

超音波ドプラ微小変位計測法を用いた
胎児呼吸様運動の連続モニタリング手法の開発

升 田 春 夫

【緒言】

胎児の行動は、単に筋・骨格系の発達を反映するのみでなく、中枢神経系の機能的発達を示すものであると考えられている¹⁾。新生児領域においては、古くから中枢神経系の予後と関連した行動の研究が多数報告されてきた²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾。これに対し、胎児の行動解析の研究に対する関心は高いものの、子宮内というアプローチしにくい場所であり、方法論的制約のため、比較的研究が遅れていた。胎児行動についての研究が急速に発達したのは、超音波断層法が実用化されてからであるといえる。超音波断層法を用いて、胎児の躯幹運動や四肢の運動、胎児呼吸様運動 (fetal breathing movement: FBM)などを観察記録し、解析する研究が多数行われた⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾。胎児心拍のモニタリングの手法であるNST(non-stress test)に、FBM・粗大胎動(fetal gross movement: FGM)の有無などの情報や羊水量などの情報を加えることにより、胎児のwell-beingの評価をより正確に行う試みがなされ、臨床上の指標としてある一定の評価を得ている。これはbiophysical profile scoringと呼ばれ、とくにハイリスク妊娠の管理に有用であるとされる¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾。

FBMはbiophysical profile scoringの要素の一つであるだけでなく、胎児の状態を把握する上で非常に大切であることが種々の研究から指摘されるようになった。例えば、胎児の低酸素状態でその出現頻度が低下したり、薬剤の投与によっても出現頻度が変化することなど、諸条件下でその出現様式が変化することが知られている¹⁶⁾。また、FBMは、妊娠週数とともに出現頻度が変化することがわかっており、胎児の神経学的発達を判断する材料としても有用であると報告されている¹⁵⁾¹⁷⁾。最近では、胎児肺成熟にFBMの大きさや持続時間が関連することも指摘されている¹⁸⁾¹⁹⁾。このように、FBMは胎動の中でも極めて重要な臨床的意義を持つことが明らかとなっている。

臨床的に胎児行動を計測し評価するためには、超音波B-mode断層法を用いて熟練した技師が観察してその行動の有無や回数を手動記録することで行ってきた。しかし、この方法では定量的な胎児行動の客観的評価は困難であり、また長時間にわたる計測が必要なこともあり実地臨床で行うのは現実的ではない。FBMに限っていえば、その客観的計測のために種々の方法が試みられてきた。超音波A-mode法を用いた方法²⁰⁾²¹⁾、超音波B-mode断層法による方法²²⁾²³⁾、phase locked loop (PLL) 法を用いた方法²⁴⁾²⁵⁾²⁶⁾、さらに特殊な圧トランスデューサーを用いた方法²⁷⁾²⁸⁾²⁹⁾などが考案されたが、これらの方法は基礎的実験レベルのものであり、臨床応用には至っていない。FGMを検出することが可能な装置としては、前田らの胎動心拍図³⁰⁾やLindstromらの胎動計測システム²²⁾等が実用化されている。これらは、胎動により生ずるある一定の帯域のドプラ信号の検出により胎動を判定するため、胎動の有無は判定できるが、その種別の判定や大きさ、周期などの情報は得られない。このため、微小な運動であるFBMはそのすべてをとらえることはできず、厳密な意味での胎児行動の定量評価は困難であった。

篠塚・山越らは、胎児心拍数記録装置(cardiotocograph: CTG)に用いられている超音波モジュール・探触子を応用し、パルスドプラ法による組織の微小変位計測法を用いて胎児の運動を定量計測する方法を開発し、FBMの高精度の計測が可能なことを報告した³¹⁾³²⁾。この方法は、胎動による胎児生体内の微小変位を受波超音波のドプラ効果の大きさから測定するもので、生体内の複数点で組織の変位を同時にかつ定量的に測定できる方法である。但し、多チャンネルの胎動記録を実時間で行おうとすると、データの量が多すぎて時間的な制限が存在した。また、得られた変位データから、FBMの部分を特定することも難しい作業であった。

本研究は、上記方法論を用いて、FBMの長時間の連続モニタリングを可能にすることを主目的として行った。このために、上記方法論で用いたハードウェアをさらに改良して、胎動の中でも特にFBMの計測に適するようにすることで、長時間の記録が可能なものとした。種々の胎児行動のうちで、FBMを定量的に計測する対象に選んだのは、FBMが、1) 微小な運動で、2) 比較的規則的であり、3) 胎児のwell-being、切迫早産、低酸素症、肺成熟の状態と相関性の高い運動である¹⁵⁾¹⁹⁾³³⁾という理由からである。つまり、本研究においてはFBMの情報を臨床応用可能な指標とすることを目的とした。さらに、FBMの情報を臨床データとして応用するために、この装置によって得られた変位データに対して、FBMの自動認識を試みた。自動認識手法としては、周波数分析法の一つであるMEM (maximum entropy method)を用いた方法と、変位信号波形の区間細分化による手法 (segmentation法)を用いた方法の2通りで行った。この自動認識により、記録された観察時間におけるFBMの存在区間を推定することが可能になる。

【研究方法】

(1)生体内組織の変位計測用マルチチャンネルドプラシステムの設計

(A)ハードウェアの設計

篠塚・山越らによって開発された方法³²⁾を基本として、新たに長時間・実時間記録が可能で、ベッドサイドで使用可能な軽量な装置を設計した。最終的には胎児心拍と胎動の同時記録の可能な臨床機器の開発を考え、胎児心拍記録装置（トイツイ社MT-320:周波数1.1MHz、繰り返し周波数3.54kHz、burst length 102波長）に用いられている超音波振動子（直径20mm）、および超音波発振モジュールを改造し、timing circuit、低域通過型フィルター、検波回路、高速アナログ/デジタルコンバータ等の回路を加え、超音波ビーム方向に1.5cm間隔で13チャンネルのマルチチャンネルのサンプリングが可能なハードウェアを設計した。信号処理には専用のインターフェースを追加した通常の32 bit ノートブック型パーソナルコンピュータ（NEC PC9801NS/R: CPU:80386、FPU:80387、クロック周波数:16MHz）を用いた。

(B)微小変位計測の原理

受波超音波のドプラ信号からの変位計測には、arctangent法を用いたアルゴリズムを用いた。この方法は生体内からの反射超音波の直交検波回路による出力から反射点の変位を求める方法であり、変位は次式により推定される³⁵⁾³⁶⁾。

$$\Delta X = \frac{C_0}{4\pi f_0} \left\{ \arctan \frac{Q_i(t)}{I_i(t)} \pm n\pi \right\}$$

ΔX : vibration of displacement, C_0 : sound velocity,

f_0 : center frequency of ultrasound,

- $Q_i(t)$: imaginary part of the output signal from
the quadrature detector (quadrature signal),
- $I_i(t)$: real part of the output signal from
the quadrature detector (in-phase signal),
- $n\pi$: offset estimated from zero crossing points of $I_i(t)$.

しかしながら、本計測系では従来利用されていない低域のドプラ信号を扱うため、単なる変位推定では超音波散乱体のランダムな構造に起因する測定誤差が大きくなることが予想されるため、これを避けるために受波超音波の強度があるしきい値以下の区間では推定を行わない処理を加え、その影響を低減させた。具体的な手法を以下に示す。これは反射超音波の瞬時パワーを

$$P(t) = Q(t)^2 + I(t)^2$$

と定義すると $P(t)$ が相対的に小さいときには散乱体の構造に起因する誤差が大きくなることから、瞬時パワーの平均値 $\langle P(t) \rangle$ と瞬時パワー $P(t)$ の比 ($P(t) / \langle P(t) \rangle$) を評価量とし、適当なしきい値を設定して変位測定における推定誤差を低減しようとする方法である。具体的にはこの比が $1/4$ 以下の時には誤差が大きくなると想定し、arctangent法による変位推定の対象から除外することとした³⁶⁾。実時間高域通過型デジタルフィルターを組み込むとともに、さらに母体の呼吸などに起因する低い周波数成分はあらかじめ除去されるようにした。初期段階の実験ではデータの収集を 100Hz で行ったが、シグナル/ノイズ比 (S/N 比) の向上および、FBMの実時間計測を行うためには 100Hz のサンプリングレートは必要ないため、FBM計測に適したサンプリングレートを設定した。すなわち、繰り返し周波数 3.4kHz で得られる直交検波出力の位相差信号 (Q 及び I 信

号)は移動平均法を用いて処理し、最終的な変位データのサンプリングレートを17Hzとした。計測された変位データはコンピュータ上の画面に実時間で表示されるとともに、メモリー上に記録される。本信号処理系のフローチャートを図1に示す。この信号処理系における測定精度はシミュレーション実験において非接触光変位計との比較で臨床計測上十分な精度を有することは確認されており³⁴⁾、上記各種のパラメータは篠塚・山越ら³⁴⁾により報告された基礎データに基づいて設定された。

(2)FBMの実時間計測およびデータの収集

本計測系を用いて超音波Bモード(周波数5MHz)観察下に母体腹壁に探触子を設置し、胎児運動を記録、解析した。プローブの設置場所は、胎児の胸郭の位置にビームが存在するように、予め既存のドプラ装置を用いて胎児の心臓の位置を推定して決定した。コンピュータの画面に表示される計測波形と超音波断層法の画面を、デュアルフレームシンクロナイザー(SONY デジタル SEG XV-D1000)を用いて同一画面上に表示させ、ビデオレコーダーに記録した。これにより、実際のFBM・FGMと記録された波形をリアルタイムで比較した。ビデオ記録を後日再生し、従来の超音波Bモード法による観察による胎動記録³⁵⁾で行われたようにFBM・FGMの回数をコンピュータに時系列データとして手動入力し、以降の検討に用いた。

(3)FBMの自動認識手法の検討

FBMの情報を臨床データとして応用するためには、単にFBMによる波形が記録できるだけでは不十分であるため、記録された観察時間におけるFBMが存在した区間を自動認識し、推定する手法の検討を行った。

通常のある周波数スペクトルから特定の周波数を抽出する手法にはフーリエ変換を応用したものが多し。しかしながら、この方法では時間分解能を向上させるために短区間のデータに対して適応させようとする

と周波数スペクトルの分解能が低下するため、胎動のようなデータにたいしては適した方法とは言い難い。そこで本研究ではまず基礎的解析実験として、MEM (maximum entropy method)を用いてこの装置により記録された胎動の変位データよりFBM成分の抽出を試みた。次に、臨床応用を考慮して、実時間でFBMが存在した区間を自動認識させる手法として変位信号波形の区間細分化による手法 (segmentation法)を用いて、FBM成分の抽出を試みた。segmentation法においてはより精度を上げるため、特定のチャンネルのデータのみでなく多チャンネルのデータを用いて解析した。

(A)MEMによる解析

(i)方法・理論

予備実験として、FBMと他の胎動 (FGM, fetal heart movement: FHM)を区別して、記録されたデータからFBMを抽出するために、スペクトル分析の手法の一つであるMEMを用いた。MEMとは有限の測定データからそれだけでは測定不可能な大きなラグをもつ自己相関関数を情報エントロピーが最大になるように推定することにより、スペクトル推定を行う方法であり、短区間の解析に関して、データ点数が少なくても通常のフーリエ解析(FFT)に比してより高いスペクトルの解像度が得られるとされる³⁵⁾。MEMを用いたパワースペクトラムは以下の式により表わされる。

$$P(f) = \frac{P_m \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^m \gamma_k e^{-j2\pi f_k \Delta t} \right|^2}$$

m: matrix of predication error filter

γ_k : coefficient of m point predication error filter

P_m : mean output of m point predication error filter

本検討においては100Hzのサンプリングレートによりディスクに記録された胎動による変位信号を用いた。データの解析はoff-lineで行い、多チャンネルのデータのうち、もっともよく信号が得られていると考えられた1チャンネルのみの記録を用いた。

胎動記録により得られた変位信号に特徴的周波数領域 (FBM: 0.5-1.5Hz, FHM: 1.5-2.5Hz) を設け、観察区間にその周波数ピークが表われた場合、その運動があると判定させた。さらに信号の振幅により FBM2mm以下、FHMは1mm以下と規定し、連続性のない不規則な振幅3mm以上のものをFGMと判定するアルゴリズムを追加した。胎動の抽出の優先順位は1.FGM、2.FBM、3.FHMの順序とした(図2)。

変位データは、0.5-3.5Hzのband pass filterをかけて処理した後、MEMによる処理を実行した。MEMを行うためには、あらかじめデータ長とmatrixの初期データが必要とされる。一般にデータ長は長いほど周波数分解能は向上するが、スペクトルが平均的になり、またmatrixは大きいほど分解能は向上するが、特徴的周波数が確認できにくくなる。実験では予備のシミュレーション実験から、初期設定として、データ長2秒(10Hzで20ポイント)、matrix 8を用いた。

(ii) 症例・時間

妊娠25-40週の16例につきFBMを認めた区間で5-10分間の記録を用いた。

(B) segmentation法による解析

(i) 方法・理論

segmentation法を用いた波形解析による分析は、処理時間が短く多量のデータを処理でき、多チャンネルデータも扱える点でより臨床応用

に適した手法と考えられる。本手法の要点は短区間の時間領域で波形の特徴から、ある周波数領域の成分の抽出を行うことにある。

具体的には変位波形と瞬時周波数(0.6~2.5Hz)と最大の変位振幅(>500 μ m)より全チャンネルのデータから周波数変位成分の検出を行った。FBMの有無の自動判別ではさらに信号の連続性、近接したチャンネルでのデータを考慮し、計算した。記録された変位データをband pass filter(以下BPF)、amplitude filterを用いた前処理によりノイズの処理をし、FBMとFGMが含まれる胎動信号を抽出する。次に周波数と瞬時周波数によりFGMとFBMを区別して抽出、複数チャンネルで同一の波形が観察できるかどうかを判定して仮のFBMと判断する。各FBMの間の時間的距離を考慮し、その区間を補間するかどうか判定をおこなう処理系とした(図3)。以下に信号処理におけるパラメータ設定について述べる。

1)前処理

前処理のパラメーターは、6つとした。1.BPFの低域遮断周波数、2.BPFの高域遮断周波数、3.フィルタを通す前後のスペクトルパワーを計算する区間幅、4.フィルタを通す前後のスペクトルパワーの比率、5.FBMではないと判断する最小の振幅、6.微小区間で振幅が最大となる前後での振幅の差である。1と2で通過帯域を設定し、3と4でnoiseを判断する。さらに5で振幅によりnoiseと区別し、6でピークの検出を行う。

2)FBM検出の条件

FBM検出の条件に関するパラメータは、7つとした。1.FBMとして検出する最低の周波数、2.FBMとして検出する最高の周波数、3.検出チャンネル数、4.FBMとして検出する場合のピーク間の時間差、5.FBMとして検出する場合の周波数の差、6.FBMの検出チャンネルの片方が変わってしまう場合の重み、7.FBMの検出チャンネルが2つとも変わってしまう場合の重みである。1と2により、FBMとして検出する周波数帯を

決定する。1つのチャンネルでFBMが検出された時には、複数チャンネルで同時にFBMが検出された場合初めて仮のFBMと判断するが、そのチャンネル数が3で示される。4と5は、ほぼ同時に同様な周波数を持つピークが複数個検出されたとき、仮のFBMが検出できたと認識する。6と7はFBMの検出チャンネルの組み合わせが変わる場合があるので、これを判断するパラメーターである。

3)後処理

後処理は、最終出力段階でのnoise等によるデータ欠損部分などを補間処理する部分である。パラメータは、1.FBMの中断時間、2.FBMの継続時間である。1は、noiseなどによりある短区間でFBMが検出できなかった場合のために仮のFBMと仮のFBMの間の時間にFBMが検出できなくてもその間を補間してFBMとするものである。2は、検出された仮のFBMが短すぎる場合、これをnoiseとして処理するものである。

4)FGM検出に関するパラメータ

FBMからFGMを区別するために、2つのパラメータを用いた。1.検出チャンネル数、2.最低振幅である。1はピークが何チャンネルで認められるかでFBMと区別するものであり、2はこの値より、振幅が大きいものをFBMと区別するものである。

以上の後処理を除いた信号処理に関するパラメーターの設定値は表1に示したとおりである。パラメーターは既に報告された³⁴⁾データを元に決定した。

(ii) FBM自動認識の精度の検討

FBMの存在区間の自動認識に関して、3)の1と2のパラメーターを3段階変化させて、認識基準が甘いもの(基準1)、認識基準が中程度のもの(基準2)、認識基準が厳しいもの(基準3)の3つの基準で検討をおこなった。各基準のパラメーターを表2に示す。これらを以下のように

にして手動で記録した時系列データと比較検討した。まず、Bモード画像のビデオ記録の観察による手動認識で、FBMを認めた区間 (fbm(+))、FGMを認めた区間 (fgm(+))、胎動を全く認めなかった区間 (fm(-)) に分類し、自動認識による認識で、FBMを認めた区間 (FBM(+))、FGMを認めた区間 (FGM(+))、胎動を全く認めなかった区間 (FM(-)) に分類した。さらに、この組み合わせにより、各観察時間を9つの種類に分類し、その各種類ごとの総時間を集計した (表3)。これを、さらにFBM(+) \cdot fbm(+) \cdot とそれ以外、FM(-) \cdot fm(-) \cdot とそれ以外の2つの表に集計した (表4、表5)。

自動認識によるFBMの存在区間の推定精度の検討は以下のように行った。まず、true positive (TP) (あると認識してあった)、true negative (TN) (ないと認識してなかった)、false negative (FN) (ないと認識してあった)、false positive (FP) (あると認識してなかった) と定義した。これは一般的に検査手法の精度を評価する方法として用いられており、

true positive rate (sensitivity) = $TP / (TP + FN)$

true negative rate (specificity) = $TN / (FP + TN)$

positive predictive value (PPV) = $TP / (TP + FP)$

negative predictive value (NPV) = $TN / (TN + FN)$

の数値が計算される。

FBMの認識率に関して、表4より、sensitivity、positive predictive value (PPV) を計算した。また、胎動がないと判断した部分の評価として、表5より、この検査のspecificity、negative predictive value (NPV) を計算した。

上記解析は観察時間内のFBM認識率の検討であり、さらに詳細な検討を行うため、各胎動のかたまり (ブロック) ごとの手動認識と自動認

識の比較検討を行った。

また、胎動の各ブロックごとにどの程度が認識できたかをみるために、fbm(+)の各ブロックでどれだけ一致部分があったかを計算しこれらをすべて平均して、ブロック法によるsensitivityとして計算した。FBM(+)の各ブロックでどれだけ一致部分があったかを計算しこれらをすべて平均して、ブロック法によるpositive predictive value (PPV)として算出した。胎動のない部分に関しても同様に計算し、ブロック法によるspecificity、negative predictive value (NPV)として算出した(図4)。

(iii) 症例・時間

segmentation法を用いた波形解析によるFBMの自動認識手法の検討は、妊娠28-40週の32例につき30-70分の計1860分間の記録を用いた。これらは、東京都立築地産院産婦人科にて妊婦検診を行った症例であり、検査施行時において妊娠経過は正常で、IUGR等の異常は認められなかった。

上記の検討に用いられた観察症例の分娩週数は35-40週で、出生時体重は2302-3414gであり、胎児仮死等の異常はみられず、新生児予後もすべて良好であった。

【研究結果】

(1)ハードウェア

作成したハードウェアのダイアグラムを図5に、システムの外観を図6に示す。通常のノート型パソコンを使用しているため軽量で、ベッドサイドでのデータ収集も容易であった。変位波形は、実時間で13チャンネルのうち連続した10チャンネルを1画面（図7）で表示可能であり、同時に記録が可能であった。1Mbyteのフロッピーディスクに最大60分のデータを記録可能であった。データの収集時に超音波Bモードで画像と変位データ記録のコンピュータ画面を同時表示（図8）することにより、容易に変位データと胎動の関連を検討可能であった。

(2)MEMを用いた胎動信号の抽出

解析例数16例で計80分の記録を解析した。多チャンネルのデータのうち最も変位が良くとらえられている1チャンネルについて、短区間で解析を行った。MEMの解析による自動認識では、記録データ1分につき80-100秒を要した。MEMによるデータ解析経過を図9に示す。FBMによる変位信号が良く取れている記録では、MEMによる自動認識結果は手動認識による結果とよく一致した。150秒の変位信号のオリジナル連続記録とMEMによる判定結果の例を図10および図11に示す。本実験ではFGMの振幅が小さい場合、FBMと誤認する場合が存在した。MEMはFBMやFHMなど特異的周波数領域がある胎動ではその判別能力は高いと考えられた。しかしながら、この認識法では胎動の分類に用いているのは周波数情報だけであり、振幅の情報は付加的に用いているだけで、運動の連続性や波形の特徴を考慮しているわけではないことは問題と考えられた。またハードウェア上は多チャンネルのデータを収集できるものの、解析できるのは1チャンネルのデータのみであることや、信号処理に時間を要するため、臨床での応用は現状では難しいと考えられた。

(3)segmentation法による解析

解析例数32例で計1860分を解析した。segmentation法による自動認識では、記録データ60分について10チャンネルを処理するのに平均60秒を要し、処理時間はMEMに比較して短く、臨床应用到耐え得るものであった。自動認識した結果の例を各基準別に示す(図12、図13、図14)。この症例は妊娠34週の症例であり、1分間のデータを表示してある。この症例における胎動の自動認識結果ならびに手動記録による認識結果を示す(図15、図16、図17、図18)。

自動認識と手動記録による解析をFBMの存在する時間(以下FBM(+))及び胎動のない時間(以下FM(-))の各々について比較した結果を表6に示す。本自動認識のsensitivityは74.8%(基準1)から57.4%(基準3)であり、PPVは74.4%(基準3)から67.2%(基準1)であった。specificityは77.9%(基準3)から63.6%(基準1)であり、NPVは50.8%(基準2)から44.6%(基準3)であった。また、各症例におけるsensitivity・PPV・specificity・NPVを表7・表8・表9に示す。

ブロック法による解析結果を表10に示した。sensitivityは68.5%(基準1)から51.1%(基準3)であり、PPVは60.6%(基準3)から56.5%(基準1)であった。specificityは77.9%(基準3)から63.6%(基準2)であり、NPVは50.8%(基準1)から39.2%(基準2)であった。

【考察】

超音波のドプラ効果を利用した組織変位の計測法として、受波超音波反射波の位相をPLLを応用してトラッキングする方法³⁹⁾と、本研究で用いた超音波ドプラ法による微小変位計測法²⁴⁾²⁵⁾の2つがある。前者は、高い精度を得られるものの、マルチチャンネル化をしようとすると装置が複雑化するという問題点やB-mode装置を元として開発しなければならぬという問題点など臨床应用到に難点があった。

篠塚・山越らはパルスドプラ法を用いて組織変位を計測する方法を報告して、FBMを定量計測して臨床応用できる可能性を示した³⁶⁾⁴⁰⁾。この方法では受波超音波波形の質により変位推定に誤差が生じる問題点があったが、瞬時パワーを指標にしてこの誤差を低減する方法を開発することにより、高精度な変位測定が可能となった。この方法を用れば、従来のCTG装置を拡張して用いることが可能であり、臨床応用が容易である。

今回は、この方法論を応用した上で、FBMの計測に適した装置としてさらに改良を加えて、FBMの検出能力を向上させ、単にFBMの波形がとれるだけでなく、臨床に直結したデータが得られるよう工夫した。今回の装置を用いることで、実時間でかつ長時間の連続記録が可能となった点が大きく進歩した点である。また、得られた記録データを用いて、変位信号の自動解析により、FBMの存在区間を推定することを行ったことも今後のこの装置の臨床応用に向けて極めて重要なポイントである。この判定結果を、従来行われてきた超音波断層法の観察による胎動の記録法と比較検討した。結果的に、FBMの存在をある程度の精度で診断することが可能であった。また、今回の研究では多チャンネルのデータを用いた解析が出来るようになり、子宮内での胎児の動きにもある程度対応できるようになった。また、装置自体も非常にコンパクトであり、

ベッドサイドで簡単に計測できるものであった。

MEMによる自動解析は、基本的に1チャンネルの解析ではあるが、S/N比が高ければ実用的な結果が得られ、FBM・FHM・FGMの鑑別もある程度可能である。しかしながら、MEMの解析には、その計算の複雑さから考えて時間がかかることが明らかであり、データ数が多くなること、多チャンネルの処理は困難であることが問題である。また、基本的に周波数解析であるので、FBM・FHMのような周期的・規則的な運動の抽出には適するものの、波形振幅の大きさや形（パターン）が一定しないFGMの抽出には向かない。しかし、周波数分解能が高いので、妊娠中期のような胎児が小さく胎動そのものが比較的小さい場合の解析には有効であろう。

segmentation法による結果は、基準1、2、3で明らかな差が出た。時間による比較では、基準1、2、3の順（基準の甘い順）で、sensitivityが高く、基準3、2、1の順（基準の厳しい順）で、specificityが高いという結果であった。これは、基準を甘くすればそれだけFBMをとらえることができ、基準を厳しくすれば胎動のない部分をとらえやすいということである。また、基準1、2、3の順でPPVが低く、基準1、2、3の順でNPVが高いという結果であった。sensitivityに関しては、各症例ごとのばらつきがある程度存在した。これは、記録によってサンプリングポイントが必ずしも適切な場所でないことによると考えられた。つまり、測定中の胎児の動きによりサンプリングポイントが不適切な位置に変化してしまう可能性がある。実際、妊娠週数が32週前後の症例でsensitivityが低いものがあった。但し、胎児が比較的大きい症例でもsensitivityが低いものがあり、胎児の大きさだけでなく羊水量なども影響しているのであろう。胎動のない部分の検出に関しては、各症例の週数による変化ははっきりしなかった。これは、信号のS/N比が絶対的に悪いこと自体が、

specificityが低いことのより大きな原因であることを示唆する。FBMを見つけることを重要視するか、胎動がない部分を見つけることを重要視するかは、臨床的には重要な問題であり、自動認識の基準の設定に大きく影響する。FBMが存在することを重要視するのか、胎動のないことを重要視するのかは、胎児の状態をどう評価したいのかにより異なるからである。臨床的には、FBMのない状態や胎動のない状態が胎児の危険を示す兆候とされる⁴¹⁾。このためには、胎動がない部分を見つける率が高い方法を選択するのが妥当であるかもしれない。しかし、FBMの減少が胎児のacidosisと低酸素症のより早期の兆候であるという報告や¹⁵⁾、子宮内胎児発育遅延とFBMの関係を示唆する報告も多く⁴²⁾⁴³⁾⁴⁴⁾、FBMの存在を重要視する基準の方が良い可能性もある。ブロック法による比較では、sensitivityでは、時間による比較とほぼ同様な傾向であったが、PPVでは、基準3、2、1の順で高かった。ブロック法では、specificityは、基準1が低く、NPVは、基準1、3、2の順で高かった。ブロック法による結果は、総時間でみた結果よりやや低い結果であったが、これは測定時間内の変位データのS/N比のばらつきや各チャンネル間のデータ精度のばらつきが大きいことに起因する可能性がある。

自動認識のためのパラメータをさらに動かしてもsensitivity・PPV・specificity・NPVの飛躍的な向上は不可能であった。これは基本的には、低周波数域のドブラシフト信号を用いているために、十分なS/N比をもつ信号を得ることが容易ではないことによる。また、記録中に胎児自身の運動で適切なサンプリングポイントが常に得られないことも原因の一つである。ハードウェアに関しては、アナログ部分のデジタル化を行うことにより、S/N比をさらに向上させることが可能であろう。また、適切なサンプリングポイントを常に維持するためには、複数のプローブを設置し、得られた信号を自動的にトラッキングし、常に最良の信号を得

るアルゴリズムを開発することにより解決できる可能性がある。

FBMの自動認識手法に関しては、現在約60%前後の精度であるが、これではまだ十分とは言えない。種々の胎動の判別には、変位信号の周波数・波形のパターン・振幅の大きさなどを総合的に解析する必要がある。現在ではコンピューターのCPUの能力も急速に向上しており、MEMなどの複雑な計算が必要なものでも短時間で処理が可能になって来ている。今後の課題としては、スペクトル解析の特徴とsegmentation法による多チャンネルデータの処理の特徴を合わせもつような新たな手法の研究・開発が必要と考えられる。

本研究でFBMの有無の認識に関しては検討を行い、FBMの情報の臨床応用に一つの手がかりを得た。しかしながら、臨床応用する場合には定量的な評価法が重要な問題となる。例えば、観察時間中にFBMが出現した時間や休止期の割合、持続時間²⁷⁾、FBM1回ごとの間隔(breath-to-breath interval)²⁴⁾、規則性に関するindex²⁹⁾などがその評価のためのパラメーターとして提案されている。本法は、FBMの存在区間を同定し、さらにその区間での出現様式(variabilityなど)を上記のパラメーターを含めて自動計測できる可能性を持っている。これまでは、このような数値を定量的に解析する方法がなかったために、意味付けはまだまだ十分ではない。例えば、胎児の睡眠覚醒による影響¹⁶⁾が動物ではすでに明らかにされているが、同様のことを胎児でも証明する一助になりうる。本方法ではこのようなFBMの出現様式が計測でき評価できるといふ意味でも、今後臨床上大いに役立つであろう。

【結論】

1. バルストブラ法による組織の微小変位計測法を用いて生体内での組織変位を定量計測する方法を応用して、FBMの長時間連続モニタリングが可能な方法を開発した。
2. 装置をFBMの測定に適するよう改良したことで、装置自体がコンパクトで臨床データが取りやすいものとすることができ、FBMの長時間にわたる実時間計測が可能となった。
3. 同方法で計測した結果を用いて、MEM及びsegmentation法によりFBMを自動認識させる手法について検討した。
4. 本法による自動認識では、約60-70%のsensitivity、約60-70%のPPV、約60-80%のspecificity、約45-50%のNPVが得られた。
5. 本方法は、FBMの認識に関して、ある程度の客観的な評価基準を与えることが可能であると考えられた。

Developmental Medicine, London: Springer International Medical Publications, 1984 (vol 24).

5. Dubowitz LM, Dubowitz V, Palmer F, Vargha M. A new approach to the neurological assessment of the premature and full-term newborn infant. *Brain Dev* 1981;2:9-14.

7. Parviz J, Nasir R, Richards W. Patterns of fetal breathing activity at 34 to 35 weeks gestational age. *Am J Obstet Gynecol* 1978;132:507-513.

8. Manning FA, Platt LD, Rippe L. Antepartum fetal evaluation: Development of a fetal biophysical profile. *Am J Obstet Gynecol* 1981;134:787-792.

9. Schiller JS, Gaudin V, Granger RC. The role of routine scanning in antenatal fetal surveillance. *Am J Obstet Gynecol* 1981;145:523-530.

10. Nijhuis JG, Prendt HFF, Meier CD Jr, Bolt HS. Are there behavioral

【文献】

1. Nijhuis JG, Martin CBJ, Prechtl HFR. Behavioural states of the human fetus. In: Prechtl HFR, ed. Continuity of neural functions from prenatal to postnatal life. London: Spastics International Medical Publications, 1984.
2. Dubowitz L, Dubowitz V, Goldberg C. Clinical assessment of gestational age in the newborn infant. *J Pediatr* 1970;77: 1-10.
3. Prechtl HFR. Clinics in Developmental Medicine. The neurological examination of the full term newborn infants. London: Spastics International Medical Publication, 1977 (vol 63).
4. Als H, Tronick E, Lester BM, Brazelton TB. The Brazelton Neonatal Behavioral Assessment Scale (BNBAS). *J Abnorm Child Psychol* 1977;5:215-31.
5. Brazelton TB. Neonatal Behavioral Assessment Scale. Clinics in Developmental Medicine. London: Spastics International Medical Publications, 1984 (vol 88).
6. Dubowitz LM, Dubowitz V, Palmer P, Verghote M. A new approach to the neurological assessment of the preterm and full-term newborn infant. *Brain Dev* 1980;2:3-14.
7. Patrick J, Natale R, Richardson B. Patterns of fetal breathing activity at 34 to 35 weeks' gestational age. *Am J Obstet Gynecol* 1978;132:507-513.
8. Manning FA, Platt LD, Sipos L. Antepartum fetal evaluation: Development of a fetal biophysical profile. *Am J Obstet Gynecol* 1980; 136:787-792.
9. Schifrin BS, Guntjes V, Gergely RC. The role of real-time scanning in antenatal fetal surveillance. *Am J Obstet Gynecol* 1981;140:525-530.
10. Nijhuis JG, Prechtl HFR, Martin CB Jr, Bots RS. Are there behavioural

- states in the human fetuses ? *Early Hum. Dev.* 1982;6:177-195.
11. Birnhorz JC, Benaceraf BR. The development of human fetal hearing. *Science* 1983;222:516.
 12. Platt LD, Eglinton GS, Sipos L, Broussard PM, Paul RH. Further experience with biophysical profile. *Obstet Gynecol* 1983;61:480-485.
 13. Vintzileos AM, Campbell WA, Ingardia CJ, Nochimson DJ. The fetal biophysical profile and its predictive value. *Obstet Gynecol* 1983;62:271-278.
 14. Manning FA, Morrison MB, Harman CR. The abnormal fetal biophysical profile score. V. Predictive accuracy according to score composition. *Am J Obstet Gynecol* 1990;162: 918-924.
 15. Vintzileos AM, Fleming AD, Scorza WE, Wolf EJ, Balducci J, Campbell WA, Rodis JF. Relationship between fetal biophysical activities and umbilical cord blood gas values. *Am J Obstet Gynecol* 1991;165:707-713.
 16. Boddy K, Dawes GS. Fetal breathing. *Br. Med. Bull* 1975;31:3-7.
 17. Patrick J, Campbell K, Carmichael L, Natale R, Richardson B. Patterns of human fetal breathing movements during the last 10 weeks of pregnancy. *Obstet. Gynecol.* 1980;56:24-78.
 18. Neldam, S. Fetal respiratory movements: Relationship to postnatal respiratory capacity. *Am J Obstet Gynecol* 1982;142:863-866.
 19. Higuchi M, Hirano H, Gotoh K, Takahashi H, Maki M. Relationship of fetal breathing movement pattern to surfactant phospholipid levels in amniotic fluid and postnatal respiratory complications. *Gynecol Obstet Invest* 1991; 31: 217-221.
 20. Marsal K, Gennser G, Lindstrom K. Real-time ultrasonography for quantified analysis of fetal breathing movements. *Lancet* 1976; October 2:718-719.

21. Wladimiroff JW, Ligetvoet CM, Spermon JA. Combined one- and two-dimensional ultrasound system for monitoring fetal breathing movements. *Br Med J* 1976;2:975-976.
22. Lindstrom K, Marsal K, Gennser G, Bengtsson L, Benthin M, Dahl P. Device for measurement of fetal breathing movements -I. The TD-recorder. A new system for recording the distance between two echogenerating structures as a function of time. *Ultrasound Med Biol* 1977;3:143-151.
23. Bots RSGM, Farman DJ, Broeders GHB. Multiscan echofotography: Application to the study of fetal breathing movements. *Eur J Obstet Gynec Reprod Biol* 1976;6/5:271-275.
24. Andrews J, Shime J, Gare D, Salgado J, Whillans G. The variability of fetal breathing movements in normal human fetuses at term. *Am J Obstet Gynecol.* 1985;151:280-282.
25. Cousin AJ, Rapaport I, Campbell K, Patrick JE. A tracking system for pulsed ultrasound images: application to quantification for fetal breathing movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 1983;30:577-584.
26. Korba LW, Cobbold RSC, Cousin AJ. An ultrasonic imaging and differential measurement system for the study of fetal respiratory movements. *Ultrasound Med Biol* 1983;5:139-148.
27. Ansourian MN, Dripps JH, Beattie GJ, Boddy K. Autoregressive spectral estimation of fetal breathing movement. *IEEE Trans Biomed Eng* 1989; 36:1076-1084.
28. Valentin L, Marsal K, Lindstrom K. Recording of foetal movements: a comparison of three methods. *J Med Eng Tech* 1986;10:239-247.
29. Timor-Tritsh IE, Dierker LJJ, Hertz RH, Chik L, Rosen MG. Regular and irregular human fetal respiratory movement. *Early Hum. Dev.* 1980;

4:315-324.

30. 前田一雄. 新しい超音波ドプラ胎動計とその臨床成績について. 産婦誌 1984;36:280-288.
31. 山越芳樹, 佐藤拓宋. ドップラー効果を用いた生体内部の変位変動の高精度測定法. 第55回日超医論文集 1989:691-692.
32. 篠塚憲男, 岡井崇, 前田津紀夫, 升田春夫, 水野正彦. PULSED DOPPLER法を用いた胎児呼吸様運動追跡装置の開発. 医用電子と生体工学 1988;26:306.
33. Castle BM, Turnbull AC. The significance of preterm breathing. In: Beard RW, Sharp F, eds. Preterm Labour and its Consequences. London: The Royal College of Obstetricians and Gynaecologists, 1985.
34. Shinozuka N, Yamakoshi Y, Okai T, Mizuno M. Tracking of breathing movements by pulsed Doppler ultrasound. Ultrasound Obstet. Gynecol. 1991;1:202-207.
35. 山越芳樹, 川田浩之, 神保裕紀, 篠塚憲男, 水野正彦. 組織の高精度変位変動計測法を用いた胎児胎動計測系. 超音波医学 1991;18:717-721.
36. 山越芳樹, 岡本恭明. 超音波のドプラ効果を用いた組織の変位変動測定法の精度評価. 超音波医学 1991;18:712-716.
37. Shinozuka N, Masuda H, Okai T, Kuwabara Y, Mizuno M. Computer-assisted analysis of fetal behavior in fetal abnormalities. Fetal Ther. 1989;4:97-109.
38. 南茂夫. 科学計測のための波形データ処理. 東京: CQ出版社, 1986.
39. Hokanson DE, Mozersky DJ, Sumner DS, Strandness DEJ. A phase-locked echo tracking system for recording arterial diameter change in vivo. J Applied Physiol 1972;32:728-733.
40. 篠塚憲男, 山越芳樹, 岡井崇, 水野正彦. Multi-channel pulsed Doppler

法を用いた微小変位計測法による胎児行動定量化の試み. 日超医論文集
1991;18:597-598.

41. Sadovsky E, Polishuk WZ. Fetal movement in utero. Nature assessment, prognostic value, timing of delivery. *Obstet Gynecol* 1977;50:49-55.
42. Trudinger BJ, Lewis PJ, Pettit B. Fetal breathing patterns in intrauterine growth retardation. *Br. J. Obstet. Gynecol.* 1979;86:432-436.
43. van Vliet MAT, Martin CB, Nijhuis JG, et al. The relationship between fetal activity and behavioral states in normal and growth-retarded fetuses. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1985;153:582-586.
44. Arduini D, Rizzo G, Caforio L, Boccolini MR, Romanini C, Mancuso S. Behavioural state transitions in healthy and growth retarded fetuses. *Early Hum. Dev.* 1989;19:155-165.
45. Dawes GS, Fox HE, Leduc BM, Liggins GC, Richards RT. Respiratory movements and rapid eye movement sleep in foetal lamb. *J. Physiol.* 1972;220:119-143.
46. Stark RI, Myers MM. Effect of electroencephalographic state on fetal breathing activity. the 39th Annual Meeting of Society for Gynecologic Investigation. San Antonio, Texas, 1992 (vol Scientific abstract #264).

表1 自動認識のためのパラメーター

1)前処理

- 1.BPFフィルタの低域遮断周波数：0.67Hz
 - 2.BPFフィルタの高域遮断周波数：3.5Hz
 - 3.フィルタの前後の測定波のエネルギー計算の区間幅：25
 - 4.フィルタの前後のエネルギーの比率：0.1
 - 5.FBMでないと判断する最小振幅：500 μ m
 - 6.微小区間で振幅が最大となる前後での振幅の差：10 μ m
-

2)FBMの検出

- 1.FBMとして検出する最低の周波数：0.67Hz
 - 2.FBMとして検出する最高の周波数：2.5Hz
 - 3.検出チャンネル数：2
 - 4.FBMとして検出する場合のピーク間の時間差：600msec
 - 5.FBMとして検出する場合の周波数の差：0.6Hz
 - 6.FBMとして検出チャンネルが片方変わる場合の重み：2.5
 - 7.FBMとして検出チャンネルが両方変わる場合の重み：5.0
-

3)FGMの検出

- 1.検出チャンネル数：6
 - 2.FBMでないと判断する最小振幅：1500 μ m
-

表2 FBM自動認識の基準

	FBMの中断時間の許容範囲	FBMの最低継続時間
基準1	5.4sec	0.3sec
基準2	1.5sec	0.6sec
基準3	1.5sec	0.9sec

表3 観察区間の胎動による分類

(単位：分)

		手動認識による胎動の区間		
		fbm(+)	fgm(+)	fm(-)
自動認識による胎動の区間	FBM(+)	a	b	c
	FGM(+)	d	e	f
	FM(-)	g	h	i

表4 FBM(+)¹の集計表

		手動認識による胎動の区間	
		fbm(+)	その他
自動認識による胎動の区間	FBM(+)	a	b+c
	その他	d+g	e+f+h+i

$$\text{sensitivity} = a / (a + d + g)$$

$$\text{PPV} = a / (a + b + c)$$

表5 FM(-)¹の集計表

		手動認識による胎動の区間	
		fm(-)	その他
自動認識による胎動の区間	FM(-)	i	g+h
	その他	c+f	a+b+d+e

$$\text{specificity} = i / (i + c + f)$$

$$\text{NPV} = i / (i + g + h)$$

表6 観察時間による自動認識の精度

	sensitivity	PPV	specificity	NPV
基準1 (甘い基準)	74.8%	67.2%	63.1%	51.0%
基準2 (中程度の基準)	69.3%	72.1%	68.8%	45.7%
基準3 (厳しい基準)	57.4%	74.4%	79.9%	44.6%

表7 各症例のsensitivity・PPV・specificity・NPV（基準1）

	sensitivity	PPV	specificity	NPV
28w5d	50.3	40.5	50.5	56.2
28w6d	81.9	24.8	34.5	65.9
30w6d	65.2	45.2	55.3	45.6
31w2d	59.3	55.8	72.3	54.1
31w6d	60.2	58.6	50.4	62.3
32w0d	76.3	74.9	56.6	57.0
32w0d	76.5	76.7	70.2	53.6
32w4d	62.3	60.3	53.6	50.2
32w4d	68.5	55.3	68.5	50.3
32w5d	67.3	56.2	45.9	54.3
32w5d	70.6	68.3	55.0	49.3
32w5d	75.6	76.3	79.6	55.6
32w6d	75.0	59.7	72.8	64.9
32w6d	73.6	74.3	71.0	58.6
32w6d	63.5	67.8	78.8	33.9
32w6d	78.9	72.3	54.0	60.3
34w5d	76.4	80.3	65.4	50.3
35w0d	89.6	79.8	80.3	56.3
35w0d	85.2	79.8	70.1	53.2
35w1d	83.6	69.2	76.5	44.3
35w3d	83.3	73.5	62.5	46.3
35w3d	73.5	76.5	63.3	56.3
36w0d	77.3	65.3	52.6	48.1
36w3d	77.3	65.7	45.3	36.2
36w3d	80.6	80.3	55.2	50.6
36w6d	78.5	76.3	65.4	50.8
37w3d	67.1	84.0	67.4	30.5
37w6d	75.5	70.6	62.5	50.2
39w1d	74.3	72.1	55.0	49.3
39w1d	53.0	86.2	87.4	55.6
39w3d	72.7	58.5	55.0	51.2
40w2d	72.6	78.6	65.3	55.0

表8 各症例のsensitivity・PPV・specificity・NPV (基準2)

	sensitivity	PPV	specificity	NPV
28w5d	45.6	52.3	43.5	50.6
28w6d	58.1	32.4	51.1	30.8
30w6d	60.3	58.6	67.2	37.5
31w2d	55.6	64.3	79.3	45.6
31w6d	58.8	67.5	55.6	53.6
32w0d	50.0	74.5	86.7	27.2
32w0d	73.6	82.6	78.3	46.3
32w4d	60.3	60.2	64.3	42.6
32w4d	67.3	67.1	75.3	42.3
32w5d	63.2	55.6	63.2	47.3
32w5d	60.3	72.5	65.0	40.9
32w5d	62.3	77.8	86.2	47.6
32w6d	60.5	45.3	68.7	58.6
32w6d	71.3	78.5	81.0	45.3
32w6d	53.5	77.8	68.8	23.9
32w6d	72.3	80.4	75.2	55.6
34w5d	78.5	88.0	89.6	42.3
35w0d	83.0	72.8	55.3	68.3
35w0d	82.6	86.8	82.3	45.1
35w1d	83.2	80.1	82.3	34.6
35w3d	82.3	77.6	74.3	38.3
35w3d	68.5	75.4	72.1	47.1
36w0d	63.2	77.6	64.3	36.5
36w3d	72.1	77.3	50.3	36.3
36w3d	79.3	78.6	63.5	52.3
36w6d	70.6	80.6	74.6	42.5
37w3d	68.8	82.5	67.3	31.3
37w6d	64.2	72.3	75.3	40.1
39w1d	66.3	83.6	64.3	39.3
39w1d	43.0	84.3	77.4	45.6
39w3d	75.5	78.5	69.9	43.5
40w2d	68.3	78.6	77.3	47.3

表9 各症例のsensitivity・PPV・specificity・NPV（基準3）

	sensitivity	PPV	specificity	NPV
28w5d	36.3	62.3	56.4	49.5
28w6d	40.1	42.9	91.1	60.0
30w6d	45.8	67.2	78.2	36.2
31w2d	46.3	70.2	80.2	44.6
31w6d	44.5	72.5	62.5	53.2
32w0d	31.5	75.9	88.2	25.6
32w0d	64.3	86.3	80.3	46.3
32w4d	46.7	66.5	76.3	42.6
32w4d	55.6	77.2	87.6	41.2
32w5d	51.2	60.3	71.2	48.3
32w5d	48.6	77.5	78.3	37.5
32w5d	50.6	83.6	93.2	45.3
32w6d	67.3	55.3	74.6	63.5
32w6d	57.9	84.5	88.2	45.3
32w6d	40.5	87.2	79.8	28.3
32w6d	55.6	87.3	88.3	50.2
34w5d	76.5	80.2	82.1	42.1
35w0d	70.3	67.9	59.5	61.1
35w0d	86.5	90.3	88.6	44.1
35w1d	72.1	80.3	93.2	36.2
35w3d	72.4	83.6	80.2	37.2
35w3d	54.6	84.2	88.5	40.5
36w0d	52.4	86.6	77.7	35.2
36w3d	61.2	86.2	63.2	47.3
36w3d	64.5	83.3	75.2	45.2
36w6d	63.5	87.5	83.6	41.5
37w3d	47.9	81.9	86.8	24.2
37w6d	56.2	81.6	85.3	38.3
39w1d	55.6	89.5	73.2	38.6
39w1d	41.5	88.1	92.3	53.6
39w3d	43.4	59.6	73.1	36.7
40w2d	57.4	83.2	87.3	47.1

表10 ブロック法による自動認識の精度

	sensitivity	PPV	specificity	NPV
基準1 (甘い基準)	68.5±38.1%	56.5±43.6%	66.3±43.0%	50.8±43.5%
基準2 (中程度の基準)	55.8±38.1%	60.1±44.9%	63.6±43.4%	39.2±41.3%
基準3 (厳しい基準)	51.1±36.8%	60.6±46.4%	77.9±37.2%	42.3±39.7%

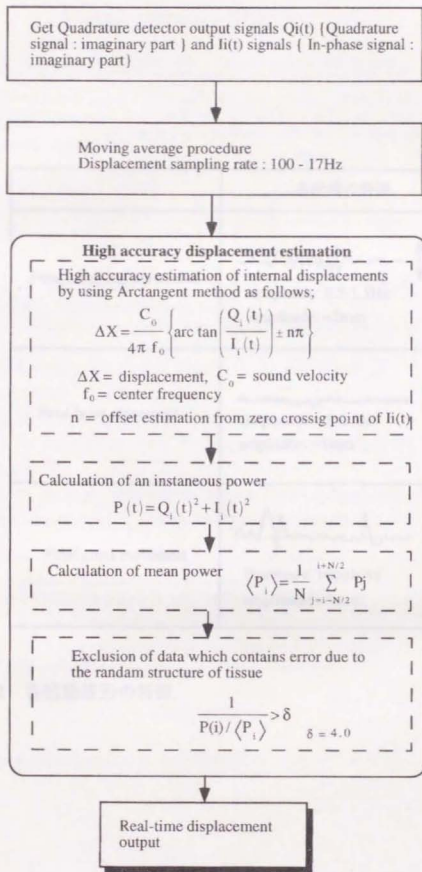


図1 実時間信号処理系のフローチャート

FBM recognition

Noise reduction by band pass filtering

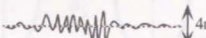
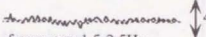
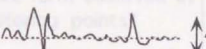
	各胎動の特徴
Fetal breathing movement	 <p>frequency: 0.5-1.5Hz amplitude: ≈2mm</p>
Fetal heart movement	 <p>frequency: 1.5-2.5Hz amplitude: ≈1mm</p>
Fetal gross movement	 <p>frequency: impulsive amplitude: >3mm</p>

図2 各胎動波形の特徴

FBM recognition

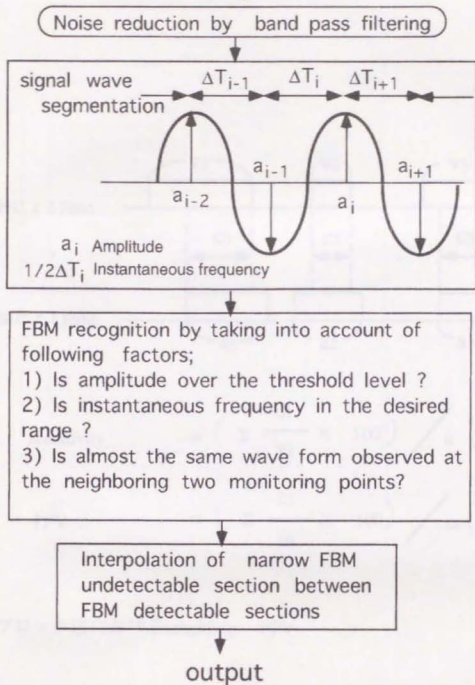
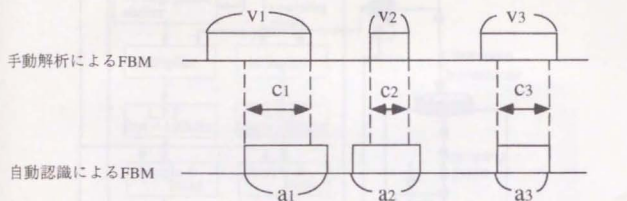


図3 Segmentation法による自動認識のフローチャート



$$\text{sensitivity} = \left(\sum \frac{C_i}{V_i} \times 100 \right) / n \quad (n: \text{ブロック総数})$$

$$\text{PPV} = \left(\sum \frac{C_i}{a_i} \times 100 \right) / m \quad (m: \text{ブロック総数})$$

図4 ブロック法におけるsensitivity・PPV

System Hardware

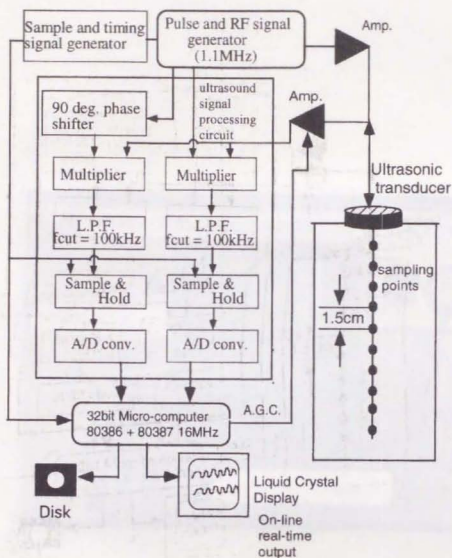


図5 試作したパルスドプラ装置のブロックダイアグラム



図6 システムの外観

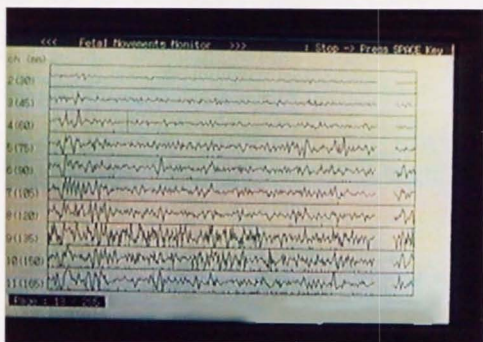


図7 変位波形（10チャンネル）の画面表示

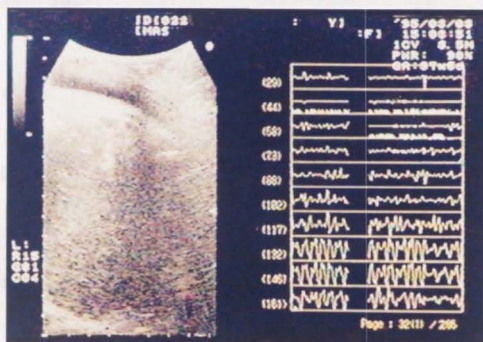


図8 ビデオの記録画面

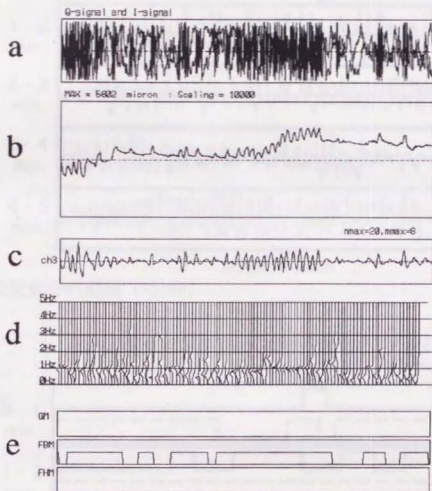


図9 MEMによる信号処理の流れ

- (a)オリジナルの波形
- (b)Arc tangent法による処理後
- (c)高域通過フィルター処理後
- (d)MEMによるスペクトル分析後
- (e)FBMが自動認識により検出されている

Five Minutes Trendgram of Real Time Tracking

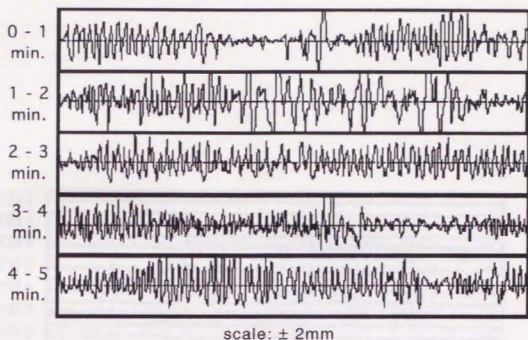


図10 変位信号の記録 (5分間)

Auto Recognition of movement by MEM (five minutes trendgram)

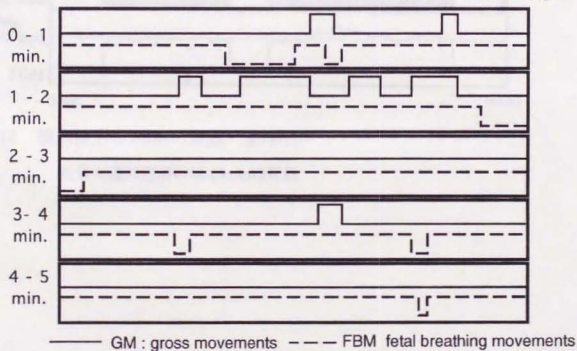


図11 MEM法による自動認識結果 (5分間)

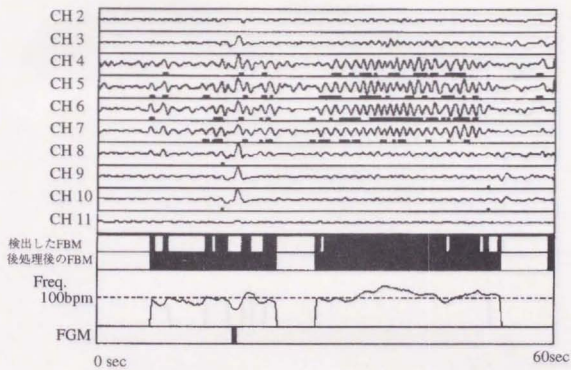


図12 検出波形とFBMの認識 (基準1)

妊娠34週の症例の28-29minの記録

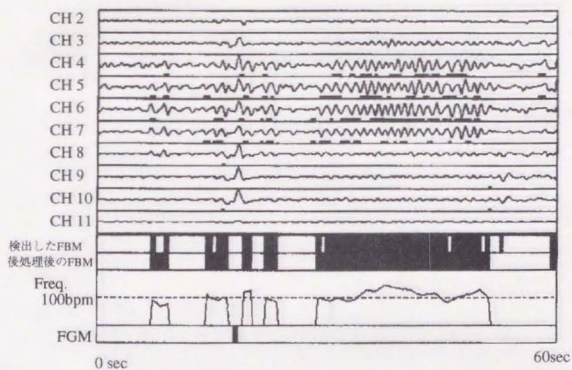


図13 検出波形とFBMの認識 (基準2)

妊娠34週の症例の28-29minの記録

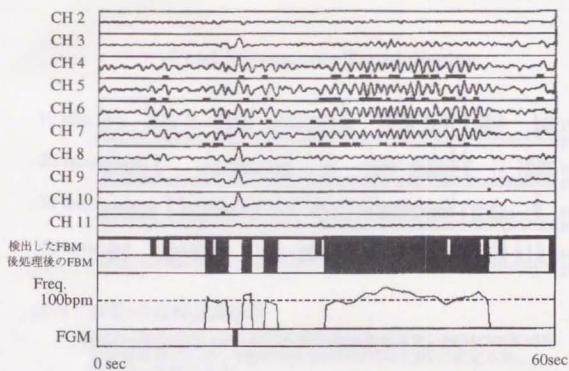


図14 検出波形とFBMの認識 (基準3)

妊娠34週の症例の28-29minの記録

Fetal Movements Trend display

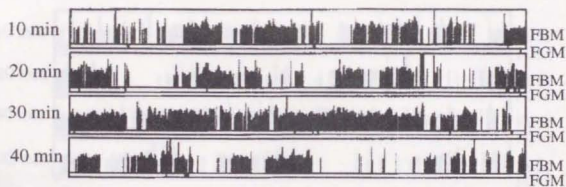


図15 基準1の自動認識結果

妊娠34週の症例の40分間の自動認識結果を示す。FBMの中断時間の許容範囲は5.4秒、FBMの最低継続時間は0.3秒に設定され、最も甘い基準である。

Fetal Movements Trend display

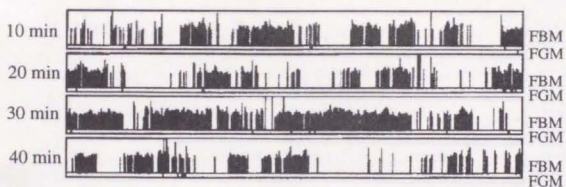


図16 基準2の自動認識結果

妊娠34週の症例の40分間の自動認識結果を示す。FBMの中断時間の許容範囲は1.5秒、FBMの最低継続時間は0.6秒に設定され、中間の基準である。

Fetal Movements Trend display

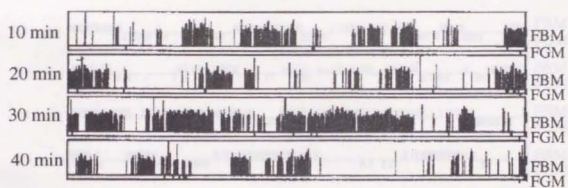


図17 基準3の自動認識結果

妊娠34週の症例の40分間の自動認識結果を示す。FBMの中断時間の許容範囲は1.5秒、FBMの最低継続時間は0.9秒に設定され、最も厳しい基準である。

Fetal Movements Trend display

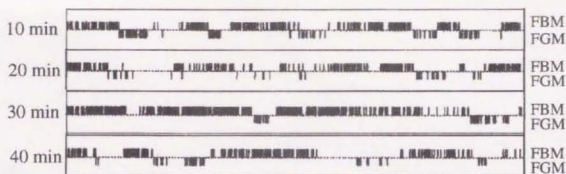


図18 手動による胎動の認識結果

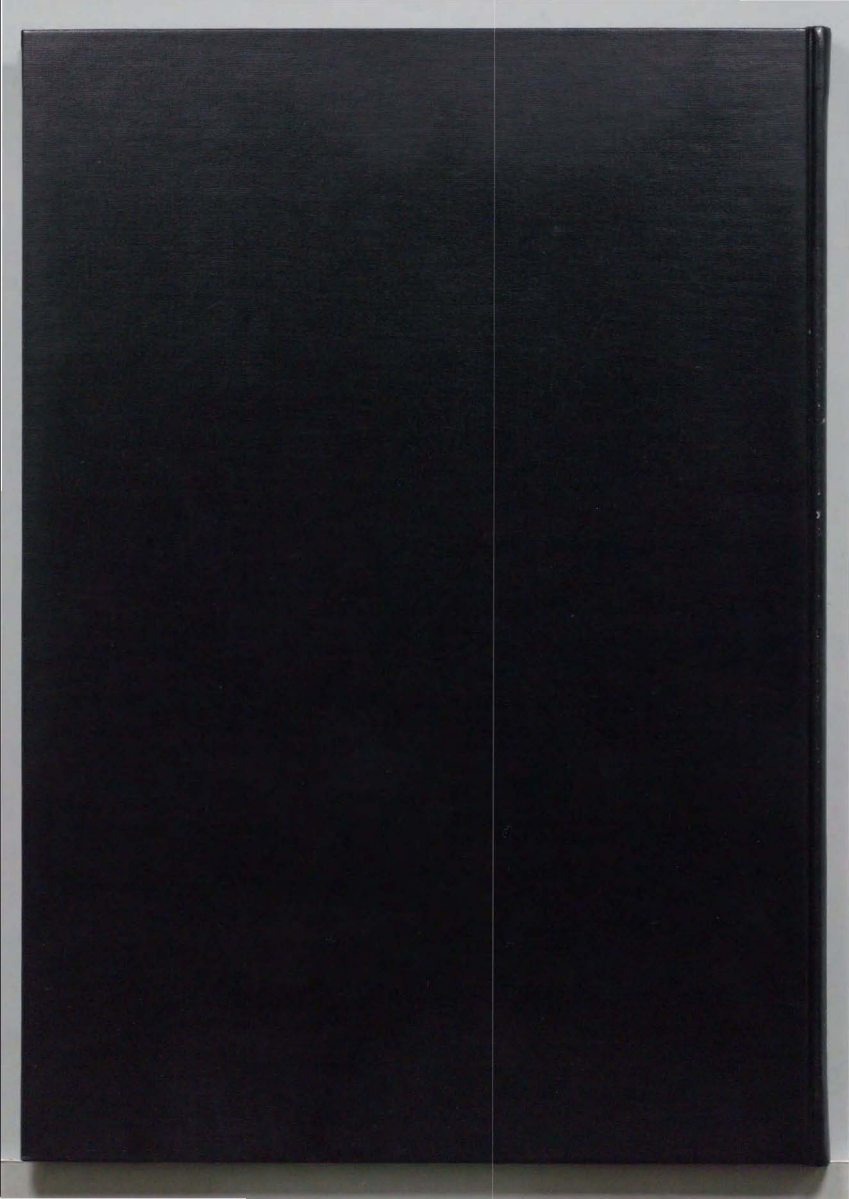
妊娠34週の症例の40分間の超音波断層法のビデオ記録から得られた胎動の認識結果を示す。

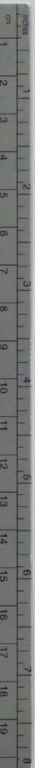
【謝辞】

本研究にあたり、御指導、御校閲を戴いた群馬大学工学部 山越芳樹助教、東京大学医学部産科婦人科学教室 武谷雄二教授、ならびに篠塚憲男先生に深く感謝します。

【附録】

海防費に關し、陸軍工學大員等が、陸軍部對面、豫定書、その次に文部省、
次官部等に於て、要請に對して、陸軍部員人等が、陸軍工學大員等、
（その次に文部省）等に對し





Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM Kodak

Blue	Cyan	Green	Yellow	Red	Magenta	White	3/Color	Black
1	2	3	4	5	6	7	8	9

Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

