超音波ドプラー法と超音波カルディオグラフィ法の併用による非観血的心拍出量測定法

岡山大学医学部第2外科教室（主任：寺本　滋教授）

大　屋　厚　夫

（昭和55年5月26日受稿）

Key words：非観血的血流量，非観血的心拍出量，
超音波ドプラー法，超音波カルディオグラフィ法

論文概要

近年，方向指示型超音波ドプラー血流計による末梢動脈，ことに総頸動脈の血流波形と心拍出量との関連を分析した報告がみられるようになった．これらの報告は非観血的に超音波ドプラー血流計を用いて，血流速度を連続的に測定しながら負荷を与えたり，術中，術後の心拍出量の変化を経時的に追う方向の有効性を強調している．しかし，こうした測定法では精度に関する限り，非観血的であるという理由からそれほど厳しい要求をなされていない．これらの欠点よりも経時的な相対変化を簡単に，無侵襲で追跡できるという他の追従を許さない特徴を活用できるため，外科臨床においても，術後の患者の経過観察の目的で心拍出量を知るための重要なパラメーターとなりうることによって有力な手段とされてきた．

本研究は血流波形の分析のみならず，流量の定量化を試みたもので，超音波ドプラー法と超音波カルディオグラフィの組合せにより，一方の短所を他方の長所で補うことで好結果を得た．超音波ドプラー法で血流速度を経時的に計測し，同時に超音波カルディオグラフィによってその時々の血管径を計測し，波形の積分により流速を算出し，血管径より血管断面積を乗じて血流量の測定を試みた．

実験方法は，左総頸動脈流量を中心に行い，流量の基準として電磁流量計を用いた．電磁流量計によって得られた心拍出量と，左総頸動脈の流量比の相関をだし，逆に左頸動脈の流量より心拍出量の推定を行ったものである．

実験犬数は15頭で，電磁流量計でえられた左総頸動脈流量は超音波ドプラー法と超音波カルディオグラフィ法によってえられた流量の相関は，$y=0.92x-0.03$, $r=0.96$, $P<0.001$と高い相関関係を示し，さらに，この流量より心拍出量を推定した10例では，$y=37.0x+18.9$($r=0.90$, $p<0.001$）の結果をえた．

本法の臨床応用にあたっては非観血的であるだけに繰返し簡単に，しかも無侵襲に行いうるものであり，術後患者の経過観察のための重要なパラメーターとして好結果を期待できるものである．

序　　言

心拍出量や身体各部の血流量を知ることが臨床的に重要であることは論をまたない．とくに開心術患者の術前，術後の管理のための心拍出量の測定は不可欠である．閉塞性動脈硬化症やBuerger病などの末梢動脈疾患でも患部の血流量を知ることは重要である．ことに非観血的であれば患者に苦痛や侵襲を与えることなく簡単にしかも繰返し測定でき，理想的である．この目的のために，従来よりドプラー法が至適と考えられ，種々な方法が考案されているが，血管断面積を知る確実な手段を欠いていたため，定量的な方法は開発されていない．

本研究はここに注目し，超音波ドプラー法に，超音波カルディオグラフィ法を組合せることに

より，血流量を定量的に測定しようと試みたものである．すなわち，超音波ドプラー法で血流速度を経時的に計測し，同時に，同部で超音波カルディオグラフィ法により，血管径を経時的に計測し，これにより血管断面積を算出し，測定部血管の血流量の定量化を試みた．使用血管は左総頸動脈であり，同血管の血流量の定量化を試みると同時に，さらに大動脈起始部血流量（心拍出量）を左総頸動脈の流量比の相関をだし，逆に左総頸動脈流量より心拍出量の推定も試みた．本法により血流または心拍出量の定量化が可能であることが判明した．

実験方法と装置

実験犬数は15頭である．体重15～20kgの成犬にネンブタール（25～30mg/kg）を静脈注射し，全身麻酔を施し，右側臥位で固定した．気管内挿管後，従量式人工呼吸器（五十嵐医科工業，Model-B2）を用いて調節呼吸をおこなった．

第4肋間右側開胸をおこない，心嚢を縦切開して大動脈起始部を露出し，外径を実測（日本測定製ノギス）した．心拍出量と左総頸動脈の基準血流量は電磁流量計（日本光電工業製，Model, MF-27）で測定した．プローブは血管外径より5～10%小さいものを用い，血管外径は血管に縫合糸を巻き，糸の長さより求めた．総頸動脈の基準血流量は左頸部を縦切開し，左総頸動脈を露出し，前記同様に電磁流量計のプローブを装着し，大動脈流量と同時に記録した．さらに双方の流速脈波形を圧脈波微分器（三栄測器，1309）に入力，8チャンネルポリグラフ（三栄測器ポリグラフ142-8 Visigraph FR-102）に増幅，記録した（紙おくり速度：5cm/sec.）．

左総頸動脈の血管外径は5回実測し，その平均値とした．この実測後に血管の走行，位置を確認し，左総頸静脈と交差する部位を選び，頸部下半でドプラーのペンシル型プローブを設置する部位を決定した．検波時の静脈血流による雑音の影響をさけるための確認である（静脈のものはコマ音様として聴取されるので比較的容易に判別できる）．電磁流量計のプローブを装着したままの状態で皮膚を縫合し，プローブの移動を防ぐため縫合糸により2点を皮膚に固定し，流量が縫合前と変化しないことを確認した．

超音波ドプラー法による血流速は方向指示型超音波ドプラー血流計（Parks Electronics Lab. Blaverton, Model-806）を周波数9MHzで周波数方式として雰交叉数計表示を用い，これにペンシル型プローブ（直径5mm）を軽くあて，ドプラー音の最強点で血管のなす角が60°となるよう固定して測定した．流速派波形はポリグラフに，25mm/秒および50mm/秒の速度で記録した．発信器（Leader Electronic Carp LAG-25）で0点より1KHz，2NHz単位でポリグラフに記録した．また，ドプラー装置固有の雑音をしるため，安定した波形を描き，さらに波形が類似している電磁流量計の流速脈波も同時に記録した．こうして安定した脈波を最低5心拍とり，混合流波形を記録した（図1）．

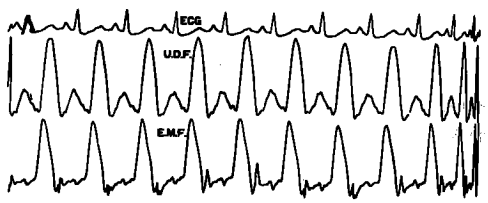

図1 左総頸動脈におけるドプラー血流計（U.D.F.）と電磁流量計（E.M.F.）の流速脈波形の比較．ドプラー血流計は混合脈波形で記録．

超音波カルディオグラフィ法による血管径の計測はトランスデューサー（K·B Aerotech製，Model CT-22BS 2.25MHz Short）と超音波カルディオグラフィ（三栄測器製，Model 2H-18）を用いておこなった．ドプラープローブで計測した部位で，トランスデューサーの先端にゼリーを塗布し，皮膚に軽くあて，動脈性の拍動を確認したのち，少しづつ移動させながらオシロスコープ上に表われる平行した2本線の拍動波形が同一巾で表われるときを血管直上と判断し，1秒間の露出で記録した（図2）．使用カメラはアサヒ・ペンタックスSP型，マクロ・タクマー，F4, f=50mm，ネオパンF（ASA 50）である．さらに原版を等倍に拡大し，ノギスにより血管壁厚を計測し血管外壁厚との差により血管内径を求め，横断面を円形として断面積を算出した．

図2　大腿動脈（径3㎜）のオシロスコープ像．bからcまでを測定．

$$fd = \frac{2V(\cos\theta)}{C} f \cdot \pi r^2$$

〔f：使用超音波周波数（9MHZ），V：血流速度，C：媒質中での音速（1500m/秒），θ：超音波ビームと流れのなす角(60°)，πr^2　血管断面積〕

方向指示型超音波ドプラー装置は周波数表示方式として雰交叉数計表を用い，方向指示法は，Mc Leodの位相偏位方式を用いた．

超音波ドプラーの混合流速脈波を50㎜/秒で10心拍記録し，最も安定した状態でさらに雑音のない脈波形を5心拍とり，0点より先行R-R時間を1心拍として，その1心拍時間に等しい

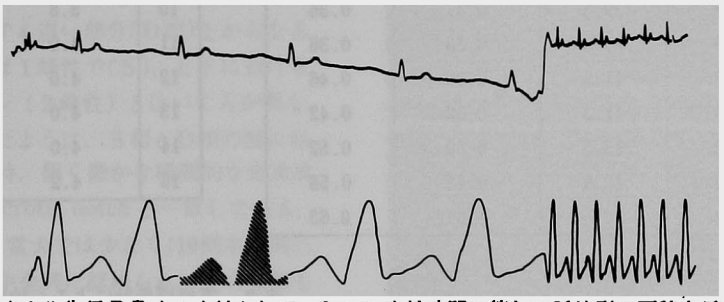

図3　0点より先行R-Rを1心拍として，その1心拍時間に等しい脈波形の面積を示す．（斜線部）．流速は17cm/秒．

図4　左総頸動脈の流速脈波．ドプラー法と電磁流速計により試録．紙おくり速度：50cm/秒）．

動脈圧と流量の関係をみるため，正常犬（5頭）を脱血し，低血圧犬を作製した．最高血圧を60mmHgとした．脱血は大腿静脈よりおこない，最高血圧が60mmHgとなるまで脱血を行い，ショック状態を作った．測定方法は前述の手技でおこなった．

流量は容積流速の積分である．従って心拍出量は大動脈流速と大動脈断面積の積を積分したものに等しい．次式が成立し，これによって流量を求めた（註）．

脈波形の面積を積分計（Ushikata 製 O-bacL. Planimeter）により，5脈波を求め，その平均値を流速値とした（図3）．

註）表1のNo.1の流速脈波が図3で流速Vは17.0cm/sec.である．総頸動脈の計測値は4.0㎜で血管断面積，$\pi r^2 = 3.14 \times (2)^2$ である．従って，これを前記の数式に代入し，単位を整理すると次式となる．

$$fd = \frac{2 \times 17(\cos 60^\circ)}{150000} \times 9 \times 3.14 \times (2)^2$$

表1　左総頸動脈流量の相関，および総頸動脈径とドプラー血流計による平均血流速値．

N	総頸動脈径 (mm)	血流速 (cm/sec)	ドプラー・エコー法による流量 (ml/beat)	電磁流量計 (ml/beat)
1	4.0	17.0	0.68	0.80
2	3.0	27.0	0.60	0.56
3	4.0	19.5	0.76	1.06
4	3.3	9.5	0.76	9.95
5	4.0	18.0	0.76	9.75
6	3.5	18.8	0.58	9.61
7	3.8	34.5	0.44	1.43
8	3.8	18.5	0.65	0.77
9	3.6	9.5	0.31	0.36
10	3.8	10.8	0.35	0.36
11	3.5	11.5	0.35	0.46
12	3.5	11.2	0.32	0.42
13	4.2	13.5	0.60	0.52
14	4.0	12.0	0.48	0.58
15	3.2	14.5	0.51	0.63

表2　総頸動脈血管径の計測値．

N	血管内径 (mm)	
	計側値	実測値
1	3.0	3.0
2	3.2	3.4
3	3.3	3.1
4	3.5	3.3
5	3.5	3.4
6	3.5	3.4
7	3.6	3.5
8	3.8	3.6
9	3.8	3.7
10	3.8	3.8
11	4.0	3.8
12	4.0	3.8
13	4.0	3.8
14	4.0	3.9
15	4.2	4.0

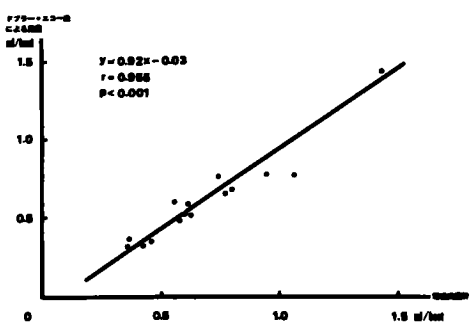

図5　ドプラー法とエコー法の流量と電磁流量計による左総頸動脈流量の相関．

表3　電磁流量計による心拍出量と左総頸動脈の流量比（正常犬）．

N	頸動脈流量 (ml)	心拍出量 (l)	流量比
1	57.0	1.66	3.5
2	67.0	1.28	5.2
3	60.7	1.22	4.9
4	133.0	2.59	5.1
5	94.0	2.22	4.2
6	72.0	1.40	5.1
7	40.0	0.61	6.5
8	20.0	0.44	4.5
9	55.0	0.52	10.0
10	52.0	0.54	9.6

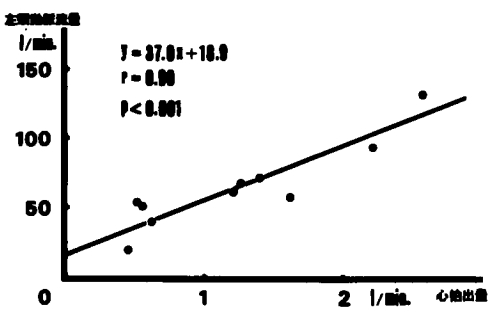

図6　左総頸動脈と心拍出量の相関．（正常犬）

実験成績

左総頸動脈の血流速をドプラー法で描写したのが図4である．表1は実験犬15頭の流量を示したものである．エコー法を用いた血管径の測定結果と実測値の結果は表2に示した．両者間の相関係数は $r=0.99$ である．回帰直線は $y=0.89x+0.22$ で，$p<0.001$ で有意の相関がある．また，ドプラー法によってえられた流速値（5脈波の平均積分値）とエコー法の血管断面積か

ら得られた流量と，電磁流量計による流量の相関係数は図5に示したように，$r=0.955$である．回帰直線は，$y=0.92x-0.03$で，$p<0.001$で有意の相関をえた．

左総頸動脈血流量から，心拍出量を推測するため，正常犬10例と脱血犬5例について両者の血流量を比較した(表3と4)．平均流量比は5.9±2.2(平均値±標準偏差)であった．正常犬10例について検討したが，回帰直線は$y=37.0x+18.9$ ($r=0.90$, $p<0.001$)であった(図6)．

ドプラー法の総頸動脈の流速波形の基本的パターンは心駆出期に相当する急速前進相(S相)と心拡張期に対する遅い部分(D相)とからなるが，急速前進相は1峰性で(S)，ヒトにおける総頸動脈パターン（2峰性）とはいくらか異なる．図3に示したように，S相とD相の間に谷がみられ，この時，極く微かな瞬間的な逆流成分がいづれもDicrotic notchと一致している．ただし，これは正常犬では少なく(10例中3例)，脱血犬では5例中全例に認められ，その波形も急速前進相のピークは低く（図7），波形もなだらかとなる．逆流成分は末梢動脈血管では，一脈拍周期として初期の急速前進相に引き続き，心拡張期にあっても原則的に波動性の血流が存在すること，さらにまた，このうちに逆流相を含むものがあるが一瞬であった．

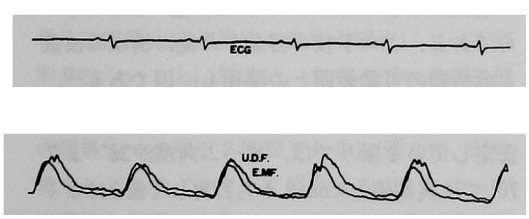

図7　ショック犬による左総頸動脈のパターン（紙おくり速度：50cm/秒，流速：11.0cm/秒）．

脱血によるショック犬は5例である．総頸動脈量は重症なショック状態においても充分な血流量があり，その流量比は心拍出量低下と共に正常犬に比べやや上昇し，平均流量比は9.3%で正常犬より3.4%の上昇をみた（表4）．

エコー法による総頸動脈径は，一定の巾を有する平行した線として認められる（図8）．これには拍動性の動きがある．最上部の直線は皮膚面を表わし，大腿動脈と総頸動脈では皮膚面よりの深さが異なる．さらに各々，特有な拍動性の画像を示している．しかし，エコー法でえられた血管径の経時的変化は心周期で極く微かであり，したがって，流量への影響を与えるほどの血管内径の変化はなかった．(0.02mm以下)

表4　心拍出量と左総頸動脈の流量比（脱血ショック犬）．

N	頸動脈流量 (ml)	心拍出量 (l)	流量比
1	45.0	0.46	8.4
2	52.0	0.51	9.6
3	40.0	0.36	9.0
4	23.0	0.32	10.4
5	41.0	0.40	9.0

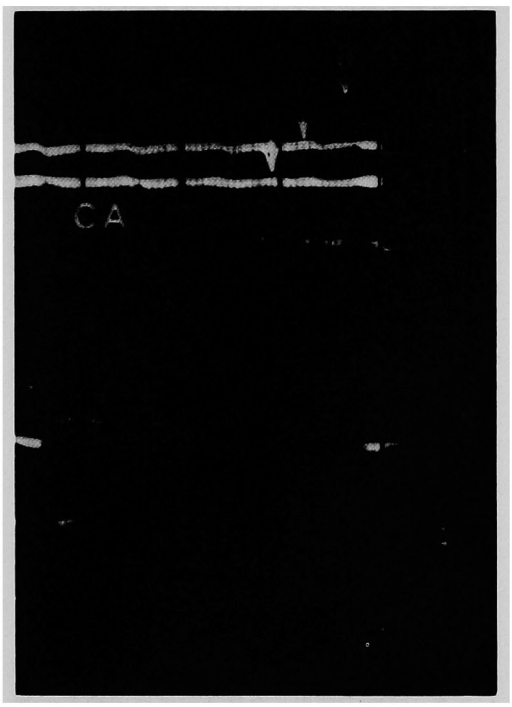

図8　左総頸動脈パターン．計測値3.5mmでaからbは皮膚から頸動脈外壁までの距離．bからcまでが血管径．測定条件はGain(−8), STC(0.4), Depth(3.0), Level(40), Speed(5.0), Meuge(1cm)．

考　　察

超音波カルディオグラフィによる血管径の測定は大動脈や肺動脈でよく検討されている(1.2)．

しかし心周期による末梢動脈血管径の変動についての報告はない．末梢動脈（総頸動脈，大腿動脈）の超音波パターンは，平行する2本線として描写され，動脈特有の波形が心周期に一致してみえる（図2，8）．これはトランスジューサーが血管の直上にある場合に限り描かれる画像である．トランスジューサーが直上より一方にずれると，平行する2本線の一方が細くなり，トランスジューサーが直上でないことを示す．したがって血管の正確な直径を知るためには平行する2本線のエコー反射が等濃度になるようにすることが肝要である．図8は総頸動脈のM-modeによるものでS，およびDの点はそれぞれ収縮期，拡張期である．一般には動脈血管は心の収縮期には拡張し，拡張期には収縮するとされている．しかし肺動脈などの大血管での血管径の変化は，2㎜以下であったという実験がある[2]．本研究で計測した末梢動脈血管の径変化は収縮期，拡張期，いづれにおいてもみられなかった，しかしエコー図をみる限りでは，極く微かな拍動運動はあるようである．さらに，エコー像が最も得られやすい大腿動脈で検討しても同様なパターンがえられた．その結果心周期による末梢動脈の血管径の変化は僅少であり，したがって血管断面積の変化も極めて微量であることが判明した．

血流速度を正確に測定するためには，ドプラー，プローブが血管となす角を正確に知ることが不可欠である．実験モデルでは，容易に決定しうる，実験で使用した総頸動脈は同動脈が浅在性で，しかも皮下をほぼ平行に走行するためである．しかしながら非侵襲性の臨床応用では血管と一定の角度が保持されているかの確認が不可能である．そこで，本研究では超音波カルディオグラフィによる確認をおこなった．図8に示したように皮膚面aから総頸動脈前壁bまでの深さを測り，この点を中心に末梢側と中枢側との2点で同様に検波することにより，これら3点が皮膚面と同じ深さであれば，皮膚面と平行して走行しているかどうかを視覚的に知ることができる．血管が皮膚と平行して走行しているという条件を満たした部分があれば，この中心点から検波することで入射角を一定にすることができる．

通常，ドプラー法によって末梢動脈を検波するとき，血流ドプラー唸の最強点のみを手がかりとして，波形を求める．しかし，血管断面において，全ての血球が同じ流速をもつものではないことはドプラーのスペクトログラムによって判明している[27]．種々の速度をもつ血球が存在することは明らかで，ことに血管壁附近を流れる血球と中央を流れる血球とでは流体力学的にも流速の遅速があることは充分に考えられる．したがって，血管内を流れる血球を検波するのに，血管の直上でプローブが照射されていない場合，その流速脈波が一方に偏することにより起こる精度への影響はさけられない．プローブが血管の直上でなければ流速脈波は不安定な波形として現われるので安定した波形のみを対象とし，さらに波形の解析も試みた．周波数計による方法の出力の波形と，電磁流量計の出力の波形の比較や実際の流量との比較をしたが，よく一致した結果をえた．

実際の計測では，ビームを血管の直上で照射することが，エコー法，ドプラー法のいづれにおいても必要不可欠な条件であることは前述した．さらにドプラー法で重要な点は入射角度であろう．本研究では入射角度を60°と設定した．ビーム巾と血管径がほぼ等しければ，ドプラー音が最強点となる点が60°に非常に近い値となるからである．この手技の容易さの他に構成周波数と分析器の可動範囲との関係も一因である[27]，直流の定常流によるモデル実験で，流れが充分安定している限りでは，ビーム角度が30°より70°では実測値と $\cos\theta$ から計算した値とはよく一致する．しかし，それより角度が大となれば，実測値よりも大きくなり，角度が90°になるとかなり大きい．また，それとともに流れが一方向の直流であるにもかかわらず，反対方向の出力もえられはじめる．以上の理由により入射角度を60°と設定した．この現象はビームの拡がりがあるためと解釈され，その拡がりの部分が流れを迎え，また見送る結果であると考えられる．本実験で10例中3例にこの逆流成分が記録された．入射角が血流走行に対し大きくなればなるほどプラー出力は減少するが，各角度間におけ

る出力差の分離は容易になるため近年，角度依存性のない血流速度測定法が実験的に試みられている[18]．すなわち，a）2本のプローブを直角に組合せる．b）2本のプローブを鋭角で組合せる．c）パルス・ドプラー法（3ビームによる三次元情報）．d）パルス・ドプラー法（血流までの距離測定）との併用．などである．a）の方式は$\theta=90°$であるため，ビームが遠のくに従い，分離する．したがって血管までの距離に影響される．また，プローブが大型となり，扱い難い欠点がある．b）はプローブを鋭角で固定し，よって精度を高め，小型化し，比較的とり扱い易い．現在考えられるこの方式が最も精度が高いが浅在性の血管だけに限られる．c）はパルス法で血管の位置を計測したのち血流を計測する方式で，血管の位置によっては血流計測の誤差にも新たな要素を含むことが考えられる．ただし，ドプラー・アンギオグラフィ[20]との併用も考えられるが，装置が極めて大がかりになる．d）は順流，逆流，混合流と複雑な流れに対しても，絶対流速が計測できる利点があるが，c）のように，パルス法であるため装置の複雑化とプローブの大きさのための欠陥がある．以上が現在考えられる角度依存性のない方法である．本実験で角度依存性のある装置を使用した理由は，まず，第1に最もシンプルで複雑化に併う不明な雑音が少ないこと，ことに定量化に重要な流速脈波の波形が雑音によって変形されないこと，第2に，2本のプローブを使用することにより，取り扱い不便さと波形処理の複雑化（波形が2種類できる），第3に，超音波カルディオグラフィと組合せることによって皮膚面と血管の走行，およびその位置が確認でき，常に安定した計測部位を知ることができること，すなわち，多少精度が低下しても，常に同一条件で測定でき，安定した結果が得られるというのが最大の利用理由である．本研究の最終的目的が開心術後の心拍出量の測定であるから，ペンシル型プローブと同様な小型平板型プローブを60°の角度で製作し，患者に長時間の皮膚固定できることがより重要な条件となる．計測するたびごとに，扱い難いプローブを使用することは少なくとも術後管理には不適当と考える．

超音波ドプラー血流計による総頸動脈のパターンについて考察すると，本実験では大動脈起始部における電磁流量計での血流は駆出期の前進相だけである．このことから，末梢動脈で拡張期にも逆流が存在するのは，心臓駆出現象とは関係なく，末梢動脈の血管の弾性，あるいは低抗などが考えられる．しかし，これらの成分と考え合せての流速脈波の積分値は逆流相が極く微量であることと，ドプラー装置が ZCC 法であるから，ドプラー信号（広帯域信号）を有限時間で記録することにより起こる本質的な出力のゆらぎ（10%以内）などの諸条件を考慮して，筆者は5脈波の加算平均化を行った．

電磁流量計を用いて測定した心拍出量と，エコー法とドプラー法を併用して測定した総頸動脈血流量との相関は強く，$\gamma=0.9$であったことはすでに述べた．左総頸動脈血流量と1回拍出量（大動脈起始部流量）の比は5.9 ± 2.2であった．脱血による Hypovolemia 時の総頸動脈流量と心拍出量との相関をショック犬で調べ，その流量比が9.4であることが判明した（表4）．しかし，ヒトの流量比は改めて設定する必要がある．さらに動脈硬化による血管壁の硬化がもたらす脈波伝播速度も関係するであろう．流量そのものもある程度，変化するであろうことは充分に考えられる．加令により血流パターンの変化が最も大きくあらわれるのは総頸動脈であり[21)24)]，ことに老年層には血流パターンの平低化がある．これは伸展性が減少していることが原因であろう．本研究は正常な血管を対象としたので2.25 MHz のトランスジューサーを使用したが，総頸動脈の硬化などにより血管内腔の状態が不明な症例は分解能の高い5MHz，ないし10 MHz のエコー・トランスジューサーを使用すべきであろう．また薬物の投与により，拍出量と頸動脈流量との比が変化する可能性は充分に考えられるが，今後に残した問題である．

結　　論

雑種成犬を用いて方向指示型超音波ドプラー血流計と超音波カルディオグラフィ法との組合せにより，左総頸動脈血流量を非侵襲的に測定し，この流量より1回心拍出量の推定を試みた．

本研究は血流量が平均動脈流速の積分値に動脈断面積を乗じたものであるという作業仮設に基づいて実験をおこない，生体において良好な成績を修め，非観血的血流測定法として有望であることを確認した．

1）実際の臨床計測ではZCC法でドプラー信号を有限時間で処理することに併う本質的な出力のゆらぎ，あるいは雑音成分を考慮してもなお10%前後の誤差はさけられないと考えねばならない．

2）ドプラー血流計における入射角の問題点，入射角60°で設定したものが10°前後に変化することにより，少くとも流量は10%の誤差を生ずることから，2本のプローブによる角度依存性のない方法でプローブが皮膚面に長時間固定できるような小型化したものに改善されるなら，超音波カルディオグラフィとの組合せにより精度はさらに高いものが期待できる．

3）計測部位は血管の極く限られた一点の流量ではあるが，刻々と変化する流速脈波の積分値と血管断面積を同時にコンピューター処理により，デジタル表示することは容易なことであり，将来，臨床面での応用は充分に期待できる実用装置となりうると考える．

謝 辞

稿を終るに臨み，終始懇切ていねいなるご指導を賜った寺本滋教授に深謝するとともに，直接ご援助とご鞭撻を賜った関洲二講師に深謝致します．また，工学系に関することでは慶応義塾大学工学部，藤岡知夫助教授，ならびに慈恵会医科大学，ME学教室，古幡博講師に厚く感謝致します．さらに実験にあたって協力を惜まれなかった谷崎真行博士，多胡護博士，藤田邦雄博士，および第2外科教室の諸氏に感謝の意を表します．

本論文の要旨は，第1回ME学会（中国・四国地方会）（53年11月），第20回，日本脈管学会（54年10月），日本ME学会専門別研究会「心臓血管内の流体力学と基礎計測研究会」（54年11月）において発表した．

本研究の一部は文部省科学研究費補助金（課題番号 457327）による．

文 献

1．竹沢英郎：大血管の超音波診断．呼と循，10，893—898，1975．
2．小向洋一郎：超音波による大動脈の内径，振幅の動態に関する解釈．日本超音波医学会講演集 30，221—222，1971．
3．長井靖夫：Echocardiographyに両大血管の鑑別．日本超音波医学会講演集，26，69—70，1974．
4．Goldberg, B.B.: Ultrasonic measurement of the aortic arch, right pulmonary artery, and left atrium. *Radiology* 101, 383—392, 1971.
5．Goldberg, B.B.: Suprateral ultrasonography. *J. Am. Med. Assoc.* 215, 245—250, 1971.
6．Olson, R.M. and Sheltom, D.K.Jr.: A nondestructive technique to measure wall displacement in the thoracic aorta. *J. Appl. Physiol.* 32, 147—152, 1972.
7．Shelton, D.K.Jr. and Olson, R.M.: A nondestructive technique to measure variatios. *J. Appl. Physiol.* 33, 542—550, 1972.
8．Colocousis, J.S.: Estimation of stroke volume changes by ultrasonic Doppler. *Circulation* 56, 914—1917, 1977.
9．渡辺 熙：心エコー法の臨床—超音波診断法の原理—新興医学出版社，3，10—25，1975．
10．沖野 遙：心拍出量の測定．血流測定，医学書院，pp. 316—324，1974．
11．仁村泰治：超音波検査法概説．綜合臨床，22，1907—1913，1973．
12．阿部 裕：方向指示型超音波ドプラー法．綜合臨床，21，2601—2610，1972．
13．仁村泰治：超音波ドプラー法の応用—理論と評価—．呼吸と循環，22，552—559，1973．

14. 仁村泰治：超音波ドプラー法による血流計測の性格に関する検討，日本超音波医学会講演論文集，27，73—74，1970.
15. 新　真人：超音波血流計の定量化への試み—超音波ビーム角度—，日本超音波医学会講演論文集，24，125—126，1968.
16. 新　真人：超音波血流計の定量化への試み．日本超音波医学会講演論文集，28，15—16，1975.
17. 古幡　博：超音波 Doppler 血流計の定量性の限界．日本超音波医学会講演論文集，25，185—186，1974.
18. 古幡　博：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，4，264—268，19 1978.
19. 加藤金正：超音波ドプラー血流計による平均流速計測における必要条件，日本超音波医学会講演論文集，27，75—76，1970.
20. Bernstein E.F.: *Non Invasive Diagnostic Technique in Vascular Disease* Mosby, Boston, pp. 11—229, 1978.
21. 伊藤勝啓：超音波 Doppler 法による末梢動脈の研究—拍動数の変化に伴う血流速パターンの変化．日本超音波医学会講演論文集，28，21—22，1975.
22. 長嶋孝昌：血行再建術術中後の管理に於ける超音波血流計の応用．日本超音波医学会講演論文集，28，15—16，1975.
23. 尾本良三：末梢動脈血流波形による簡易デジタル表示心拍出量の試作．日本超音波医学会講演論文集，29，59—60，1976.
24. 奥田国彦：超音波 Doppler 法による末梢循環に関する研究—高血圧患者の総頸動脈血流速 Pattern について—．日本超音波医学会講演論文集，24，139—140，1973.
25. 伊藤勝啓：超音波 Doppler 法による末梢循環の研究—心血管モデルにおける不均一径管の血流速波形におよぼす影響—．日本超音波医学会講演論文集，29，61—62，1976.
26. 長嶋孝昌：超音波血流計による下肢閉塞性動脈疾患の検討．日本超音波医学会講演論文集，30，237—238，1976.
27. 仁村泰治：方向指示型超音波ドプラー法による動脈パターン．心臓，5，1356—1368.
28. Alberto Benchimol: Clinical Application of the Doppler Ultrasonic Flowmeter. *Am. J. Cardiol.* 29, 540—548, 1972.

A new non-invasive method for cardiac output measurement by combining an ultrasonic Doppler method to an ultrasonic echocardiography

Atsuo OHYA

Second Department of Surgery, Okayama University Medical School

(Director : Prof. S. Teramoto)

It is a well-known fact that knowing cardiac output and blood flow volume in a certain region of the body is of importance not only in clinical practice but also in physiology. Furthermore, it would be ideal if they were measured, simply, non-invasively and repeatedly without torture to patients. The ultrasonic Doppler method has been believed to be suitable and modified for this purpose. However, critical shortcoming in this method is that this method lacks quantitative determination because sectional area of the vessels is unknown. This study was to develop a new non-invasive method of determining blood flow volume by combining echocardiography to Doppler method. Echocardiography is able to determine the diameter of the vessels and Doppler method simultaneously determines blood flow velocity in it. Then, blood flow volume becomes obtainable.

This study of applying Doppler and echocardiographic probes in a short interval showed a good correlation of blood flow volume obtained with this method to that obtained with electromagnetic method. It was also found that cardiac output was obtainable by measuring the blood flow volume of the common carotid artery with the method. Correlation coefficient (r) between the diameter obtained by echocardiography and that measured with a ruler was 0.99 with a regression equation of $y = 0.89x + 0.22$ ($p < 0.001$). r between blood flow volume obtained with this method and that measured by electromagnetic probe was 0.96 with $y = 0.92x - 0.03$ ($p < 0.001$). Estimation of cardiac output from the blood flow volume of the left common carotid artery, which was determined with this method, was accurate with $r = 0.90$ ($y = 37.0x + 18.9$, $p < 0.001$). With these data, it was concluded that this new method, namely, a combination of Doppler method and echocardiography, was accurate enough to clinical use to determine regional blood flow volume and it was also available to estimate cardiac output from the blood flow volume of the left common carotid artery. Moreover, this new method is measurable repeatedly without invasion and torture to patients with simple technique.