), 血流量(平均値)につき検討を行

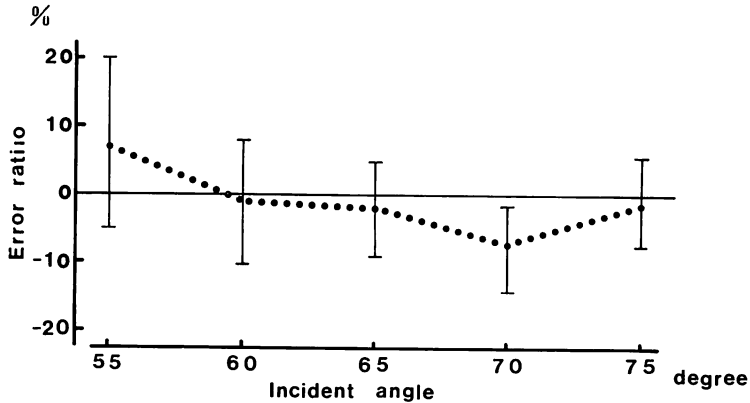


Fig. 8. Error ratio of flow value to the change of incident angle in the QFM.

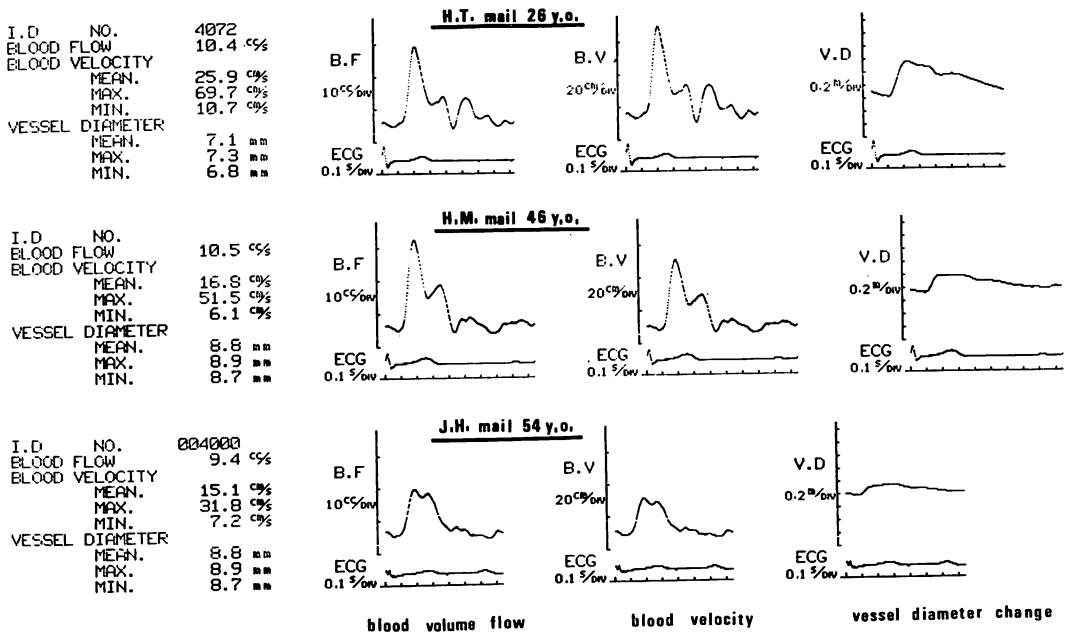


Fig. 9. An example of typical blood flow informations of the carotid artery in each of the young, middle-aged and old subjects.

った。

ii) 脳血管障害例につき左右の総頸動脈での計測を行い、障害側と健常側の波形の差異および血流量平均値を比較検討した。対象は内頸動脈領域の出血または梗塞で片麻痺をきたし、現在リハビリテーション中の53~73歳までの患者12例および右内頸動脈完全閉塞の62歳男性の1例である。計測は安静仰臥位で行った。

結 果

1. モデル実験結果

i) モデル血管に対し水平かつ直上 15 mm にての計測精度は Fig. 7 のごとくであった。縦軸は本装置による計測値、横軸は EMF による計測値である。計測値はグラフ上実線で示した理論線にほぼ一致し、計測誤差は 10% 以下であった。

ii) プローブの照射角度の変化による計測誤差を検討した結果を Fig. 8 に示す。縦軸は EMF による計測値に対する誤差率、横軸は血流速度計測用送波振動子の血管に対する角度である(65°が血管に対してプローブが水平な位置)。55°では多少誤差が大きくなるが、60~75°までは誤差率はほぼ 10% 以下であった。

iii) 計測値の深度依存性は 10~25 mm までほとんど認められなかった。

2. 臨床測定結果

i) 頸動脈における計測結果は若年者、高齢者

において、つぎのような差異を明らかにした。Fig. 9 は本装置によるプリントアウトの結果であり、上段は 26 歳男性、中段は 46 歳男性、下段は 54 歳男性の症例である。波形は左より血流量、血流速、血管径偏位幅であり、いずれも加齢による鈍化を示している。ことに血流量、血流速波形においては高齢者で収縮期第一峰が著明に減高し、

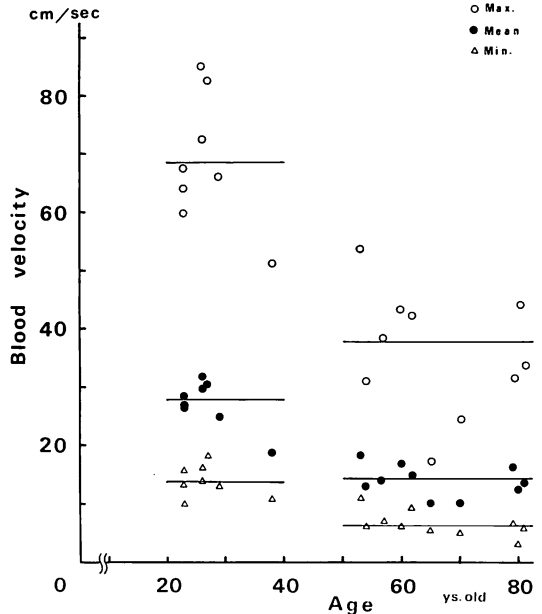


Fig. 10. Difference in carotid blood velocity between young and elder subjects.

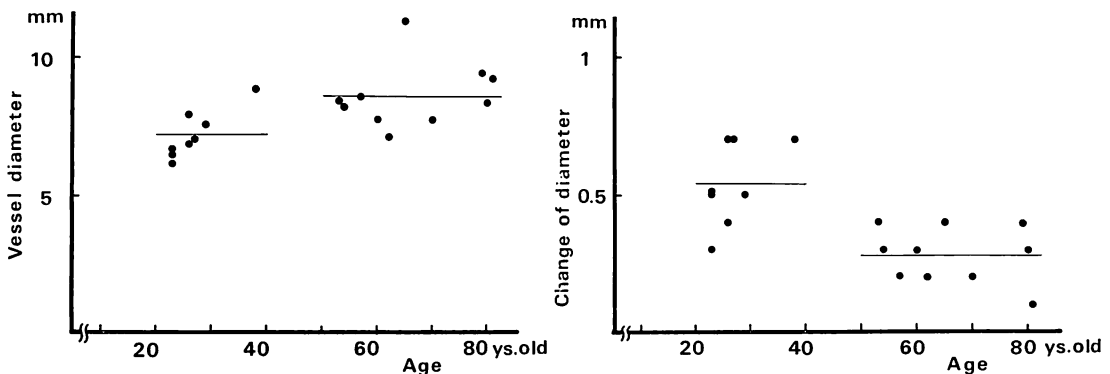


Fig. 11. Differences in vessel diameter and its change between young and elder subjects.

血管径偏位幅では偏位幅が著しい減少を示した。おのおの計測値を若年者と高齢者につき比較すると、血流速度は若年者では最高血流速度の平均 68.5 cm/sec, 最低血流速度の平均 13.7 cm/sec, 平均血流速度の平均 27.7 cm/sec であり、高齢者では最高血流速度の平均 37.1 cm/sec, 最低血流速度の平均 6.6 cm/sec, 平均血流速度の平均 14.3 cm/sec であった。血流速度は高齢者で明らかな低下を示し、ことに最高血流速度の低下が著明であった (Fig. 10)。血管径については若年者では血管径が小さく平均血管径 7.2 mm であり、それに比し高齢者では平均血管径は 8.6 mm と増大傾向を示した (Fig. 11)。血管径偏位幅については若年者では偏位幅が大きく平均 0.54 mm であり、高齢者では平均 0.28 mm と著明な減少を示した (Fig. 11)。血流量については個体差はあるものの、若年者の平均は 11.3 ml/sec, 高齢者の平均は 8.4 ml/sec で、加齢による血流量の低下を示した (Fig. 12)。

ii) 頸脳動脈系の血管障害例についての計測結果は障害側、健常側においてつぎのような差異を明らかにした。Fig. 13 は右内頸動脈完全閉塞の

1例の結果である。血流量は障害例において半分以下に低下し、波形上では収縮期波全体の低下と収縮期第一峰、第二峰比の減少を示した。Fig. 14 は内頸動脈領域に障害をきたした患者 12例に

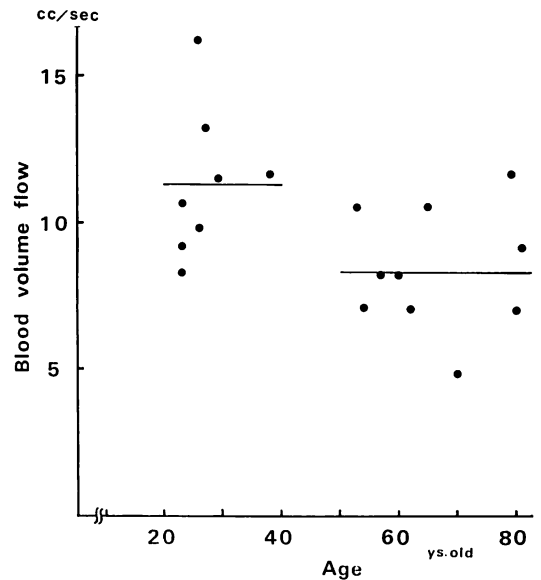


Fig. 12. Difference in carotid blood volume between young and elder subjects.

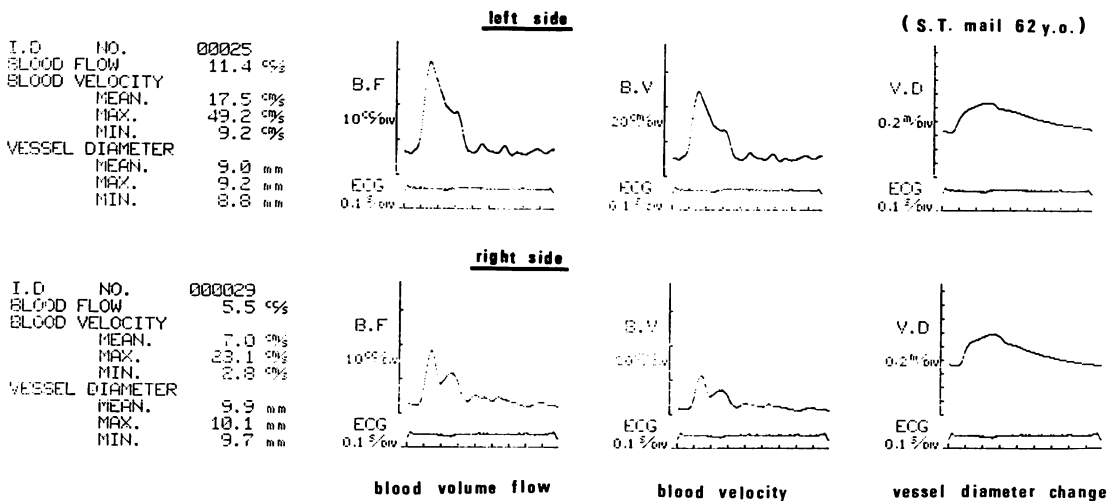


Fig. 13. An example of typical blood flow informations of both carotid arteries in a patient with cerebral vascular accident.

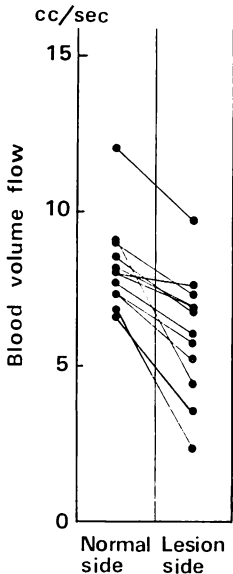


Fig. 14. Difference in blood volume flow between normal and lesion sides in patients with cerebral vascular accident.

つき、頸動脈での血流量値を健常側と障害側で比較した結果である。血流量値は障害例で程度の差はあるが、全例低下を示した。

考 案

超音波ドプラー法は1956年里村ら¹⁾によって考案され、その後血流計測法に応用され、さらに方向指示可能な方法^{2,3)}が研究されて以来、非観血的血流計測法として臨床に広く用いられるようになってきた。実際に頸動脈にも応用され、その血流の解析が行われているが、血管に対する超音波ビームの照射角が不明なため定量性を欠き、経時的変化や個体間の比較が不可能である。

血流の絶対値計測を行う方法として Olson ら⁴⁾は超音波ドプラー法を用い、血管径測定用トランスデューサー1本と一定の角度をつけた血流速度測定用トランスデューサー1本を合わせたプローブにて同時計測を行い、血流量を算出している。しかし彼らの方法でも、血管走行に対するビーム角

が不明であるため、相当の計測誤差が生ずると考えられる。また血流量は平均血管径を用い、流速波形より換算したものであり、真の流量波形を算出するまでには至っていない。

Borodzinski ら⁵⁾はパルスドプラー法を用い、一定の角度差を持たせた2つのトランスデューサーにより血管径および照射角度を算出し、片方のトランスデューサーにて絶対血流速度を計測している。これにより得られた平均血管径と絶対血流速度より血流量を算出している。この方法は原理的に非常に興味深いが、一方で血管径の拍動を無視したことによる誤差を生じ、また実際には血管径や照射角度の計測精度も問題となるため、生体計測にて相当の誤差が生ずると考えられる。

Kossoff ら⁶⁾はBモード断層法を応用し、血管径と、血管走行に対する血流速度測定用振動子の照射角度とを決定し、深部動脈血流量の算出に成功している。この方法は照射角度が正確なため、高い血流速度測定精度を持つ。また測定領域も広く、頸動脈への応用も可能である。しかし血管径偏位の検出が不可能なため、真の流量波形を表示するものではなく、加えて装置も大がかりで高価となりやすい。

一方、我々は従来より頸動脈血流量の無侵襲的定量的測定法を研究してきた。その第一段階として、一定の角度差をつけた2本の超音波ドプラープローブを血管に当て、両出力より血流速度の絶対値を算出する方法を開発した^{7,8)}。この方法はきわめて高精度であるものの、①プローブ全体の形状が大きくなり操作性が悪く、②同時計測には血流速度測定用の2本の振動子間の干渉が問題となる、などの問題を含んでいる。本装置ではこの方式を改良し、前述のごとく3枚の振動子を用いて絶対血流速度を計測している。

また、血管径の高精度測定法として、Hokanson ら⁹⁾は超音波パルスエコートラック法を用いる方法を開発した。これは実時間で血管径偏位を測定しうるもので、本装置でも原理的にこの方法を採用している。

我々の開発した本装置は血流速度の絶対値計測法と血管径測定法を一体化し、両者を同時計測し絶対血流量を得ることを特徴とする。

本装置の計測精度はモデル実験にて 10% 以下であることが明らかにされた。照射角の変化による計測誤差は Fig. 8 に示したごとく、プローブを血流方向に対してねかせた場合(送波角度 55°)その誤差はやや増大した。しかし、血管径測定にて前後壁が明瞭に計測できる有効測定範囲は前後 5°であるので、通常計測下での照射角依存性はほとんどないと考えられた。測定血管の深度変化に対しては、各振動子のビーム交叉角を極力鋭角にしたため、計測精度は十分であった。

臨床計測では頸動脈血流の加齢による変化や脳血管障害例での差異が明らかにされ、臨床面での有用性が示された。加齢による波形の変化では、血流量、血流速度波形とも収縮期第一峰の減高および第二峰との比の減少がみられた。このような所見は右内頸動脈閉塞例の障害側でもみられ、末梢の血管抵抗の増大を示唆するものである。計測値では加齢により血流速度の低下、ことに最高血流速度の低下が著明であり、さらに血管径の増大、血管径偏位幅の減少および血流量の低下がみられた。血管径の増大は血管物性的変化に由来するものであり、その偏位幅の減少は血管壁コンプライアンスの低下を示唆するものである。血流量の低下は血管径の増大にもかかわらず、それ以上の血流速度の低下を物語るものであり、高齢者での脳血管物性的変化による循環抵抗の増大を示唆するものである。

脳血管障害例についての左右頸動脈での計測結果においては、健常側血流量の平均値は 8.3 ml/sec で Fig. 12 に示した健常高齢者の平均値とほぼ同じであった。しかし患側の血流量はさらにこの値を下まわった。この事実は頸動脈血流が脳循環動態の変化を反映することを示すものである。

結 語

本装置は全く無侵襲的に短時間で血流量、血流

速度、血管径の拍動波形およびその絶対値を表示記録するもので、その操作は簡単であり、医師 1 人でも十分に扱える。また可搬型であるためベッドサイドへも搬送でき、重症患者の計測も可能である。今後、脳循環状態の変化の早期診断法として有効に用いられるばかりでなく、薬効判定、治療効果の判定手段として動的脳血流情報を提供する装置となることは明らかである。また本装置は頸動脈に限らず、他の表在性の動脈についても同様に定量的血流情報を無侵襲的に提供するものである。それ故、他の循環系疾病の診断治療に対しても、またさらに血流に関する生理学的研究領域に対してもきわめて有用な情報を提供するものと確信する。

要 約

我々は脳血管系の血行動態を非観血的に測定するために、非観血的定量的血流量測定装置を開発した。本装置は血流速度を超音波ドプラー法にて、血管径およびその偏位を超音波エコートラッキング法にて計測するもので、マイコンを用いて演算制御を行う。本装置では血流量、血流速度、血管径の絶対値と各波形を短時間で計測することができ、測定可能範囲は血流速度 5~105 cm/sec、血管径 2~15 mm、深さ 5~25 mm、血流量 0.16~186 ml/sec である。モデル実験にて、本装置の計測結果と電磁流量計の出力とを比較したところ、きわめて良い一致を示し、計測誤差はほぼ 10% 以下であった。臨床面では、健常な若年者と高齢者の頸動脈血流を測定、さらに脳血管障害例の患側と健側の頸動脈血流を測定し検討した。その結果、高齢者では血流速度の著明な低下、血管径の増大、血管径偏位幅の減少、血流量の低下がみられた。脳血管障害例では健側に比し患側の血流量の著明な低下がみられた。本装置は非観血的かつ定量的に循環情報を計測することができ、今後脳血管障害の予知、予防にきわめて有用な手段を提供するものといえる。

文 献

- 1) Satomura S, Matsubara S, Yoshida M: A new method of mechanical vibration measurement and its application. *Memoirs Inst Sci Indust Res, Osaka Univ*, **13**: 124, 1956
- 2) 加藤金正, 泉水朝見: 超音波血流計(ドプラー法)における逆流指示の一方法. *日超医講演論文集* **10**: 78, 1967
- 3) Mcleod FD: A directional Doppler flowmeter. *Digest 7th Int Cong Med Biol Engng, Stockholm*, 1967, p 213
- 4) Olson RM: Human carotid artery wall thickness, diameter, and blood flow by a noninvasive technique. *J Appl Physiol* **37**: 955, 1974
- 5) Borodzinski K, Filipczynski I, Nowicki A, Powalowski T: Quantitative transcutaneous measurements of blood flow in carotid artery by means of pulse and continuous wave Doppler methods. *Ultrasound Med Biol* **2**: 189, 1976
- 6) Kossoff G: Combined B-mode and pulsed Doppler technique for quantitative measurement of blood flow in deeplying vessel. *Proc the 3rd European Cong Ult Med & Biol*, Oct, 1978
- 7) 古幡 博, 菅野亮一, 古平国泰, 青柳 徹, 松本博治, 林 純, 吉村正蔵: 血流速度の絶対値計測をめざした超音波ドプラー法. *医用電子と生体工学* **16**: 264, 1978
- 8) Furuhata H, Kanno R, Kodaira K, Aoyagi T, Fujishiro K, Hayashi J, Matsumoto H, Yoshimura S: An ultrasonic Doppler blood flowmeter to measure the absolute volume flowrate. *Proc the 3rd Europ Cong Ult Med Biol* **227**: Oct, 1978
- 9) Hokanson DE, Mozersky DJ, Aumner DS, Standness DE: A phase-locked echo tracking system for recording arterial diameter changes in vivo. *J Appl Physiol* **32**: 728, 1972