

## 胎児血管径の実時間変位計測法の開発に関する研究

東京女子医科大学産婦人科学教室

森 晃 武田 佳彦

Development of Method for Measurement of Pulsatile Change  
in Arterial Diameter in the Fetus

Akira MORI and Yoshihiko TAKEDA

*Department of Obstetrics and Gynecology, Tokyo Women's Medical College, Tokyo*

**概要** 超音波断層下に胎児動脈血管前、後壁内面の反射エコーを目印にして追跡するエコートラッキング法により胎児動脈血管の拍動波形を計測する装置を開発し、カテーテル圧波形、血流速度波形と比較検討した。本システムは、振動子から近位血管前壁内面と遠位血管後壁内面の反射エコーの時間差（距離）の経時的変化を表示する。超音波をパルス送信し、反射波と基線との交点（ゼロクロス点）を電子回路にて追跡し、フェイズロックループを採用しているため、反射波の強弱に影響されず、安定した計測が可能である。拍動波形は、圧波形（成人）との比較では、下行大動脈、大腿動脈、上腕動脈で両波形の相似性を確認し、径変化が圧の変化分に対応すると考えられた。本法の精度と再現性について胎児下行大動脈径の発育に伴う増加を考慮し、妊娠22～38週で5系列の測定群を設定したが、最小血管径では、再現性、測定者間の変動係数は4%以内で拍動変位分の測定では8%以内であった。正常発育胎児20例（18～41週）を4週ごとに測定した結果は、38週以降拍動波形と血流速度波形の類似性を認め拍動変位分、平均血流量は増加したが、拍動変化率（拍動変位分/最小血管径）は有意な変動を示さなかつた。Pulsatility Index が高値を呈した34～37週の子宮内発育遅延児5例、巨大児3例の測定結果では前者は、両波形の解離を認め拍動変位率は $7.26 \pm 0.36\%$ 、平均血流量は $5.5 \pm 1.2 \text{ ml/sec}$ で34～37週の正常発育胎児20例（ $10.14 \pm 1.95\%$ 、 $8.3 \pm 1.9 \text{ ml/sec}$ ）に比し有意に小さく（ $p < 0.01$ ）後者は、両波形の相似性を認め、 $12.20 \pm 0.50\%$ 、 $10.8 \pm 0.8 \text{ ml/sec}$ で正常発育胎児に比し有意に大きかつた（ $p < 0.05$ ）。血流速度波形に比し、拍動波形は血圧の変動を示すため、血流量の評価は両波形の組み合わせによつてさらに、正確に評価可能であると考えられた。

**Synopsis** The present study was designed to evaluate perfusion dynamics of organs by measuring pulsatile change in arterial diameter concomitant with flow velocity determination. An ultrasonic phased locked echo tracking system equipped with a real time linear array scanner was used to measure pulsatile change in arterial diameter. The distance from the transducer to a distal or proximal point on the inner vessel wall can be defined as the relative time difference of the zero-cross for each reflective wave. The pulsatile change in the arterial diameter was a reflection of intra-arterial pressure change which was confirmed by simultaneous measurement of direct pressure in the adult brachial, femoral and descending aorta (DA) by arterial catheterization. The accuracy of measurement of arterial diameter and pulsatile change were confirmed by the coefficient of variation (C.V) in the diameter of than 4% in the former and less than 8% in the later in both inter- and intra-assay variance. In normal growth fetuses, the pulsatile changes in the DA were within the range of about 10% of the minimum arterial diameter. Intrauterine growth retarded fetuses (IUGR) who had a high pulsatility index (PI) were  $7.26 \pm 0.36\%$  ( $n=5$ ,  $p < 0.01$  v.s. normal growth group) and showed discrete figures between pulsatile and blood flow velocity waveforms. Furthermore, large for date fetuses (LFD) who had a high PI were  $12.20 \pm 0.50\%$  ( $n=3$ ,  $p < 0.05$  v.s. normal growth group) and had similar figures in pulsatile and blood flow velocity waveforms. A determination of pulsatile change in the DA clearly differentiated this discrepancy, showing a decreased diameter in the IUGR fetuses and increased diameter in the LFD fetuses. It was concluded that simultaneous monitoring of pulsatile waveforms of the arterial diameter and blood flow velocity waveforms will provide for more accurate analysis of hemodynamic changes in the fetus.

**Key words:** Echotracking method · Pulsatile change in the arterial diameter · Intra-arterial pressure · Blood flow

## 緒 言

近年、超音波ドプラーの発達により心腔内、血管内の血流速度波形を解析し循環動態を解明する試みがなされてきた。本来、循環動態を解析するためには、血流量や循環抵抗等の情報が必要である<sup>1)</sup>。しかし血流量を計測するうえでは、超音波ビームと血管とのなす角度、血管径の計測誤差などが問題となり、臨床的には、血流速度波形解析によるインデックス値 (Pulsatility Index, PI など) から循環動態の推測が行われ、Fetal well-being の評価に有用であることが報告されてきた<sup>2)3)</sup>。しかし、このインデックス値は、循環血流量、血管コンプライアンス、末梢血管抵抗などの影響を受けることが明らかにされてきた<sup>4)5)</sup>。我々は、超音波断層下に血管壁反射エコーの位相を目印として追跡する超音波微小変位測定法 (エコートラッキング法) により、これまで計測不可能であった胎児動脈血管の拍動波形を測定しドプラー法による血流速度波形と比較検討した。

## 研究方法

### 1. 産婦人科用リニアスキャン超音波微小変位計測計 (アロカ社製) の原理

本システムは、超音波エコーの位相追跡システム、反射エコー信号観察用モニター、及びコンピューターとからなる。超音波をパルス送信し反射波の基線との交点すなわち、ゼロクロス位相に注目し、そのゼロクロス点を電子回路にて追跡するものであり、また、フェイズロックループを採用しているため、反射波の強弱に影響されず、反射波の振幅を追跡する手法に比べて原理的に S/N がよいことで知られている。この方法は、血管の前、後壁からの反射エコー信号 (Radio Frequency Signal, R.F) を、壁変位モニターで観察すると (図 1)、振動子より近位血管の前壁内面までの距離を  $L$  とすれば、超音波が反射しプローベに返ってくる時間  $T$  は、 $T=2L/C$  ( $C$  は生体内での超音波速度、 $1,540\text{m/sec}$ ) で表わされ、振動子より遠位血管の後壁内面からプローベに返ってくる時間は  $T=2L/C$  より大きくなる。この近位血管の前壁内面と血管の後壁内面からの反射エコーの時間差 (距離) の経時的変化を表示すれば血管

径拍動波形が記録可能となる。超音波パルスの追跡方法は、①と②の反射エコー (図 1b の実線部分) の 1 波長の  $1/2$  周期にゼロクロスで目印となるゲートパルス (図 1c) を立て、波形を整え基線との積分を算出すれば (図 1d の黒色部分) 代数和はゼロとなる。次の超音波パルスによる反射エコーは、当然血管は収縮、拡張を繰り返しているので移動する。仮に血管が内腔側に収縮し点線のように反射エコーが移動したとすると (図 1b の点線部分) 積分は  $+$  となる。そこで①のゲート位置 (図 1c) が、積分の代数和がゼロとなるように移動すればこのゲート位置は血管エコーを追跡することとなり、このような目印となるゲートパルスを②にも立て血管壁内面間の時間差をフリップフロップ回路にて自動的に電圧換算し、フリップフロップ信号のコンピューター解析により 1 秒間 3,000 回計測が可能であり連続的に拍動波形が記録可能である。

図 2 に、超音波微小変位計の回路図を示す。広帯域増幅部は、血管からの反射エコーを増幅し波形整形信号をトラッキング部 (ゲート 1, 2) へ出力する部分である。電圧制御型遅延発振回路 (Voltage controlled delay, VCD) よりパルス幅  $83\text{nsec}$  の追跡ゲートパルスが遅延発振される。遅

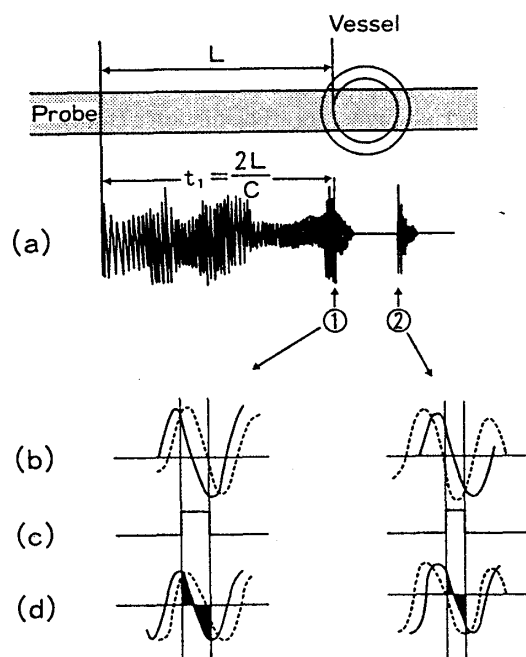


図 1 位相追跡型エコートラッキング法の原理図

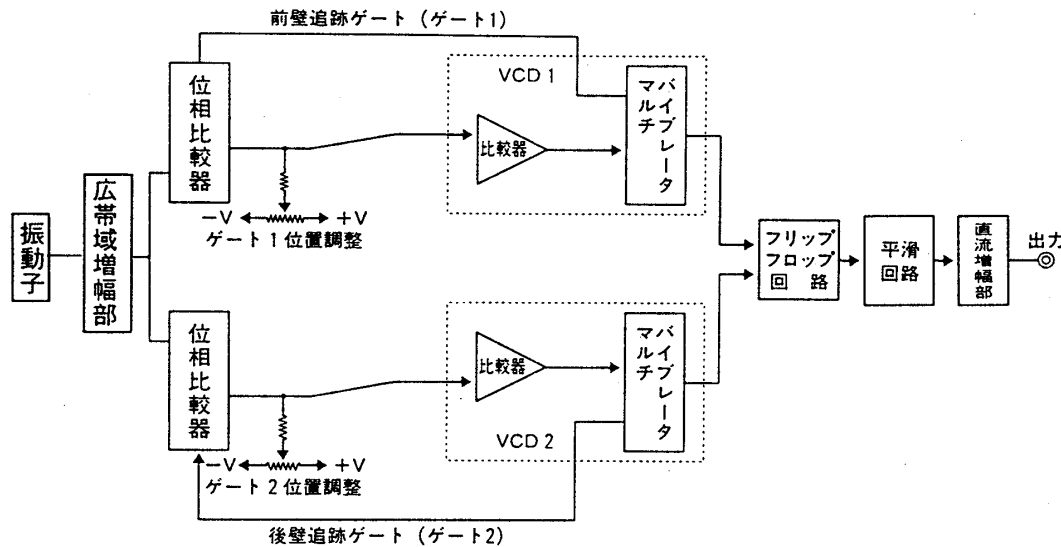


図2 位相追跡型エコートラッキング法の回路図

延時間は、体表から血管壁までの距離に相当し、壁運動を追跡するようにこの遅延時間を変える。波形整形された血管からの反射エコーとゲートパルスとが位相比較器に入力され、上述の積分を行うフィルター出力は、ゼロとなる。反射エコーが移動すれば位相比較器の出力が変動しフィルター出力は、+となる。この出力電圧だけ電圧制御型遅延発振回路の遅延時間は短縮され、ゲートパルスは、エコーの積分がゼロとなるように追跡する。前壁エコー①にゲート1、後壁エコー②にゲート2をロックしフリップフロップをゲート1でセットし、ゲート2でリセットする。この時間幅が、血管径に相当し拍動に追従した変化を示す。平滑回路、直流増幅部は、フリップフロップの出力信号を電圧に変換し、血管径として出力する部分である。

## 2. 超音波微小変位計の特性実験

血管径測定の精度は、超音波ビームが垂直に血管壁に照射され、血管前、後壁内面の反射エコーを認識しゲート位置をセットできるかによる。そのため血管壁検出特性の検討を水槽中に直径2mmのゴム管を深度10cmの位置に固定し、管長軸に沿って超音波振動子を垂直に固定した位置から機械的に±5度間隔で入射角を変える走査を行い、その時の血管壁エコーの振幅を観察した。また、血管径計測の測定者間変動と再現性の検討は、

正常発育胎児(22週, 26週, 30週, 34週, 38週)の5例において5人の測定者が、下行大動脈(横隔膜下)の平均測定変動値を求め、再現性は、1人の測定者が、初回測定後12時間内に5回計測し、その平均測定変動値を求めた。さらに、成人男子(20歳)の下行大動脈、大腿動脈、上腕動脈のカテテル圧波形(血管内圧)と同一部位での血管径拍動波形とを比較した。

## 3. 胎児循環動態計測

超音波パルスドプラー(アロカ650)にて胎児下行大動脈の血流速度波形を記録し、同時に超音波微小変位計により血管拍動波形を記録し、両波形をコンピューター(アップル社製マッキントッシュIIci)に取り込み解析した。拍動によつて変化する血管の最小径(最小血管径)、拍動による血管の最大径と最小径の差(血管拍動変位分)、拍動変位分を加味した血管断面積に平均血流速度との積から平均血流量を5心拍の平均として算出した。推定胎児体重、下行大動脈における血流速度波形の計測方法及び血流速度、PIの算出方法は、我々がすでに報告している方法を使用した<sup>9)</sup>。正常発育胎児各20例を4週ごと(18~21, 22~25, 26~29, 30~33, 34~37, 38~41週)に分け測定し、さらに推定体重が胎児発育曲線<sup>7)</sup>の-1.5SD以下の子宮内発育遅延児(IUGR, 妊娠34~37週)5例と+1.5SD以上の巨大児(LFD, 妊娠36~37週)3例

を検討した。IUGR 及び LFD の PI は、 $+1.5SD$  (正常発育胎児90例からの正常域)<sup>6)</sup>以上の高値を呈しさらに、IUGR, LFD は、生下時体重にて最終的に確認された。統計学的解析は、Student's-t test によつた。

### 研究成績

#### 1. 超音波微小変位計の特性

超音波パルスビームと血管軸とのなす角度が垂直位から $\pm 10$ 度傾けられると血管壁モニターが認識不可能となつた。垂直位から $\pm 10$ 度以内であれば血管径計測が可能であり、血管径測定時の最大誤差は、超音波パルスビームが垂直位から $\pm 10$ 度傾斜した時の血管径を、 $D(10^\circ)$ 、垂直位での血管径を、 $D(0^\circ)$ とすれば、次式により計算される。

$$\text{血管径測定誤差} = \frac{D(10^\circ) - D(0^\circ)}{D(0^\circ)}$$

$$= \frac{D(0^\circ)/\text{COS}10^\circ - D(0^\circ)}{D(0^\circ)} = \pm 0.0154$$

約1.54%の計測誤差となり断面積にすると約3.11%の計測誤差となる。胎児下行大動脈の測定者間の平均値、ならびに測定変動係数 (Inter-assay Variance) は、最小血管径 (変動係数 cv) で、妊娠22週 $3.26 \pm 0.08\text{mm}$  (cv 2.45%)、38週 $7.43 \pm 0.08\text{mm}$  (cv 1.08%) であり、すべての測定系列での cv は最小1.08%、最大3.58%で、拍動変位分では妊娠22週 $0.27 \pm 0.02\text{mm}$  (cv 7.41%)、38週 $0.71 \pm 0.02\text{mm}$  (cv 2.82%) で cv の最小は2.82%、最大は7.41%であつた。再現性試験 (Intra-assay Variance) では、最小血管径で妊娠22週 $3.24 \pm 0.09\text{mm}$  (cv 2.78%)、妊娠38週 $7.27 \pm 0.09\text{mm}$  (cv 1.24%) で cv の最小は1.24%、最大は2.78%で、拍動変位分は妊娠22週 $0.25 \pm 0.02\text{mm}$  (cv 8.00%)、妊娠38週で $0.71 \pm 0.01\text{mm}$  (cv

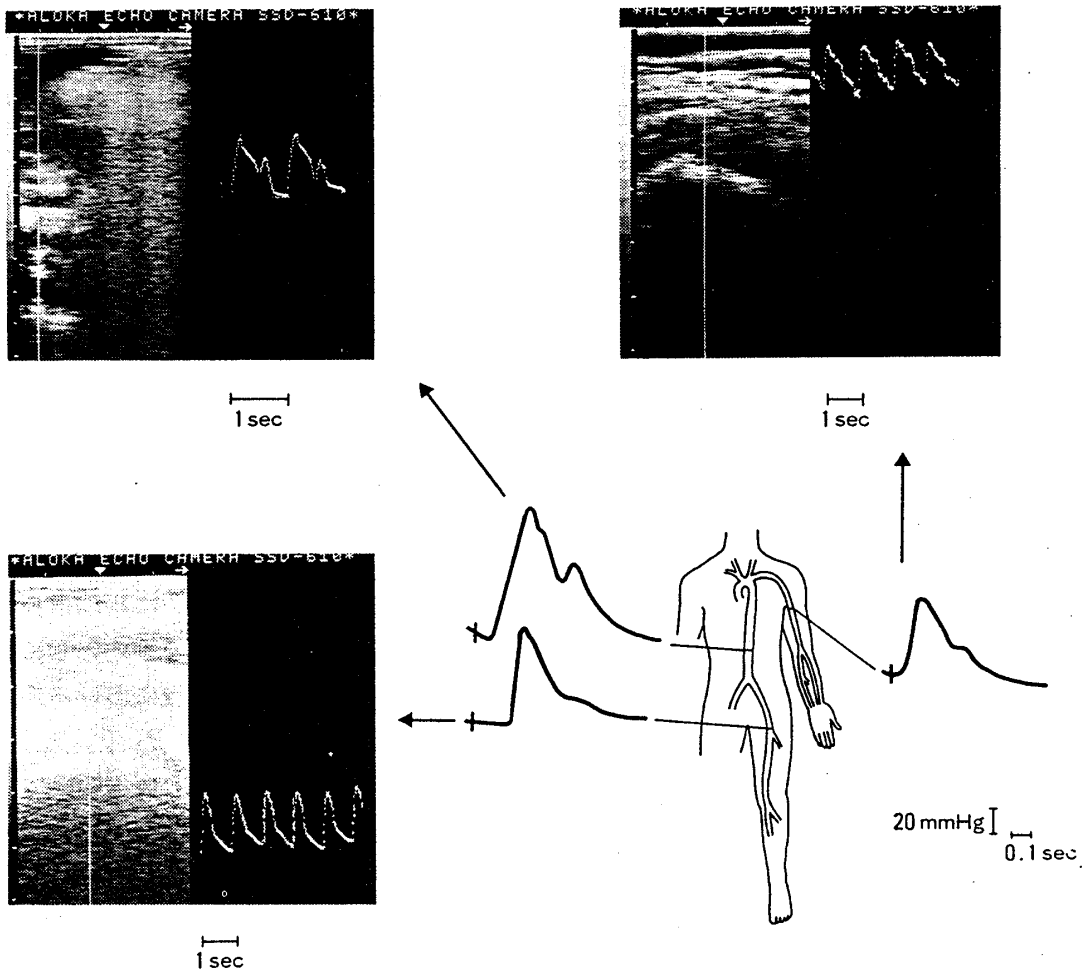


図3 血管径拍動波形とカテーテル圧波形

1.41%)で、cvの最小は1.41%、最大は8.00%であり、測定者間変動、再現性試験ともに大きな差はなかつた。

血管内圧波形との比較では、図3は、成人男子(20歳)の下行大動脈、大腿動脈、上腕動脈のカテーテル圧波形と血管径拍動波形で両波形の線形性が保たれ、類似形を呈した。

## 2. 胎児下行大動脈の血管径拍動波形

妊娠18週より下行大動脈の血管径拍動波形の測定が可能で、表1に正常発育胎児18週から41週までの最小血管径、血管径拍動変位分、血管径拍動変位率(血管径拍動変位分/最小血管径)、平均血流量を示した。最小血管径、拍動変位分、平均血流量ともに妊娠週数に伴って増加したが、拍動変位率は、有意な変動を示さなかつた。しかしながら、IUGRでは、拍動変位率 $7.26 \pm 0.36\%$ 、平均血

流量 $5.5 \pm 1.2 \text{ ml/sec}$ ともに正常発育胎児(34~37週、 $10.14 \pm 1.95\%$ 、 $8.3 \pm 1.9 \text{ ml/sec}$ )に比し、有意に低く( $p < 0.01$ )逆に、LFDでは $12.20 \pm 0.50\%$ 、 $10.8 \pm 0.8 \text{ ml/sec}$ で有意に高値を呈した( $p < 0.05$ )。

## 3. 血管径拍動波形と血流速度波形の比較

図4は、正常発育胎児の妊娠週数進行に伴う下行大動脈の血管径拍動波形と血流速度波形で、20週(左側)では、収縮ピークより拡張期に血管径拍動波形と血流速度波形の類似性は認められていないが、30週(中央)から40週(右側)と、妊娠週数進行に従い、血管径拍動変位分の増加と血流速度波形の拡張期血流速度の増加により両波形の類似性が増す。PIが高値を示したIUGRとLFDの血管径拍動波形と血流速度波形では(図5)上段は、妊娠37週6日、IUGR、推定体重2,200g、最

表1 正常発育胎児、子宮内発育遅延児(IUGR)、巨大児(LFD)の下行大動脈最小血管径、血管径拍動変位分、血管径拍動変位率、平均血流量(Mean $\pm$ SD)

妊娠週数	A 最小血管径 (mm)	B 血管径拍動 変位分 (mm)	B/A 血管径拍動 変位率 (%)	平均血流量 (ml/sec)
正常発育胎児				
18~21 (n=20)	$2.46 \pm 0.52$	$0.23 \pm 0.03$	$9.35 \pm 0.98$	$3.1 \pm 1.1$
22~25 (n=20)	$3.47 \pm 0.37$	$0.33 \pm 0.09$	$9.51 \pm 0.71$	$3.8 \pm 0.9$ *
26~29 (n=20)	$4.02 \pm 0.45$	$0.41 \pm 0.08$	$10.20 \pm 1.25$	$4.5 \pm 1.5$ **
30~33 (n=20)	$4.96 \pm 0.70$	$0.48 \pm 0.14$	$9.68 \pm 1.59$	$6.7 \pm 1.3$ **
34~37 (n=20)	$6.23 \pm 0.55$	$0.61 \pm 0.11$	$10.14 \pm 1.95$	$8.3 \pm 1.9$ **
38~41 (n=20)	$7.43 \pm 0.76$	$0.76 \pm 0.13$	$10.23 \pm 1.68$	$11.2 \pm 2.1$ **
IUGR				
34~37 (n=5)	$5.62 \pm 0.68$ *	$0.40 \pm 0.06$ **	$7.26 \pm 0.36$ **	$5.5 \pm 1.2$ **
LFD				
36~37 (n=3)	$7.04 \pm 0.15$ *	$0.85 \pm 0.05$ **	$12.20 \pm 0.50$ *	$10.8 \pm 0.8$ **

\* =  $p < 0.05$ , \*\* =  $p < 0.01$

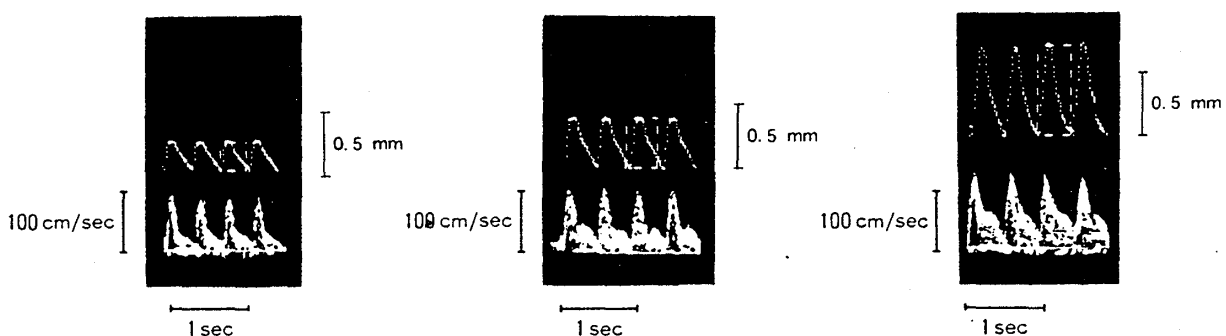


図4 正常発育胎児の血管径拍動波形と血流速度波形

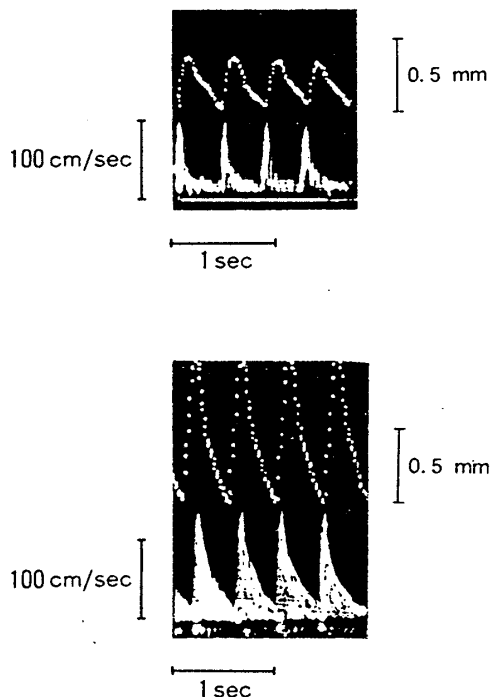


図5 胎内発育遅延児 (IUGR) と巨大児 (LFD) の血管径拍動波形と血流速度波形

小血管径6.01mm, 拍動変位分0.40mm, 拡張期の血流速度の低下のため  $PI=1.8$  と高値, 拍動波形と血流速度波形の類似性が失われ両波形の解離が認められた。下段は, 妊娠36週1日, LFD, 推定体重3,160g, 最小血管径7.12mm, 拍動変位分0.91mm,  $PI=1.6$  と高値, 拍動波形と血流速度波形は, 類似性を維持した。

#### 考 察

超音波ドプラー法の開発とパルス変調法及び, リアルタイム高速フーリエ変換の実用化は, 胎児胎盤循環の非観血的な解析を可能とした。しかし, 非侵襲的な血流量計測においては, 血管径の測定が最大の問題となり, 動脈のように拍動流が存在する場合は, 血管径は常時変化し, その計測をさらに困難なものにしてきた。そのため血管径計測を必要としない血流速度波形解析が施行され, 収縮期最高血流速度, 拡張期血流速度, 平均血流速度などからインデックス値 {Resistance Index (RI), PI} などを求めて末梢血管抵抗を示す指標として使用してきた<sup>8)9)</sup>。しかし, IUGR, LFD など明らかに循環動態が異なる症例でこのインデックス値が, 同様に高値を呈する場合があります末梢血

管抵抗上昇のみで循環動態を説明することは, 不可能と考えられた。

我々は, これまで頸動脈などの表在血管の動脈硬化診断に利用されているエコートラッキング法を使用し超音波断層下に胎児動脈血管径拍動波形を測定した。エコートラッキング法には, Hokanson et al. によるエコー振幅を追跡する型<sup>10)</sup>と Nakayama and Sato による位相追跡型の2種類がある<sup>11)</sup>。前者は, 血管拍動変位分が最小血管径の15%以上にもなり測定精度に問題があった。これに対して, 中山と新木は, 血管壁反射エコーの位相を目印にして追跡する方法を報告し精度の高い測定方法とされている<sup>12)</sup>。さらに頸動脈においては, 血管径拍動波形と血管内圧曲線を比較すれば, 概ねその線形性が維持され血管径変化が内圧変化とみなされることも明らかにされている<sup>11)13)</sup>。我々の結果からも, 成人男子の下行大動脈, 大腿動脈, 上腕動脈において, 血管内圧波形とほぼ相似形を呈することが明らかとなり血管径拍動波形が血管壁を押し広げる内圧に直接相関するので血圧の変位分と対応すると考えられ, 今後これまで計測不可能であつた胎児血圧の変動計測が無侵襲に計測可能であることが示唆された。

胎児の動脈血管径計測において Sturla et al.<sup>14)</sup> は胎児下行大動脈径計測をTDレコーダー (Time-distance recorder) により測定し報告しているが, リアルタイムスキャナーのフレーム数が1秒間あたり40であり, 胎児心拍数が120~160bpm とすれば, 1秒間に2~3心拍となり1心拍を13~20の極めて少ないサンプリング数で計測していることとなる。我々の方法では, コンピュータ解析により1秒間3,000のサンプリング数で血管径拍動を計測しているため1心拍を少なくとも1,000のサンプリング数で計測していることとなりデータとしても十分信用できるものと考えられた。また, 血管径計測においては, 血管壁エコーは, 血管に垂直に超音波パルスが照射されないと極端に減衰することが報告され<sup>15)</sup>, 我々の結果でも垂直位から±10度傾斜するとほとんど血管壁エコーを観察できなかつた。しかし, 血管壁エコーを観察できる場合の血管径計測の最大測定誤差

は、約±1.5%であった。産婦人科用超音波微小変位計は、計測部位の深度により超音波ビームの集束範囲を切り替えることにより、R.F信号の血管周囲組織による影響が軽減され、さらに、断層像の拡大も可能で、測定血管部位に超音波ビームが垂直に照射されているかの確認も容易であるために、胎児動脈血管のように深部領域の動脈血管の拍動が計測可能である。このような条件での測定可能例は、120/130=92.3%で実用的利用に支障はないと考えられた。

血流量計測においては、すでに色々な測定誤差要因が報告されてきた<sup>16)</sup>。血流速度計測においては、超音波ビームと血管とのなす角度計測が問題となり、この角度が60度をこえると、1度あるいは10度の測定誤差が、3%及び30%の誤差となる<sup>16)</sup>。我々は、血流速度を、40~60度以内にて測定し血流量を算出しているため、角度の計測の誤差を最高3%としても、我々の方法による血流量算出においては、最高で約±10%の測定誤差が考えられる。本測定法では、実測5心拍の平均値で平均血流速度と血管径測定値の計算値を代表させているが、循環動態に追随して計測、評価するには、2系列の計測を同期させることが必要であり同時測定に留意して振動子を設定した。したがって、循環動態の評価には、これらの誤差を含んだ絶対血流量を用いるよりも、現状では、同一条件で計測された内圧変化を表現する血管径拍動波形とを比較することがより有効であると考えられた。事実PIの増加する症例の中にはLFDのように、血流量の増加による収縮期最高血流速度の増加とIUGRのように、末梢血管抵抗の増加による拡張期血流速度の減少を反映した流量の低下を示す症例とがあり、前者は、血管径拍動波形と血流速度波形が類似形を呈し、後者は、両波形の解離を認めた。この解離現象は、心駆出量に末梢血管抵抗増加、及び血管コンプライアンス低下が重なると、血管内圧は上昇し、血流速度は低下することを示している<sup>17)</sup>。血管系では、内圧波形の積分値は、心駆出量に比例する。末梢までの距離が短く（末梢血管抵抗低下）、血管コンプライアンスが大きい肺循環系では、内圧波形と血流速度波形は、ほぼ類

似形を呈する。それに対して体循環系では、逆に計測点より末梢までの距離が長く（末梢血管抵抗増加）血管コンプライアンスが小さくなるため、血流量によつて内圧波形と血流速度波形の類似性が失われると考えられた。

血流速度波形に比較し、血管径拍動波形は、血圧の変動を表わすので血流量の評価は、両者の組み合わせによつてさらに正確に評価可能と考えられた。

稿を終るにあたり、本研究を遂行するうえで御協力を頂いたアロカ株式会社、牛久愛和総合病院産婦人科看護部に心から御礼申し上げますとともに、故森 豪に感謝する。

#### 文 献

1. 真島英作編. 生理学. 東京: 文光堂, 1981; 379
2. Gill RW, Trudinger BJ, Garrett WJ, Kossoff G. Fetal umbilical venous flow measured in utero by pulsed Doppler and B-mode ultrasound. *Am J Obstet Gynecol* 1981; 139: 720-725
3. Cambell S, Pearce JM, Hackett G. Qualitative assessment of uteroplacental blood flow: Early screening test for high-risk pregnancies. *Obstet Gynecol* 1986; 68: 649-653
4. Thompson RS, Trudinger BJ. Doppler waveform pulsatility index and resistance, pressure and flow in the umbilical placental circulation. An investigation using a mathematical model. *Ultrasound Med Biol* 1990; 16: 449-458
5. Reuwer PJHM, Nuyten WC. Fetoplacental circulatory competence. *Eur J Obstet Gynecol* 1986; 21: 15-26
6. Mori A, Iwashita M, Nakabayashi M, Takeda Y. Effect of maternal oxygen inhalation on fetal hemodynamics in chronic hypoxia with IUGR: *Journal of Maternal-Fetal Investigation* 1992; 2: 93-99
7. 仁志田博司. 日本人における胎内発育曲線. *新生児誌* 1978; 4: 557-559
8. Brar HS, Platt LD, DeVore GR. Qualitative assessment of maternal uterine and fetal umbilical artery blood flow resistance in laboring patients by Doppler velocimetry. *Am J Obstet Gynecol* 1988; 158: 952-956
9. Trudinger BJ, Giles WB, Cook CM. Fetal umbilical artery flow velocity waveforms and placental resistance: Clinical significance. *Br J Obstet Gynecol* 1985; 92: 23-30
10. Hokanson DE, Strandne DE Jr, Miler CW. An echo-tracking system for recording arterial

- wall motion. IEEE Trans Sonics Ultrasonic 1970; SU-17: 130
11. Nakayama K, Sato S. Ultrasonic measurement of arterial wall movement utilizing phase-tracking system. Proc of 10th International Congress on Medical and Biological Engineering. Dresden, 1973; 318
  12. 新木陽一, 中山 淑. 位相追跡処理による生体内組織変位測定. 第57回日超医講演論文集, 1990; 445
  13. 菅原基晃, 古幡 博, 吉川 昭, 鈴木 紳, 大西哲, 高林和佳子, 鈴木直樹, 黒川孝志, 吉村正蔵. 血圧波形の非侵襲的計測法の開発. 医用電子と生体工学 1983; 21(特別号): 429-432
  14. Sturla HE, Karel M, Alf OB, Kjell K, Magnar U. Ultrasonic measurement of human fetal blood flow. J Biomed Engng 1982; 4: 28-37
  15. Sumio U. Determination of volume of arterial blood flow by an ultrasonic device. J Clin Ultrasound 1981; 9: 209-216
  16. Kurjark A, Alfirevic Z, Miljan M. Conventional and color Doppler in the assessment of fetal and maternal circulation. Ultrasound Med Biol 1988; 14: 337-354
  17. 菅原基晃. 心力学. 心機能とその指標 東京: 南山堂, 1983; 57

(No. 7275 平4・9・18受付)