

## 多次元 AR モデルによる腹壁変位信号からの 胎動信号の判別

田口勝\* 木竜徹\* 住本和博\*\* 寺尾俊彦\*\* 成瀬寛夫\*\*\* 鳥居裕一\*\*\* 山下貢\*\*\*\*

\*新潟大学大学院自然科学研究科 \*\*浜松医科大学  
\*\*\*聖隷浜松病院 \*\*\*\*ダイキン工業

新潟市五十嵐 2 の町 8050 番地  
TEL:025-262-6756  
E-mail:kiryu@info.eng.niigata-u.ac.jp

あらまし 母体の腹部に貼付された双極の歪みセンサの出力信号より胎動を識別する方法について検討した。最初に定常的に重畳する呼吸関連のノイズの影響を少なくするため、安静時に採取されたデータを用いて、多次元 AR 係数を用いた逆フィルタを設計した。次に、胎動を含む観測信号を設計した逆フィルタに入れ、さらにその誤差信号に非線形フィルタ処理を施すことにより胎動の分離を試みた。その結果、位相差を取り扱えられる多次元 AR モデルが有効なことがわかった。

キーワード 多次元 AR モデル、胎動判別、逆フィルタ、非線形フィルタ

## Discrimination of fetal movement from maternal movement using multidimensional AR model

Masaru TAGUCHI, Tohru KIRYU, Kazuhiro SUMIMOTO, Toshihiko TERAO,  
Hiroo NARUSE, Yuuichi TORII, Mitsugu YAMASHITA  
Graduate School of Science and Technology, Niigata University  
Department of Obstetrics and Gynecology, Hamamatsu University School of Medicine  
Department of Perinatology, Seirei Hamamatsu General Hospital  
MEC laboratory Daikin Industries, LTD

8050 Ikarashi-2notyou  
Niigata 950-21, Japan  
TEL:+81 25(262)6756  
E-mail:kiryu@info.eng.niigata-u.ac.jp

**Abstract** We tried to discriminate fetal movements from maternal movements using dual strain sensors pasted on the mother's abdominal skin. First, we designed a whitening filter by two-dimensional AR model so that periodical breathing noise could be decreased selectively. Then, we tried to separate fetal movements from maternal movements using nonlinear filter applied for two residual signals. The result showed that the two-dimensional AR model was effective because the cross correlation between sensors played a signified rule.

Key word multidimensional AR model, discrimination of fetal movement, whitening filter, nonlinear filter

## 1. はじめに

胎動、すなわち胎児の子宮内における運動は、胎児の生存状態(胎児予備能)を示す重要な指標として古くから注目されている。また最近では一過性頻脈との関連において、あるいは、Non-Stress Test の参照情報として重要視され、また、胎児行動の面からも研究の対象となっている[1]-[4]。

例えば、以前まで胎動が頻繁にあったが、急に胎動の数が激減した場合、胎児に十分な酸素が供給されていない等の重大な事態が発生し、胎児が仮死状態に陥っている可能性が強いと判断することが可能である。このような胎児の仮死と胎動数の減少とに相関があることは、臨床的に認められている[5],[6]。これらの事態は、発見さえ早ければ、胎児の死産や後天的障害を未然に防ぐことが可能である。したがって、胎動の数のチェックをこまめにする事の重要性が医療の現場で言われてきている[5],[6]。

最も簡単な胎動の検出方法として、母体が胎動を感知した時にスイッチを押してマーカ、またはデジタルデータとして磁気ディスクに記録する方法があり、実際に医療現場で行われていた[2]。しかし、この方法は自覚的な方法であり、母親の胎動の感じる度合いに個人差があるため、すべての胎動を記録できるとは限らない。したがって、現在では、母親の自覚した胎動という主観的要因によらない胎動計測方法として、超音波ドプラ胎動計[5],[6]が一般的に使用されている。しかし、この超音波ドプラ胎動計は医療施設での計測に限られることが多い。これに対して、周産期死亡率の低下と、周産期の異常による後遺症をなくすという目的のため、母親が医療機関よりも家庭で過ごす時間が非常に多いことから、家庭で手軽に毎日使用できる計測機器の開発が望まれている。

本報告では、母体の腹部の皮膚表面に歪みセンサを取り付けるだけという極めて簡単な方法で得られる出力信号より、信号処理によって胎動を判別することを目的とする。

## 2. 計測装置

胎動を含む信号の計測は図1に示すように、母体の腹部皮膚表面の2カ所に圧電ポリマーセンサ(ポリフッ化ビニリデンセンサ:PVDF)を貼付し、それにより計測された2チャンネルの胎動関連信号を計測した。また、胎動の発生時刻を正確に知るために、超音波ドプラ胎動計を用いた胎動の計測を、同時に行った。

センサの位置は胎児の向き、胎動の現われ方等を考慮して、医師が決定した。なお、センサは再度計測

する時に同じ計測位置に貼付できるような装着器具を用いるため、母親だけでも簡単にセンサを取り付けられるようになっている。

今回は、超音波ドプラ胎動計のほかに、胎児の心拍数と、母親が自覚胎動を感知した時に押すスイッチを圧電ポリマーセンサの出力信号と同時計測した。図2に計測のモデル図を示す。実際に胎動が起きたとき、胎動は母体の腹壁の変位として現れ、センサにより計測する。ただし、同時に母体の動きもセンサに計測されることになるため、計測信号は胎動と母体の動きが混入した信号が計測される。なお、センサ出力信号のサンプリング周波数は20Hzである。これら胎動を含む信号の計測は、浜松医科大学、聖隷浜松病院において行った。

## 3. 多次元 AR モデルによる判別

### 3.1 モデル化

計測された信号には、胎動と母体の動きが含まれ

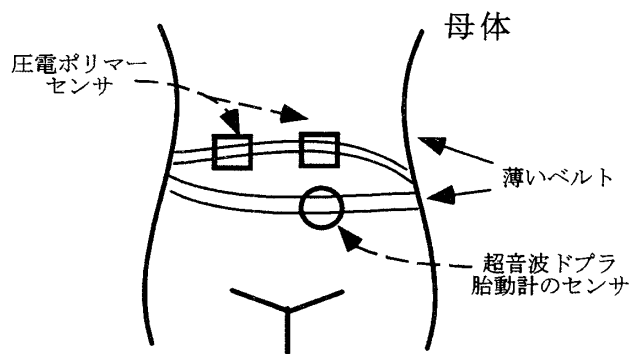


図1. 信号計測時のセンサ位地の例

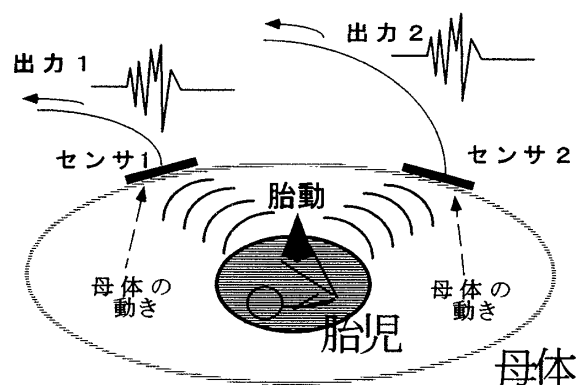


図2. 信号の計測モデル図: 胎動は母体の体内を振動として伝わり、母体腹壁の皮膚表面で変位となって現われる。センサは変位を信号として出力する。

ている。母体の動きの中で最も多いのは、呼吸関連成分の信号である。呼吸関連成分信号は、母親が呼吸する時に母体の腹壁が動くことにより混入する信号であり、計測信号データの中にほぼ周期的に存在する。ここで、計測信号を  $y(t)$ 、胎動の信号を  $f(t)$ 、母体の呼吸関連成分の信号を  $b(t)$ 、母体の動きで呼吸関連成分以外の信号を  $w(t)$  として、センサからの出力信号を次のように考える。

$$y(t) = f(t) + b(t) + w(t) \quad \dots\dots\dots (1)$$

いま、信号の計測時に母体が極めて安静な状態であったと仮定すると、呼吸関連成分以外の母体の動き  $w(t)$  は少なくなると考えられるので、

$$y(t) = f(t) + b(t) \quad \dots\dots\dots (2)$$

とみなすことができる。この状態で計測された信号では、呼吸関連成分  $b(t)$  を除去、または、できるだけ小さくすれば、胎動の判別は簡単になる。しかし、センサを腹部皮膚表面に貼付しているため、 $b(t)$  は、時には胎動  $f(t)$  より振幅が大きくなり、単純に閾値だけでは判別できない。また  $f(t)$  と  $b(t)$  は周波数成分が重なっている部分が多いため、線形のフィルタでの除去は難しい。

そこで、2チャンネルの観測信号において  $b(t)$  の信号を小振幅白色化し、胎動の判別を容易に行えるようにする。その方法として多次元 AR(自己回帰)モデルによる逆フィルタと非線形フィルタを用いることにした。

### 3.2 多次元 AR モデル

2つのセンサ出力に現れる呼吸関連成分の信号は互いに類似した信号であり、相関性が強いので独立のものとして扱えない。そこで、多次元の AR モデル(センサの数が2個のため、この場合は2次元 AR モデルとなる)による取り扱いを試みた。なお、多次元の AR モデルは多チャンネル表面筋電図からの動作識別に有効なことが報告されている[7]。

いま、センサ1の出力を  $y_1(n)$ 、センサ2の出力を  $y_2(n)$  として、2次元 AR モデルは

$$y_1(n) = - \sum_{i=1}^p A_i y_1(n-i) - \sum_{j=1}^q B_j y_2(n-j) + e_1(n) \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$y_2(n) = - \sum_{i=1}^p C_i y_2(n-i) - \sum_{j=1}^q D_j y_1(n-j) + e_2(n) \quad \dots\dots\dots (4)$$

となる。ただし、 $n$  は時刻である。ここで、 $A_i$ 、 $B_j$ 、 $C_i$ 、 $D_j$  は AR 係数、 $p$ 、 $q$  は AR モデルの次数、 $e_1(n)$ 、 $e_2(n)$  は各々の予測誤差である。2次元 AR モデルでは、通常の AR 係数  $A_i$ 、 $C_i$  の自己回帰の項だけでなく、係数  $B_j$ 、 $D_j$  の含まれるセンサ相互の情報に関するクロス項がある。

### 3.3 逆フィルタ

前項の式(3)、(4)における AR 係数を最小二乗法で推定し、その推定値  $\hat{A}_i$ 、 $\hat{B}_j$ 、 $\hat{C}_i$ 、 $\hat{D}_j$  を用いて、 $b(t)$  を白色化する逆フィルタを構成する。なお、2次元 AR モデル化する信号としては、判別に使用するデータの中で胎動がなく、かつ呼吸関連成分以外の母体の動きが極めて少ない区間、つまり、ほとんど呼吸関連成分のみの信号が計測されている区間を使用する。

逆フィルタの出力信号は、式(3)、(4)よりそれぞれの予測誤差  $\hat{e}_1(n)$ 、 $\hat{e}_2(n)$  であり、

$$\hat{e}_1(n) = \sum_{i=0}^p \hat{A}_i y_1(n-i) + \sum_{j=1}^q \hat{B}_j y_2(n-j) \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$\hat{e}_2(n) = \sum_{i=0}^p \hat{C}_i y_2(n-i) + \sum_{j=1}^q \hat{D}_j y_1(n-j) \quad \dots\dots\dots (6)$$

となる。なお、 $\hat{A}_0 = 1$ 、 $\hat{C}_0 = 1$  とした。この逆フィルタを通すことにより、呼吸関連成分が白色化された小振幅信号となり、それ以外の信号は振幅が大きく残るため、胎動が判別しやすくなる。

### 3.4 胎動判別非線形フィルタ

呼吸関連成分を小振幅白色化した  $\hat{e}_1(n)$ 、 $\hat{e}_2(n)$  では、呼吸関連成分は小振幅化される。式(2)より逆フィルタを通過後の信号は、

$$\hat{e}(n) = \phi(n) + \beta(n) \quad \dots\dots\dots (7)$$

と表せる。ここで  $\phi(n)$  は  $f(t)$  を逆フィルタに通過させた信号、 $\beta(n)$  は  $b(t)$  を逆フィルタに通過させた信号である。 $\beta(n)$  は、逆フィルタにより選択的に小振幅白色化されており

$$\phi(n) > \beta(n) \quad \dots\dots\dots (8)$$

が成り立つものと考えられる。したがって、予測誤差の振幅の大きな時刻では胎動が現れた可能性が高い。白色化した  $\hat{e}_1(n)$ 、 $\hat{e}_2(n)$  が式(7)、(8)のように理想的であれば、閾値のみで胎動のあった時刻を知ることができる。しかし、呼吸関連成分以外の母体の動きが少ない信号でも、わずかに重畳する呼吸関連成分以外の母体の動きにより、予測誤差の振幅が大きくなる場合がある。

そこで、今回は時間領域での統計的性質にもとづき、分散分離型の非線形フィルタを用いて胎動の判別を試みる。分散分離型の非線形フィルタは、

$$\psi(n) = \gamma(n) \{ \hat{e}(n) - E[\hat{e}(n)] \} + E[\hat{e}(n)] \quad \dots\dots (9)$$

で与えられる[8]。ここで、 $E[\hat{e}(n)]$  は  $\hat{e}(n)$  の解析区間における期待値、 $\psi(n)$  は非線形フィルタを通過後の信号を表す。また、 $\gamma(n)$  は非線形パラメータであり、呼吸関連成分のみを白色化した区間で求めた  $\beta(n)$  の分散値  $\sigma_\beta^2$  を用いて

$$\begin{aligned} \text{if } \sigma_\beta^2 \ll \sigma_e^2(n) \text{ then } \gamma(n) &= 1 \\ \text{if } \sigma_\beta^2 < \sigma_e^2(n) \text{ then } \gamma(n) &= \frac{\sigma_e^2(n) - \sigma_\beta^2}{\sigma_e^2(n)} \\ \text{if } \sigma_\beta^2 \geq \sigma_e^2(n) \text{ then } \gamma(n) &= 0 \end{aligned} \quad \dots\dots (10)$$

とした。予測誤差の分散値  $\sigma_e^2(n)$  が、あらかじめ与えた分散値  $\sigma_\beta^2$  より大きくなると、 $\gamma(n)$  は1に近い値となり、非線形フィルタは入力信号をそのまま出力とする。その結果、非線形フィルタ通過後の信号  $\psi(n)$  には、分散値の大きな胎動関連成分  $\phi(n)$  はそのまま出力され、分散値の小さな呼吸関連成分  $\beta(n)$  の値は、零もしくは極めて小さな値となる。今回は、非線形フィルタを用いた後、さらに閾値を設けて胎動の有無を判別

した。

### 3.5 胎動判別のルール

2次元 AR 逆フィルタ、非線形フィルタ、閾値処理の後、胎動があると思われる時刻を、以下の2つのルールで選択した。

- (1) 連続して検出された時間的に近い胎動はまとめて1回の胎動とみなす。
- (2) どちらか一方のセンサで検出されればその時刻に胎動があるとみなす。

ルール(1)は、胎動が数秒以内の間隔で存在するならば、一連の胎動の一回分の動きとみなす医療現場における胎動数の数え方である。ルール(2)では、貼付されたセンサの間隔がかなり開いていることから、胎動の起こり方によっては2つセンサの片方だけにしか胎動が計測されないことがあることを考慮したものである。図3に、判別処理の流れを示す。

### 4. 結果

実際に行った胎動の判別処理結果を示す。また、それぞれのセンサの呼吸関連成分をクロス項を含まない単独の AR モデル(1次元)でモデル化し、その AR 係数を用いて構成された逆フィルタを使用した場合の判別結果と比較した。

判別処理に使用したデータは、呼吸関連成分以外の母体の動きが少なく、同時に超音波ドプラ胎動計によって胎動のある時刻が正確に判るものを選び使用した。

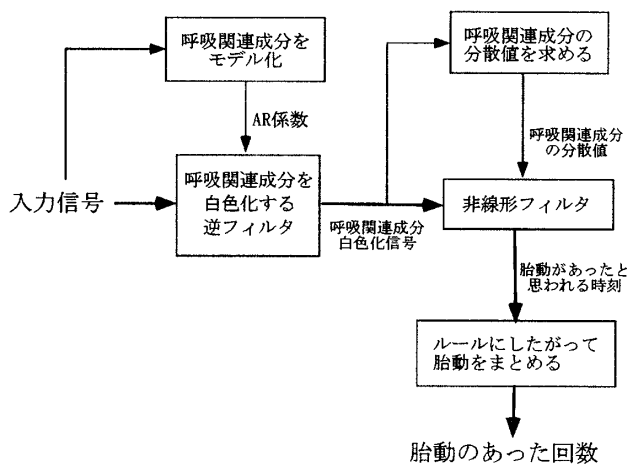


図3. 判別処理の流れ

#### 4.1 データ情報

使用データは浜松医科大学で計測されたものより、呼吸関連成分以外の母体の動きが少ない7名の計測データを用いた(以下、被験者 A、被験者 B、……被験者 G)。これ以降では、被験者 A の判別処理を代表例として結果を述べる。

成人の一般的な呼吸成分の周期は、約10秒中3回(約0.3Hz)である。そこで、呼吸関連成分信号をARモデル化するための区間長は、少なくとも10秒以上、胎動および呼吸関連成分を除く母体の動きによる信号のない部分を、可能な限り長くサンプリングして用いた。被験者 A の場合、時刻 700-730 秒で AR モデルパラメータを推定した。

また、2次元 AR モデルの次数は、単独の AR モデルを使用した場合と同様に、AIC を用いて決定した。すなわち、すべての被験者で 1 次から20次までの範囲で調べた後、単独の AR モデルの次数を参考にし、近傍の次数を何回か試行して最適な次数を決定した。なお、2次元 AR モデルでのクロス項の次数は上限を4次とした。被験者 A の場合、単独の AR モデルを使用した時は両方のセンサとも 11 次とし、2次元 AR モデルでは自己回帰を8次、クロス項を3次とした(以後 AR(8;3)と記す)。なお、AR モデルの推定には、前述(3.3)のように最小二乗法を用いた。

また、胎動の判別を使用する閾値は、呼吸関連成分を AR モデル化した区間における  $\psi(n)$  の最大振幅値をもとめ、その絶対値を 2 倍した後、2 桁を有効桁とした。被験者 A の場合、単独の AR モデル、2次元 AR モデル、ともに 0.20 を閾値とした。

3.5で述べたルール(1)にもとづき、細かな胎動の時間幅は全ての被験者で同じ間隔とした。具体的には、5秒以内に連続する胎動はひとつの胎動とみなした。また、それら5秒区間で統合した胎動のうち、10秒以内に起きた胎動は胎児の一連の動作とみなし、さらにひとつの胎動としてまとめた。

#### 4.2 逆フィルタの処理結果

図4は、2次元 AR モデルを逆フィルタとして被験者 A より得られた予測誤差の全体である。呼吸関連成分を AR モデル化した時刻(700-730 秒)では、単独の AR モデルを用いた場合、2次元の AR モデルを用いた場合ともに、 $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$  でみられる呼吸関連成分の信号が小振幅白色化されて振幅が小さくなった。また、この部分の分散値より非線形フィルタで使用する  $\sigma_\beta^2$  を求めた。実際に使用した  $\sigma_\beta^2$  の値を表1に示す。なお、区間長は20秒である。図4の点線部

分では被験者 A で胎動がみられ、この部分を拡大したものが図5である(時刻 1400-1430 秒)。胎動は、時刻 1412 秒付近(点線)で起こっている。単独の AR モデルを用いた逆フィルタを用いた場合では、センサ 1、センサ 2 ともに胎動が起きた時刻付近の振幅が小さくなり、胎動が判別しにくかった。これに対し、2次元 AR モデルを用いた場合では、胎動の起きた時刻付近の振幅が小さくならず胎動が判別しやすかった。

#### 4.3 判別処理結果

表2に、被験者 7 名のデータ処理手順を行った胎動の判別結果を示す。被験者 A の総胎動数は、同時に計測された超音波ドプラ胎動計のデータより 26 カ所と分かっている。また、表中の数字は、超音波ドプラ胎動計より確認された総胎動数のうち、今回の方法で判別できた数を表す。また、3.5のルール(2)にもとづき、最終的に判別された総胎動数(表2の二重線上の数字)の詳細を図6に示す。図6より、最終的に判別される総胎動数は、それぞれのセンサで判別された胎動数と比べて、両方のセンサで判別された胎動数と、片方のセンサのみで判別された胎動数の和集合となる。

表 1. 被験者Aの判別処理に用いた  $\sigma_\beta^2$  の値

	$\sigma_\beta^2$
センサ 1 単独のARモデル	0.0007
センサ 2 単独のARモデル	0.0015
2次元ARモデルのセンサ 1 側	0.0007
2次元ARモデルのセンサ 2 側	0.0012

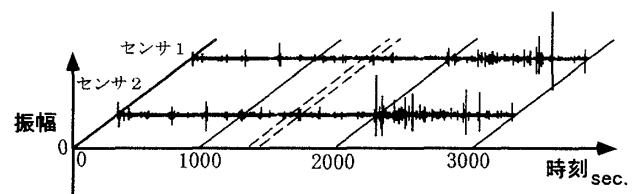


図 4. 2次元ARモデル逆フィルタ処理後の波形(被験者A)

表 2. 胎動判別処理結果

	被験者A	被験者B	被験者C	被験者D	被験者E	被験者F	被験者G
センサ1単独のARモデルを使用 (センサ1)	15	16	16	13	34	11	20
センサ2単独のARモデルを使用 (センサ2)	16	24	12	14	33	9	23
(2)のルールにもとづき求められた胎動数	20	26	17	15	40	12	27
2次元のARモデルを使用 (センサ1)	20	20	22	13	33	12	23
2次元のARモデルを使用 (センサ2)	22	26	16	14	35	11	25
(2)のルールにもとづき求められた胎動数	24	27	23	15	44	15	27
超音波胎動計で観測された胎動数	26	30	35	16	45	21	27

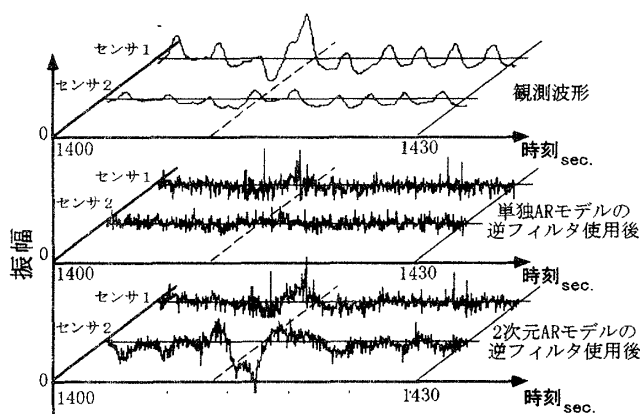


図 5. 逆フィルタ処理 (被験者A)  
2次元ARモデルで胎動判別数が増える場合

被験者7名の胎動の判別処理の結果、単独のセンサ毎による AR モデルを用いた逆フィルタを使用するときよりも、2次元の AR モデルを用いた逆フィルタを使用するときの方が胎動の判別される数が多かった。

### 5. 考察

各々の被験者で判別された胎動数を比べてみると単独のセンサ毎に AR モデルを用いた場合よりも、2次元 AR モデルを用いた場合の方が胎動の判別数の多いことがわかる。ここで、2次元 AR モデルを用いた場

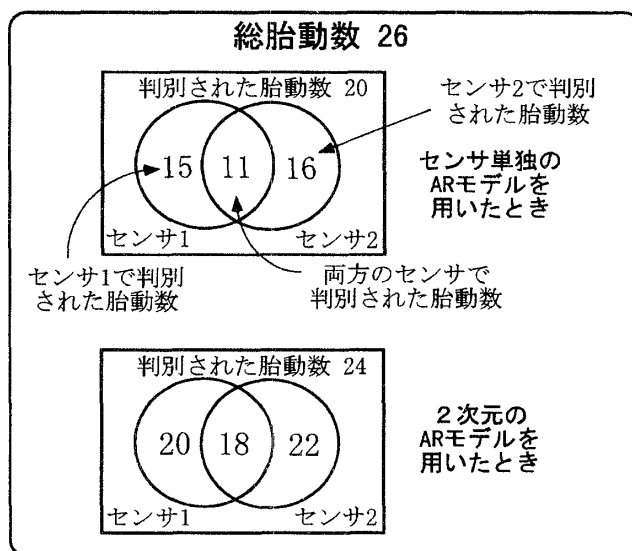


図 6 判別された胎動の詳細 (被験者A)

合に新たに判別されるようになった時刻付近を調べると、2つのセンサのうち片方にしか胎動の信号が計測されていない、あるいは、片方のセンサの胎動信号が小さい場合が多かった。一例として、被験者 A の時刻 80 から 110 秒までの、観測波形  $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$  と逆フィルタを通した後の信号を図7に示す。点線の部分(時刻 87 秒)に胎動がある。

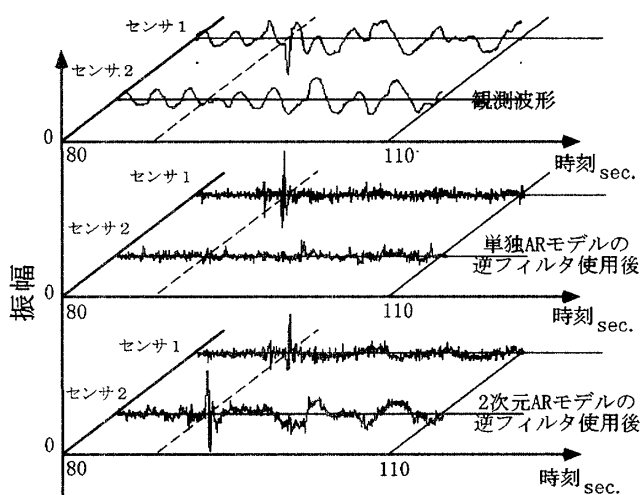


図7. 逆フィルタ処理 (時刻 80-110秒)

図中に記されているセンサ2の信号に対して、センサ2にはほとんど胎動の信号が計測されておらず、呼吸関連成分信号のみが計測されているため、センサ単独のARモデルを用いた場合は、逆フィルタ通過後の $\hat{e}_2(t)$ の信号の振幅は小さくなっている。一方、2次元ARモデルを用いた場合では、センサ2の観測信号 $y_2(t)$ にほとんど胎動の信号が計測されていないにもかかわらず、胎動のあった時刻付近で振幅が大きくなっている。この場合、2次元ARモデルにより2チャンネルのセンサ情報を利用するクロス項によって、センサ1にしか現れていない胎動の信号情報が、もう一方のほとんど胎動のないセンサ2の信号の逆フィルタ出力へ影響を与えたためと考えられる。

また、2次元ARモデルを用いた場合では、図5のように、センサ単独のARモデルでは判別できなかった胎動をも判別できた。センサ単独のARモデルを用いた場合、2つのセンサ両方の逆フィルタ通過後の信号 $\hat{e}_1(t)$ 、 $\hat{e}_2(t)$ は振幅が小さくなり、胎動を判別しにくくなっている。しかし、2次元ARモデルを用いた場合では、 $\hat{e}_1(t)$ 、 $\hat{e}_2(t)$ の振幅が小さくならず、後の胎動判別処理で胎動の起きた時刻を判別可能だった。

胎動を新たに判別した時刻が、片方のセンサにしか現れないところだけならば、最終的にまとめた総胎動数は変わらないはずであり、わざわざ2次元のARモデルにする必要はない。しかし、最終的にまとめた総胎動数は、いずれの被験者も、センサ単独のARモデルを用いたときよりも、2次元ARモデルを用いたときのほうが胎動の判別される数が増えている。これは、2次元ARモデルを用いた逆フィルタを使用することにより、セ

ンサ単独のARモデルによる逆フィルタを用いたときには判別できなかった胎動が判別可能となったことを示しており、2次元ARモデルを用いることは、胎動の判別される数を増やすのに有効であったと考えられる。

しかし、被験者Eのセンサ1のように2次元ARモデルを用いた逆フィルタを使用した場合よりも、単独のセンサ毎によるARモデルを用いた逆フィルタの方が胎動の判別される数が多いこともあった。また、被験者E以外の6名の判別結果を詳しく調べると、判別された総胎動数は増えているものの、一部で単独センサ毎によるARモデルを用いた場合には、胎動が判別されていたにもかかわらず、2次元ARモデルを用いた場合では胎動が判別されなくなっている箇所があることが分かった。その理由を、 $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$ に重畳するそれぞれの信号の性質と、2次元ARモデルを導入した理由より以下のように考えた。

2次元ARモデルを呼吸関連成分のモデル化に用いた理由は、胎動信号と母体の動きの信号(主に呼吸関連成分)の2つの信号が2つのセンサに計測される時の位相差を利用する点にある。センサ位置を極端に離れた場合でなければ、母体の動きの信号、すなわち母体の動きによる腹壁の変位は、母体の腹壁皮膚表面の離れた位置に存在する複数のセンサにほぼ同時に計測されると考えられる。しかし、胎動の信号、すなわち胎動が及ぼす腹壁の変位は、ほとんどの胎動が互いのセンサ間になんらかの位相の差の情報を持って計測される、または片方のセンサにのみ計測されると考えられる。したがって、呼吸関連成分の信号をモデル化する時、2次元ARモデルを用いてセンサ間の呼吸関連成分の位相差の情報を利用すれば、呼吸関連成分と同じ様な周波数成分と互いのセンサ間に位相差を持つ逆フィルタを構成できる。一方、単独センサ毎によるARモデルを使用した時には判別された胎動が、2次元ARモデルを使用した時には判別できなかった箇所を調べてみると、呼吸関連成分信号に極めて周波数成分が近く、互いのセンサ間にほとんど位相差のない箇所であることが分かった。したがってこの場合では、2次元ARモデルを用いた逆フィルタによって胎動信号が小振幅白色化され、胎動が判別できなくなったと考えられる。

2次元ARモデルを用いた場合、 $\hat{e}(n)$ の振幅が大きくなるのは胎動が生じたときだけではない。今回は、できるだけ呼吸関連信号以外の母体の動きの少ないデータを使用したけど、それでも随所に呼吸関連成分以外の母体の動きとみられる信号があり、胎動と誤認してしまった。またそれらは、2次元ARモデルにより互いのセンサの情報を利用するために、単独のセンサに

よる AR モデルを用いた場合より、逆にノイズのレベルを増加させる結果となってしまった。2次元 AR モデルを使用すると、単独のセンサ毎による AR モデルを使用した場合より、胎動の判別数が低くなることもあり得るような箇所は、胎動信号が呼吸関連成分信号と周波数成分が似ており、かつ互いのセンサ間の位相差も似ている場合であると考えられる。胎動信号は呼吸関連成分と周波数帯域が重なる場合が多く、時として全く同じになることもある。しかし、胎動として計測される信号が母体腹壁の変位信号であることを考慮すると、胎動信号の互いのセンサ間の位相差が呼吸関連成分と同じとなる場合は稀であると考えられる。その結果、最終的な胎動の判別数は全体的に向上する結果が得られた。

一方、ノイズレベルが増加する問題に関しては、計測データに呼吸関連成分以外の母体の動きを少なくするか、胎動以外の信号(母体の動き)を除去する方法を確立する2つの対策が考えられる。しかし、実際の計測データでは、呼吸関連成分以外の母体の動きを少なくすることは難しい。したがって、現時点の課題として、呼吸関連成分以外の母体の動きを除去する方法の確立が挙げられる。また、実際に長時間の計測を行う際には、人間の呼吸のリズムがまったく変わらないということはありえないので、逆フィルタの AR 係数を時間により変化させる必要がある。

## 6. まとめ

呼吸関連成分を白色化する逆フィルタを用いて、複数の被験者の計測データに胎動の判別を行ったところ(呼吸関連成分以外の母体の動きが少ない区間という条件付きではあるが)、ある程度胎動の判別ができた。また、呼吸関連成分のモデル化にあたって、単独のセンサによる AR モデルを使用したときと、互いの情報を利用する2次元 AR モデルを使用したときを比較して、2次元 AR モデルを使用したときの方が胎動を多く判別できることを確認した。

今後の課題として、呼吸関連成分以外の母体の動きの信号を除去する方法の確立、そして時変性 AR 係数を導入した場合の有効性について吟味することがあげられる。

## 参考文献

- [1] 前田一雄: "心拍数と胎動の時差相互相関係数の検討", 日本産婦人科学会雑誌 Vol.42, No.5, pp.443-449(1990)
- [2] 高橋弘幸: "超音波ドプラ胎動心拍数計による胎児心雄: "新しい超音波ドプラ胎動計とその臨床成績について", 日本産婦人

- 科学会雑誌, Vol.36, No.2, pp.280-288(1984)
- [3] 辰村正人: "胎動図を基盤とするヒト胎児胎動の様相とその発達の研究", 日本産婦人科学会雑誌, Vol.43, No.8, pp.864-873(1991)
- [4] 長田直樹: "超音波ドプラ胎動計による胎動信号のコンピュータ解析", 日本産婦人科学会雑誌, Vol.41, No.2, pp.203-209(1989)
- [5] 上妻志郎, 岡井崇, 水野正彦: "妊婦の胎動自覚による緊急情報と対策", 産婦人科の実際, Vol.36, No.8, pp.1049-1053(1987)
- [6] 前田一雄: "正常の超音波胎動心拍図と胎動の日内変動", 産婦人科の実際, Vol.36, No.8, pp.1055-1060(1987)
- [7] 辻敏夫, 伊藤宏司, 長町三生: "義手制御を目的とした多チャンネルEMG動作識別法", 電子情報通信学会論文誌 Vol.1, J70-D, No.1, pp.207-215(1987)
- [8] T.Kiryu, H.Kaneko, and Y.Saitoh: "Motion artifact elimination using fuzzy rule based adaptive nonlinear filter", IEICE Trans.Fundamentals, Vol.E77-A, No.5 May, pp.833-838(1994)
- [9] 住本和博, 松山薫, 金山尚裕, 寺尾俊彦: "自覚胎動による胎児管理の試み", 産婦人科の実際, Vol.40, No.10, pp.1531-1536(1991)