

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2007 年 3 月 15 日 (15.03.2007)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2007/029485 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/0444 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)  
A61B 5/0476 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/316386
- (22) 国際出願日: 2006 年 8 月 22 日 (22.08.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2005-256300 2005 年 9 月 5 日 (05.09.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立  
大学法人東北大学 (TOHOKU UNIVERSITY) [JP/JP];  
〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目 1 番 1 号  
Miyagi (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 木村 芳孝  
(KIMURA, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台

市青葉区片平二丁目 1 番 1 号 国立大学法人東北大学  
内 Miyagi (JP). 千田 新一 (CHIDA, Shinichi) [JP/JP];  
〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目 1 番  
1 号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 中尾 光之  
(NAKAO, Mitsuyuki) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台  
市青葉区片平二丁目 1 番 1 号 国立大学法人東北大  
学内 Miyagi (JP). 岡村 州博 (OKAMURA, Kunihiro)  
[JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目  
1 番 1 号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 伊藤  
拓哉 (ITO, Takuya) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市  
青葉区片平二丁目 1 番 1 号 国立大学法人東北大学  
内 Miyagi (JP).

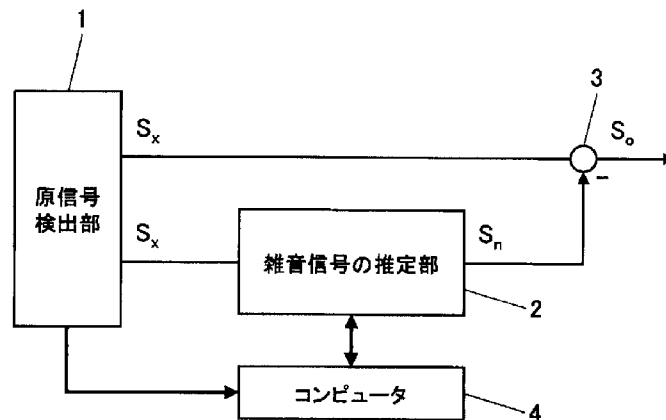
(74) 代理人: 清水 守 (SHIMIZU, Mamoru); 〒1010053 東京  
都千代田区神田美土代町 1 1 番地 1 2 ニチヨビル  
Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護  
が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,

[続葉有]

(54) Title: NON-LINEAR SIGNAL SEPARATION METHOD USING NON-LINEAR STATE SPACE PROJECTION METHOD

(54) 発明の名称: 非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法



1... ORIGINAL SIGNAL DETECTION UNIT  
2... NOISE SIGNAL ESTIMATION UNIT  
4... COMPUTER

(57) Abstract: There is provided a non-linear signal separation method using the non-linear state space projection method capable of separating an effective non-linear signal even if the S/N ratio is low by performing the time region high-speed non-linear state space projection when a signal is a multi-channel signal and has a periodicity. In the non-linear signal separation method using the non-linear state space projection method, an original signal having a composite signal which is a multi-channel and cyclic signal measured from one phenomenon is processed by using the time region high-speed non-linear state space projection method so as to estimate a noise in the original signal and subject the estimated noise from the original signal, thereby separating the signal to be measured in the original signal as a non-linear signal even when the S/N ratio is low.

(57) 要約: 信号が多チャンネルで周期性を有する場合、時間領域高速非線形状態空間射影法を行い、S/N比が低い場合にも有効な非線形信号を分離することができる非線形状態空間射影法による非線形信号の

[続葉有]



WO 2007/029485 A1



BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

分離方法を提供する。非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、1現象から計測される多チャネルで周期的な複合信号を有する原信号に対して時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、原信号中の雑音を推定し、この推定された雑音を前記原信号から減算することにより、S/N比が低い場合でも前記原信号中の測定すべき信号を非線形信号として分離することを特徴とする。

## 明 細 書

### 非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法

#### 技術分野

[0001] 本発明は、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法に係り、特に、妊娠中の母体から胎児の心電図を検出するための生体信号の分離方法に関するものである。

#### 背景技術

[0002] 従来、非観血的、受動的な胎児の心電図の抽出方法としては、適応信号処理フィルタを用いて胎児心電図信号を抽出する方法がある(下記特許文献1参照)。

[0003] しかしながら、この方法では、胎動時や子宮収縮時、母体の動作時間など雑音成分が突発的に変化したり、また、逆に極端にゆっくり増減したりする場合や、妊娠26週から妊娠36週までのように胎児の周りに脂肪成分(胎脂)が増大して胎児心電図信号が検出しにくい場合などSN比が悪化する場合には有効な抽出が難しい。

[0004] 本願発明者らは、既に、参照系を用いた独立成分分析法(ICA)について提案し特許出願(下記特許文献2)している。すなわち、母胎の心電図信号、筋電図信号などが重畳したデータから、胎児の心電図のみを抽出する処理方法を提案している。このICAは、信号の成分の独立性を元に参照系信号と関連の高い信号強度を抽出する方法であり、参照信号系として、近い周期の信号を用いることで、その周波数成分に近い信号を抽出することができる。また、分布から信号を抽出するため、参照系の周期から離れたデータの存在や欠落時などでも信号の抽出が可能で、また、これらのデータにより不整脈を発見することができる。

[0005] ここで、標準的な心電図と波形各部につけられた名称について説明しておくことにする。

[0006] 図1は心電図の基本的な波形を示す図である。

[0007] この図において、P波は、心房中を活動電位が伝播することによって生ずる波、QRS波は、心室筋に活動電位が生ずることにより生ずる波、T波は心室の活動電位が消退することにより生ずる波、U波は成分その他が不明な波をそれぞれ示している。心

電図を測定すると心臓活動に関するさまざまな情報を得ることができる。例えば、PからRまでの時間(PR間隔)が心房から心室に興奮が伝わる時間(房室伝導時間)に相当する。また、各種の疾患に対応して特徴的な心電図が得られるので、診断上有力な手段となる。不整脈の診断などには不可欠のもので、虚血性疾患に見られるST部の特徴的な変化などが知られている。

- [0008] しかしながら、上記したICAだけでは、胎児心電図成分の特徴的なR成分の抽出は確実にできるが、心電図信号として必要なP、Q、S、Tなどの成分までを抽出することが難しい。そのため、これに雑音除去の手法を組み合わせることが重要となる。
- [0009] かかる雑音除去の手法としては、(1)ICAの場合、分布によって信号を分ける方法、(2)能動的雑音除去(ANC)の場合、FIRフィルタを使い線形予測して雑音を除去する方法、(3)フィルタを用いる場合、Wavelet Packetに代表されるWaveletフィルタ、フーリエ変換を使ったFFT解析、その他のバンドパスフィルタなど、(4)非線形状態空間射影法(NSSP:Nonlinear State Space Projection)の場合、カオス解析からでてきたものでカオス軌道をノイズから抽出する方法である。
- [0010] 上記したANCとFFT、Waveletフィルタは線形変換法であり、このため、雑音除去を行った場合に、必要とする信号を含めた全体の信号がなまってしまう。Wavelet変換を用いて周波数領域において処理しても、線形変換であるため、全体にわたってノイズ処理の影響が出る。また、線形変換法では、力学系を再構築できないという欠陥があるために、非線形変換であるNSSPが候補として挙げられる。
- [0011] ICAは下記特許文献2に示すように、 $S/N$ が1よりも小さいデータを原信号から抽出するために用いる。
- [0012] NSSPは、下記非特許文献1に示すように、母胎と胎児の心電図信号・筋電図信号の混じった原信号に対して時間軸上で少し(4ミリ秒)ずらしたデータを作る。これを11回繰り返し11次元のデータとする。時間軸で縦に切り、例えば原信号と11回ずらした後の信号をX-Yとするローレンツプロットをとる。
- [0013] このとき、プロットしたデータが示す軌跡は、周期的にほぼ同じレートをとる(この軌跡が線形でないので非線形という)。そこで、軌跡が通過する方向に対して垂直な面を規定し、その面内で周期毎のばらつきをみる。そして、平面内でのデータのばらつ

き(ノイズ)を主成分分析を用いて求め、雑音を除去した信号とするものである。

[0014] これは、もともと、カオス力学の状態空間の性質から考え出された方法であり、非線形信号処理としてカオス軌道と観測雑音の分離や、心電図からの雑音分離の応用が考えられている。この方法は、1チャンネルの信号から解析が可能であること、状態空間上の非線形混合信号を扱えることを特徴としており、従来のFFTやWavelet解析などの周波数解析に基づく線形フィルターでは不可能な非線形信号処理を可能にできる。

特許文献1:特表2002-538872号公報

特許文献2:特願2005-023982号

非特許文献1:M. Richter, T. Schreiber, and D. T. Kaplan. Fetal ECG Extraction with Nonlinear State-Space Projections. IEEE Trans. Biomed. Eng. , Vol. 45, 1998, pp. 133-137.

非特許文献2:L. D. Lathauwer, B. D. Moor, and J. Vandewall, Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation. IEEE Trans. Biomed. Eng. , Vol. 47, 2000, pp. 567-572.

非特許文献3:V. Zarzoso and A. K. Nandi, Noninvasive Fetal Electrocardiogram Extraction: Blind Separation Versus Adaptive Noise Cancellation. IEEE Trans. Biomed. Eng. , Vol. 48, 2001, pp. 12-18.

非特許文献4:M. O. Taylor, M. J. Smith, M. Thomas, A. R. Green, F. Cheng, Oseku-Afful S, Wee LY, Fisk NM and Gardiner HM, Noninvasive fetal electrocardiography in singleton and multiple pregnancies . BJOG Vol. 110, 2003, pp668-678.

非特許文献5:M. G. Jafari, A. C. Chamber, Fetal Electrocardiogram Extraction by Sequential Source Separation in the Wavelet Domain, IEEE Trans. Biomed. Eng. , Vol. 52, 2005, pp390-400.

非特許文献6:M. Sato, Y. Kimura, M. Nakano, N. Katayama, Extraction of Fetal Electrocardiogram by Blind Source Separation, MBE2004-63, 2004, pp45-48.

## 発明の開示

[0015] しかしながら、上記したNSSP法は以下のような欠点を有している。

[0016] (1) 計算量が多い。すなわち、データをある時間間隔でずらしたものを作り、複数のデータ群とし、それぞれの点において、主成分分析を行うため、非常に計算時間がかかる。5秒のデータ解析(時間)を行うために、通常の計算機(市販のパソコン)を用いた場合、計算時間が6時間もかかる。本願発明者が精度を落とさずに計算間隔を間引く方法を採用した場合でも3分はかかる。これでは、オンラインでの計測は不可能である。

[0017] (2) データにばらつきが多いと、計算精度を出すことができない。

[0018] NSSP法は、同じデータをずらしたものをローレンツプロットするために、データにばらつきがあると、目標とする軌跡点群以外のデータが混入する可能性が高い。このため、ある程度データのばらつきが少ない原信号のデータについてしか雑音除去ができない。また、NSSP法を適用させるためには、主たる信号強度に対する雑音の強度、主たる信号と雑音信号に差がある(主たる信号と雑音の間に確実に区分できる線が引ける)ことが解析できる条件となる。

[0019] すなわち、NSSP法を実際の問題に適用する場合、状態空間内の計測信号軌道の各点に対象力学系軌道の交差が起これないように近傍を設定する必要があり、複雑に変動する実際の計測量では十分な次元の確保が必要である。また、そのため計算速度が著しく遅くなり一般の解析に用いることは難しい。これに加え、成分に白色雑音が混合している場合、本来これは無限次元を有し、どのように次元を増やしても交差性を有しない低次元近傍をとることは原理上不可能となる。特に、 $S/N$ 比が低い場合、これらの障害は顕著になり実際に解析できる信号の質に制限が生じる。

[0020] 本発明は、上記状況に鑑みて、信号が多チャンネルで周期性を有する場合、時間領域高速非線形状態空間射影法を行い、 $S/N$ 比が低い場合にも有効な非線形信号を分離することができる非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法を提供することを目的とする。

[0021] 従来技術であるNSSPは、現象から得られた1つの系列のデータに対して時間ずらしを利用し状態空間を仮想の多次元空間として設定するため、次元を増やした分だ

け点の数が増加するという特徴を持つ。このことからNSSPは、状態空間での軌道の重なりを避けるために、十分な次元の拡張が必要であり正確な計算のために膨大な計算量の増加が避けられない。また、状態空間の中の時間情報が次元数分のみの短い範囲に限られるため、これ以上の時間長の非線形構造の復元は不可能で、線形フィルタリング領域の近傍にとどまる。

[0022] これに対して本発明は、周期定常性を利用して状態空間を設定するために、計算対象となるデータは現象から得られたデータ数そのままでの演算を行うため、高速な演算が可能であり、周期定常な全ての時間情報を用いることができるため、得られた現象の周期間隔において、現象の非線形構造を復元できるという特徴を持つ。

[0023] このような特徴をもつ本発明は、現在あるどのような非線形フィルタにもないものであり、原理的に新規な雑音除去の手法であるといえる。

[0024] 発明の本質的な部分としては、複数の周期的なデータがある場合、(1)ある一つの周期的なデータを1周期ずらして重ね合わせる。これを数周期分(加算平均が安定するまで、ここでは10周期以上)行う。(2)重ね合わせたデータで加算平均をとる。(3)その平均からのばらつきをプロットする(ここでは1次元)。(4)別のチャンネルについても、上記(1)～(3)の手順で同様にデータ処理を行う。(5)全てのチャンネルの処理データについて多次元図形としてプロットする。(6)各時間毎に、多次元平面において雑音のばらつきとなったものに主成分分析法を行い、各データ点における雑音を算出する。(7)算出された雑音を基のデータから除去し、信号を得る。上記した(3)及び(4)の部分は、確率分布から見た変動を得るために行っている。

[0025] この本発明の手法は、NSSPを、時間領域で行い、しかも高速でデータ処理を実現できることから、時間領域高速非線形状態空間射影法(Fast Nonlinear State Space Projection in time domain;FNSSP in TD)と呼べる。

[0026] 以下に、本発明の具体的な発明及び特徴を記載する。

[1]非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、1現象から計測される多チャンネルで周期的な複合信号を有する原信号に対して時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、原信号中の雑音を推定し、この推定された雑音を前記原信号から減算することにより、S/N比が低い場合でも前記原信号中の測定すべき

信号を非線形信号として分離することを特徴とする。

- [0027] [2] 上記[1]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記周期性を有する測定すべき信号が生体信号であることを特徴とする。
- [0028] [3] 上記[2]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号が心電図信号であることを特徴とする。
- [0029] [4] 上記[3]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記心電図信号が母体中の胎児の心電図信号であることを特徴とする。
- [0030] [5] 上記[4]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記原信号に対して1回目の時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、まず、母体の心電図信号を除去し、次に、母体の心電図信号が除去された信号に対して2回目の時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、雑音信号を除去し、前記胎児の心電図信号を得ることを特徴とする。
- [0031] [6] 上記[2]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号がファンクショナルMRI信号であることを特徴とする。
- [0032] [7] 上記[2]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号が脳波信号であることを特徴とする。
- [0033] [8] 上記[1]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記周期性を有する測定すべき信号が工学的な計測信号であることを特徴とする。
- [0034] [9] 上記[8]記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記工学的な計測信号が回転機器における正常な回転音信号中に含まれる回転機器の損傷音信号であることを特徴とする。
- [0035] 本発明によれば、NSSP法を改良したものであり、時間軸を含め状態空間を形成した場合、時間軸方向には再帰性はなく、近傍の制限が不要となる。また、この原理に基づく新しい信号分離技術としての時間領域高速非線形状態空間射影法(FNSSP in TD)を開発した。これは、処理時間を従来の非線形状態空間射影法(NSSP法)の $1/30 \sim 1/100$ 以下に短縮するものであり、オンラインでの計測を可能にすることができる。

## 図面の簡単な説明

[0036] [図1]心電図の基本的な波形を示す図である。

[図2]本発明の第1実施例を示す非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[図3]本発明の第2実施例を示す非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[図4]本発明の第3実施例を示す2チャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[図5]本発明の第4実施例を示す $n$ 次のチャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[図6]本発明の第5実施例を示す $n$ チャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[図7]本発明の $m$ 次元ベクトル時間系列 $\mathbf{x}_n$ の状態空間を示す図である。

[図8]本発明の実験による胎児心電図信号の抽出結果を示す図である。

[図9]出産時の胎児の頭に直接電極を付けて記録された信号を示す図である。

## 発明を実施するための最良の形態

[0037] 本発明の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法は、1現象から計測される多チャンネルの周期的な複合信号を有する原信号に対して時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、原信号中の雑音を推定し、該推定された雑音を前記原信号から減算することにより、 $S/N$ 比が低い場合でも前記原信号中の測定すべき信号を非線形信号として分離することを特徴とする。

## 実施例

[0038] 以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

[0039] 図2は本発明の第1実施例を示す非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[0040] この図において、 $S_x$ は原信号、 $S_n$ は推定された雑音信号、 $S_o$ は測定すべき信号、1は1現象から計測される多チャンネルで周期的な複合信号を有する原信号検出部、2は原信号 $S_x$ 中の雑音信号(ここでは、測定すべき信号以外の信号をいう) $S_n$ の推

定部、つまり、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法 (Fast Nonlinear State Space Projection in time domain; FNSSP in TD) を用い、コンピュータ4との協同により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の雑音を推定する。3はその推定された雑音 $S_n$ を前記原信号 $S_x$ から減算する減算部であり、この減算部3で前記原信号 $S_x$ から雑音 $S_n$ が除去されて、 $S/N$ 比が低い場合でも前記原信号 $S_x$ 中の測定すべき信号 $S_o$ を非線形信号として分離することができる。

- [0041] この適用例としては、心電図信号、ファンクショナルMRI信号、脳波信号などの生体信号があるが、工学的な計測データであっても、周期性を有する信号であれば、適用が可能である。
- [0042] 図3は本発明の第2実施例を示す非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。
- [0043] この図において、 $S_{x1}$ は第1次の原信号、 $S_{n1}$ は推定された第1次の雑音信号、 $S_{x2}$ は第2次の原信号、 $S_{n2}$ は推定された第2次の雑音信号、 $S_o$ は測定すべき信号、11は1現象から計測される多チャンネルで周期的な複合信号を有する原信号検出部、12は第1次の原信号 $S_{x1}$ 中の第1次の雑音信号 $S_{n1}$ の推定部、つまり、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法 (FNSSP in TD) を用い、コンピュータ16との協働により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の、雑音を推定する。13はその推定された第1次の雑音 $S_{n1}$ を前記第1次の原信号 $S_{x1}$ から減算する減算部であり、この減算部13で前記第1次の原信号 $S_{x1}$ から第1次の雑音信号 $S_{n1}$ が除去され、第2次の原信号 $S_{x2}$ が出力される。14はこの第2次の原信号 $S_{x2}$ 中の第2次の雑音信号 $S_{n2}$ の推定部、つまり、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法 (FNSSP in TD) を用い、コンピュータ16との協働により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の雑音を推定する。15はその推定された第2次の雑音 $S_{n2}$ を第2次の原信号 $S_{x2}$ から減算する減算部であり、この減算部15で第2次の原信号 $S_{x2}$ から第2次の雑音信号 $S_{n2}$ が除去され、前記第2次の原信号 $S_{x2}$ 中の測定すべき信号 $S_o$ を非線形信号として分離することができる。
- [0044] この実施例は、上記したように、2回にわたって雑音が除去されるように構成されており、後述する生体信号の中でも母体内の胎児の心電図信号を分離するような場合に

好適である。

[0045] 図4は本発明の第3実施例を示す2チャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[0046] この図において、21は2チャンネルの複合信号 $I_1, I_2$ を有する原信号検出部、22は雑音信号の推定部(コンピュータ内蔵)である。23は原信号 $I_1, I_2$ 中から算出された雑音信号強度 $I_1', I_2'$ を減算する減算部、この減算部23は原信号 $I_1, I_2$ 中から算出された雑音信号強度 $I_1', I_2'$ を減算することにより測定すべき信号 $I_1a, I_2a$ を出力する。なお、雑音信号の推定部は、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法(FNSSP in TD)を用い、コンピュータとの協同により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の雑音を推定する。

[0047] 図5は本発明の第4実施例を示すn次のチャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[0048] この図において、31は2チャンネルの複合信号 $I_1, I_2$ を有する原信号検出部、32は第1次の雑音信号の推定部である。33は原信号 $I_1, I_2$ 中から算出された第1次の雑音信号強度 $I_1', I_2'$ を減算する減算部、この減算部33は原信号 $I_1, I_2$ 中から算出された第1次の雑音信号強度 $I_1', I_2'$ を減算することにより第2次の原信号 $I_1a, I_2a$ を出力する。さらに、第2次の原信号 $I_1a, I_2a$ は、第2次の雑音信号の推定部34で雑音 $I_1'', I_2''$ が除去されて、測定すべき信号 $I_1b, I_2b$ が求められる。なお、各雑音信号の推定部は、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法(FNSSP in TD)を用い、コンピュータとの協同により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の雑音を推定する。

[0049] 図6は本発明の第5実施例を示すnチャンネルの複合信号を有する場合の、非線形状態空間射影法による非線形信号の分離システムの模式図である。

[0050] この図において、41はnチャンネルの複合信号 $I_1, \dots, I_n$ を有する原信号検出部、42はnチャンネルの雑音信号 $I_1', \dots, I_n'$ の推定部である。43は原信号 $I_1, \dots, I_n$ 中から算出されたnチャンネルの雑音信号強度 $I_1', \dots, I_n'$ を減算する減算部、この減算部43は原信号 $I_1', \dots, I_n'$ 中から算出されたnチャンネルの雑音信号強度 $I_1', \dots, I_n'$ を減算することにより測定すべき信号 $I_1a, \dots, I_na$ が求められる。なお、

雑音信号の推定部は、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法(FNSSP in TD)を用い、コンピュータとの協同により、周期的加算平均算出を行い、原信号中の雑音を推定する。

- [0051] なお、雑音信号の推定部には、周期的な演算処理・加算平均算出部及び主成分分析による雑音信号強度の算出部を設けるようにしてもよい。
- [0052] 上記したように、本発明における、周期的信号としては、心電図信号、ファンクショナルMRI信号、脳波信号などの生体信号があるが、工学的な計測データであっても、周期性を有する信号であれば、適用が可能である。
- [0053] すなわち、力学的構造を保ちつつ、雑音を除去でき、元の信号を正確に再現できるものであれば、本発明の適用が可能である。
- [0054] 例えば、複数の周期的なデータがある場合、(1)ある一つの周期的なデータを1周期ずらして重ね合わせる。これを数周期分(加算平均が安定するまでで、ここでは10周期以上)行う。(2)重ね合わせたデータで加算平均をとる。(3)その平均からのばらつきをプロットする(ここでは1次元)。(4)別のチャンネルについても、上記(1)～(3)の手順で同様にデータ処理を行う。(5)全てのチャンネルの処理データについて多次元図形としてプロットする。(6)各時間毎に、多次元平面において雑音のばらつきとなったものに主成分分析法を行い、各データ点における雑音を算出する。(7)算出された雑音を基のデータから除去し、信号を得る。上記した(3)及び(4)の部分は、確率分布から見た変動を得るために行っている。この手法は、NSSPを、時間領域で行い、しかも高速でデータ処理を実現できることから、上記した時間領域高速非線形状態空間射影法(FNSSP in TD)と呼べる。
- [0055] 以下、本発明の適用例である時間領域高速非線形状態空間射影法による胎児心電図の抽出について詳細に説明する。つまり、母体腹壁から検出される雑音の多い多重信号から胎児心電図を抽出する新しい非線形フィルタリング方法について説明する。
- [0056] この方法は、本質的には従来の非線形状態空間射影法(NSSP法)に基づく(上記非特許文献1参照)ものである。この従来の方法は非線形的に混合された信号を分離するための方法である。しかし同時に、この従来の方法は、適切な近傍の設定や

状態空間の時間遅延といったいくつかの複雑な条件や限定を必要とする。したがって、上記したように、この従来の方法を用いると計算に時間がかかる。本発明にかかる時間領域高速非線形状態空間射影法ではこのような条件を必要としないので、従来の方法と比べると30倍のスピードアップが可能である。本発明の方法では、胎児の心電図信号成分のオンライン記録に成功し、胎児心電図の観察方法の臨床的応用に有用である。

- [0057] 因みに、かかる胎児心電図の観察方法に関しては、幾つかの新規な研究があるにも関わらず、胎児心電図(ECG)は臨床的状况においてあまり用いられていない。これは、胎児からの信号の振幅が小さく、母体心電図との複合や、皮膚電位、母体筋電図や子宮筋電図といった背景雑音が大きく、胎児心電図の抽出が難しいからである(上記非特許文献2、3、4、5及び6参照)。
- [0058] さらに、心電図信号は、3次元構造物を持ち、空間を導き出すために射影される心電図信号の影は、母体腹壁から検出される雑音の多い多重信号と非線形的に混合される。今日までに提案された従来の方法のほとんどは、混合された原信号の線形性と混合行列のようなこれら信号の混合手段に基づいているので、これら線形的な手法を用いても、母体心電図や胎児心電図のような非線形信号を完全に分離することはできない。
- [0059] ここでは、胎児心電図を混合腹部信号から非線形に抽出する新規な方法である、高速非線形状態空間射影法(FNSSP)を説明する。
- [0060] 本発明の方法は、本質的には非線形状態空間射影法(NSSP)に基づくが、適切な近傍や時間遅延座標といった複雑な条件を必要としない。さらに、臨床データへの実際的な応用によってFNSSPの有効性を実証する。
- [0061] 以下、高速非線形状態空間射影法(FNSSP)を詳細に説明する。
- [0062] ここでは、状態空間を定義し、NSSPから抽出した理論的構想について説明する。
- [0063] (状態空間の定義)
- ある力学系から時系列 $x_n$  ( $n=1, 2, \dots, N$ )が与えられた場合に、もし時系列が下記3つの条件を満たす多次元距離空間 $M$ に埋め込まれているなら、 $M$ は時系列の状態空間と呼ばれる。

- [0064] (1)  $M$ は多次元確率領域距離空間であり、時系列がこの空間に埋め込まれ、この空間内にモデル軌道が存在する。
- [0065] (2) モデル軌道(model orbit) [あるいは軌道(trajjectory)]の各点近傍がモデル軌道の余次元を持つ超平面として定義される。
- [0066] (3) 近傍の確率構造がモデル軌道上の点のみによって定義される。
- [0067] (自然なモデル軌道を形成するための時系列の状態空間の条件)  
状態空間が軌道の再帰性を満たす場合は、時系列の状態空間は自然なモデル軌道を形成する。
- [0068] 再帰特性の定義: 軌道(trajjectory)上の任意の点 $x_{t_0}$ の近傍 $N_{t_0}$ を軌道(trajjectory)が何度も通過する場合、状態空間内に埋め込まれた時系列の軌道である軌道(trajjectory)は再帰性を有するとする。つまり、時系列 $(t_1, t_2, \dots, t_m)$ があり、点 $x_{t_1}, x_{t_2}, \dots, x_{t_m}$ は近傍 $N_{t_0}$ にある。軌道(trajjectory)は計算に適した回数、近傍に再帰すると仮定する。
- [0069] 各近傍 $N_{t_0}$ 内の点の平均値としてモデル軌道点 $m_{t_0}$ を得ることができる。
- [0070] (時間領域高速非線形状態空間射影法)

m次元ベクトル時間系列 $\bar{x}_n(n=1,2,\dots,N)$ を有する周期的あるいはほぼ周期的な時系列といった、再帰性ベクトル時系列であると仮定する。ここで $\bar{x}_n(n=1,2,\dots,N)$ は $\bar{x}_n = \bar{s}_n + \bar{r}_n(n=1,2,\dots,N)$ として表される。ここで、 $\bar{s}_n = \bar{x}_n - \bar{r}_n(n=1,2,\dots,N)$ はシステム信号である。再帰性から任意の時刻 $t_i$ に対して時系列 $(t_1, t_2, \dots, t_l)$ が存在し、 $\bar{x}_n(n=1,2,\dots,N)$ が同じ確率構造を $[t_i, t_{i+1}](i=1,2,\dots,l-1)$ 上に再帰的に持つと仮定できる。一方、m次元ベクトル時系列 $\bar{x}_n$ の時間軸を含む状態空間は、 $m+1$ 次元ユークリッド空間、つまり $(\bar{x}_n, t)$ として定義される。従って、この系のこの状態空間での軌道は、 $\{(\bar{x}_n, t-t_i); t \in [t_i, t_{i+1}](i=1,2,\dots,l-1)\}$ と記述される。時刻 $t=t_0$ の点 $(\bar{x}_0, t_0)$ の近傍は $m+1$ 次元空間の超平面 $t=t_0$ として定義され、モデル軌道の点 $(\bar{m}_t, t_0)$ は、この近傍内の点 $(\bar{x}_n, t_0)$ の平均信号として定義することができる。再起性の仮定から $t=t_0$ における雑音 $(\bar{x}_{t_0} - \bar{m}_{t_0}, t_0)$ の確率構造を分析できる（上記非特許文献1参照）（図7参照）。

この図7には、m次元ベクトル時間系列 $\bar{x}_n$ の状態空間を示しており、点線は、この系の軌道（trajectory）51  $\{(\bar{x}_t, t); t \in [t_i, t_{i+1}](i=1, \dots, l-1)\}$ を示す。太線はこの時系列のモデル軌道 $(\bar{m}_{t_0}, t_0)$  52を示し、固定値 $t$ における空間点 $(\bar{x}_t, t)$ の平均である。53は時間軸である。

[0071] ここで、データは14個の電極から得た。その14個の電極中の10個は参照電極1個を含んで母体の腹部に、1個は右胸部に、3個は接地電極1個を含んで背中に配置した。二極的に記録された12チャンネルのデータは、16ビットの解析度で1msごとにサンプリングされ（1kHzサンプリング）、バンドパスフィルタ[1~100Hz FIR(fine te Impulse Response)フィルター]を用いた。

[0072] 図8は本発明の実験の第2段階で抽出した結果を示す図であり、4秒間隔で行われた胎児心電図信号の抽出結果を示しており、図8(a)は実験の第2段階で記録さ

れた腹部信号で、矢印は母体の心電図信号を示しており、胎児の心電図信号は殆ど見られない。図8(b)は抽出された母体の心電図信号を示している。図8(c)は図8(a)の腹部信号から図8(b)の母体の心電図信号を差し引いた信号(胎児の心電図信号と雑音の両方を含む信号)を示しており、胎児の心電図信号がこのシーケンス中にあることが明らかである。図8(d)は抽出された胎児の心電図信号を示している。P波とT波が見られる。図8(e)は雑音成分を示す図である。

[0073] ここでは、FNSSP法は2回適用される。1回目は、母体の心電図を除去し、2回目は、胎児の心電図を抽出する。計測された信号中に胎児心電図成分がほとんど見られなくても、本発明の方法により、母体の信号を除去した後に胎児の成分を抽出することに成功した。FNSSPを2回に適用すると(図8参照)、胎児心電図の構造が現れる。出産時の胎児の頭に直接電極を付けて記録された信号と比べると、FNSSPによって安定した構造が観察されたことが分かる(図9参照)。この図9の信号には雑音が含まれている。

[0074] 従来法であるNSSP法と本発明におけるパラメータや計算速度の比較は以下のとおりである。

NSSP(従来法)の演算パラメータを、サンプリングレイトとして250Hz、状態空間のずらし時間として4msec、状態空間として11次元に設定し、アトラクター軌道のポアンカレマップ内での近傍を13mVに設定した場合、10秒間の現象のデータに対する計算所要時間はRichterどりのアルゴリズムで約6時間、アトラクター計算をあらかじめ時間軸で行う簡易法でも6分41秒かかる。

[0075] 一方、本発明において、演算パラメータとして、繰り返し数を64回、状態空間の次元は4次元(空間の3次元+時間次元)を用いた場合、従来法であるNSSPと同様の10秒のデータについて演算に所要した時間は3秒であった。これは、従来法と比べ圧倒的に早いこととともに、現象の時間よりも短時間で演算可能なことからオンラインでの処理が可能であることが分かる。

[0076] なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨に基づいて種々の変形が可能であり、これらを本発明の範囲から排除するものではない。

産業上の利用可能性

[0077] 本発明の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法は、非線形的に混合された雑音信号を分離し、測定すべき信号を抽出するのに好適であり、非線形信号処理技術の工業への応用発展も期待できる。

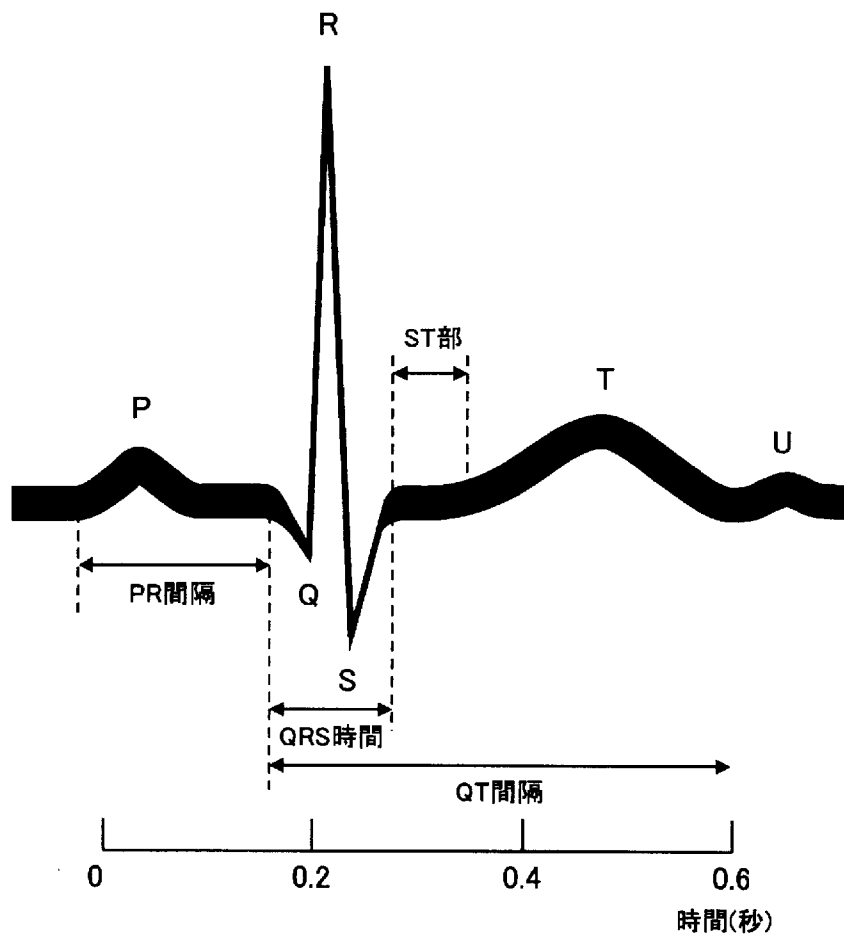
### 請求の範囲

- [1] 1現象から計測される多チャンネルで周期的な複合信号を有する原信号に対して時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、原信号中の雑音を推定し、該推定された雑音を前記原信号から減算することにより、 $S/N$ 比が低い場合でも前記原信号中の測定すべき信号を非線形信号として分離することを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [2] 請求項1記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記周期性を有する測定すべき信号が生体信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [3] 請求項2記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号が心電図信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [4] 請求項3記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記心電図信号が母体中の胎児の心電図信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [5] 請求項4記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記原信号に対して1回目の時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、まず、母体の心電図信号を除去し、次に、母体の心電図信号が除去された信号に対して2回目の時間領域高速非線形状態空間射影法を用い、雑音信号を除去し、前記胎児の心電図信号を得ることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [6] 請求項2記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号がファンクショナルMRI信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [7] 請求項2記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記生体信号が脳波信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。
- [8] 請求項1記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、

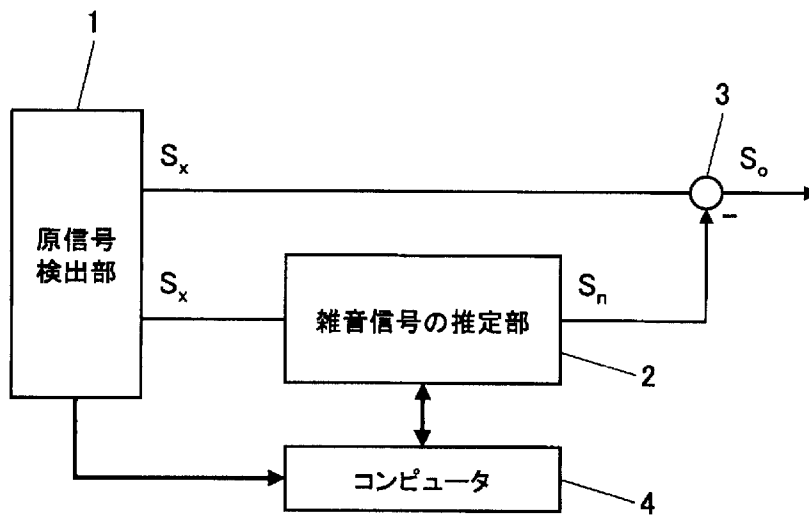
前記周期性を有する測定すべき信号が工学的な計測信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。

- [9] 請求項8記載の非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法において、前記工学的な計測信号が回転機器における正常な回転音信号中に含まれる回転機器の損傷音信号であることを特徴とする非線形状態空間射影法による非線形信号の分離方法。

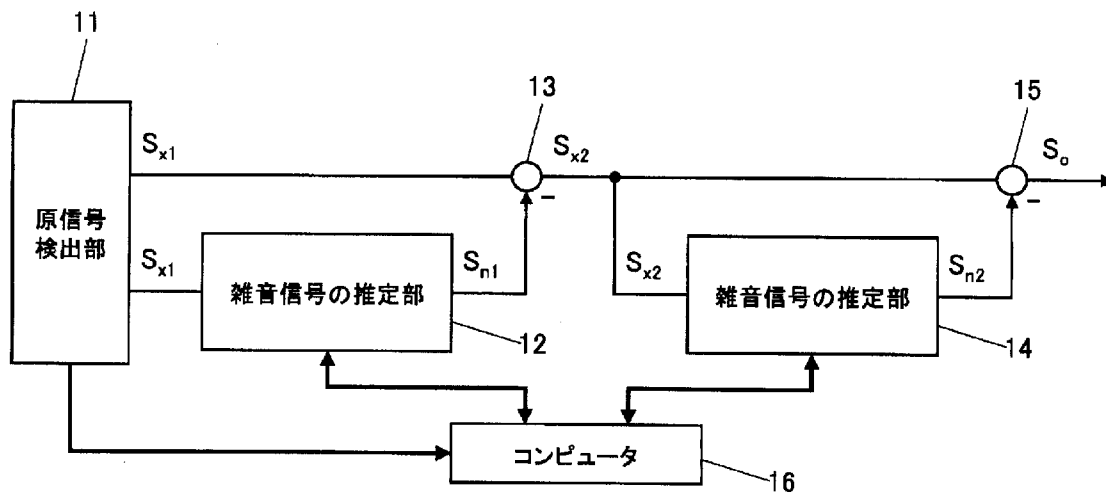
[図1]



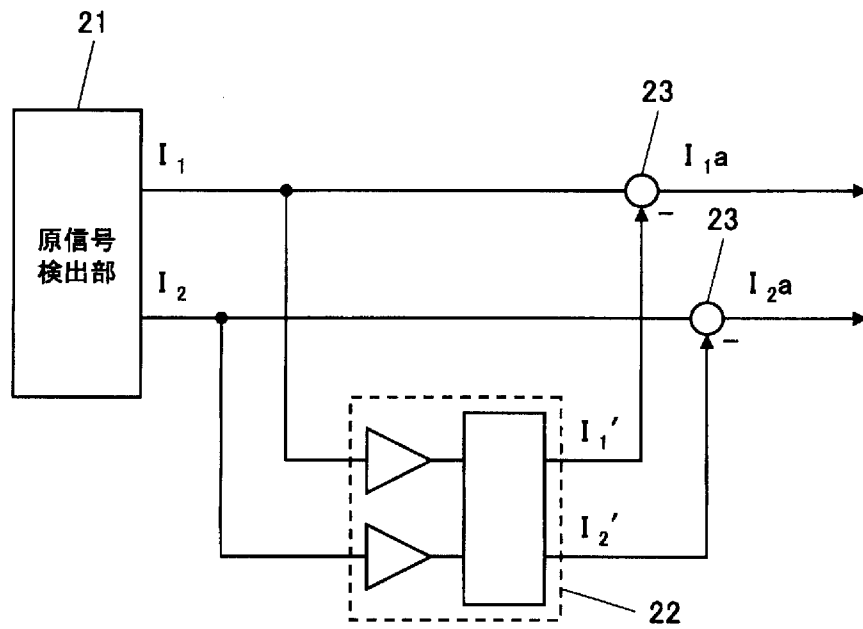
[図2]



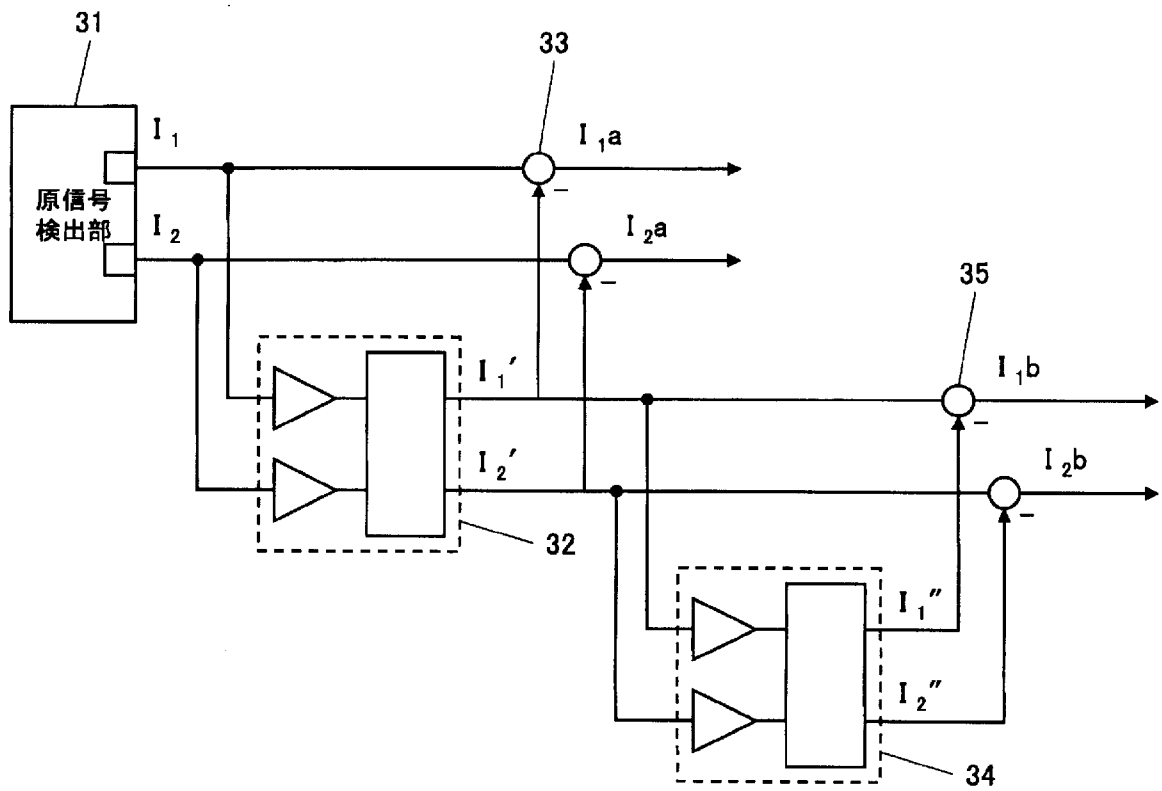
[図3]



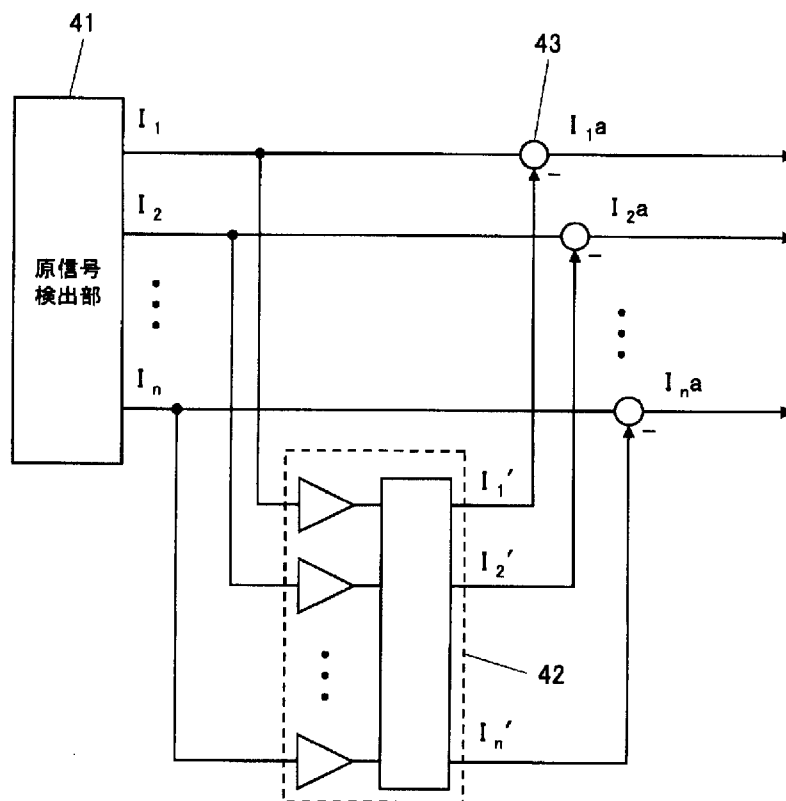
[図4]



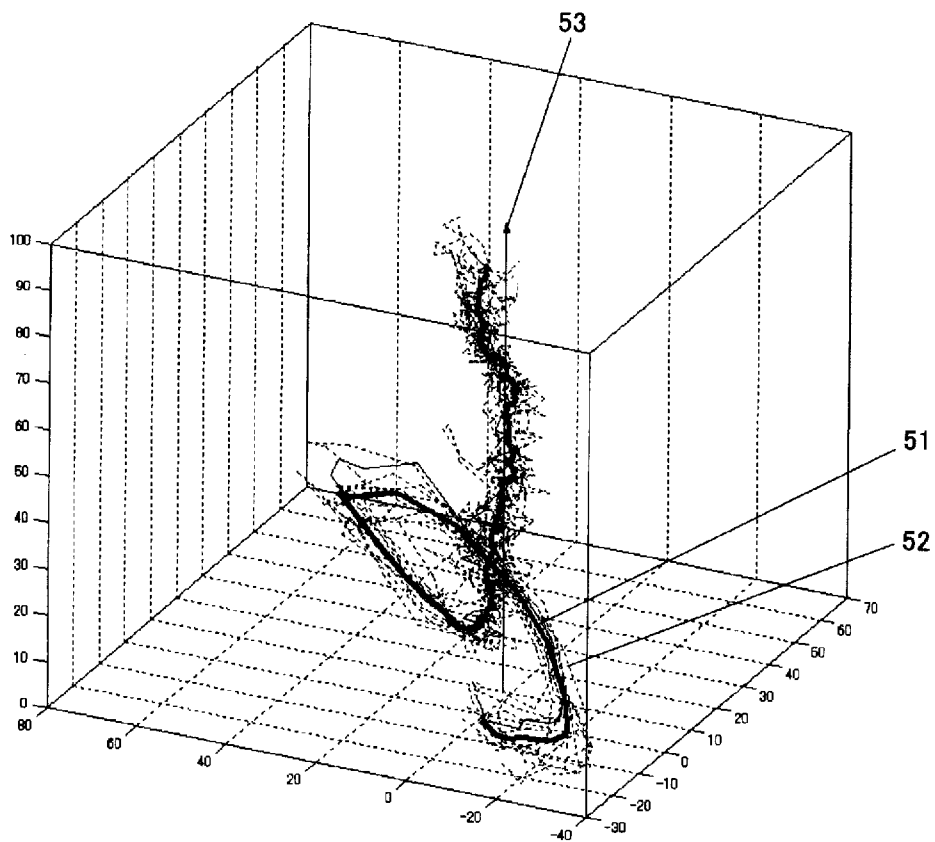
[図5]



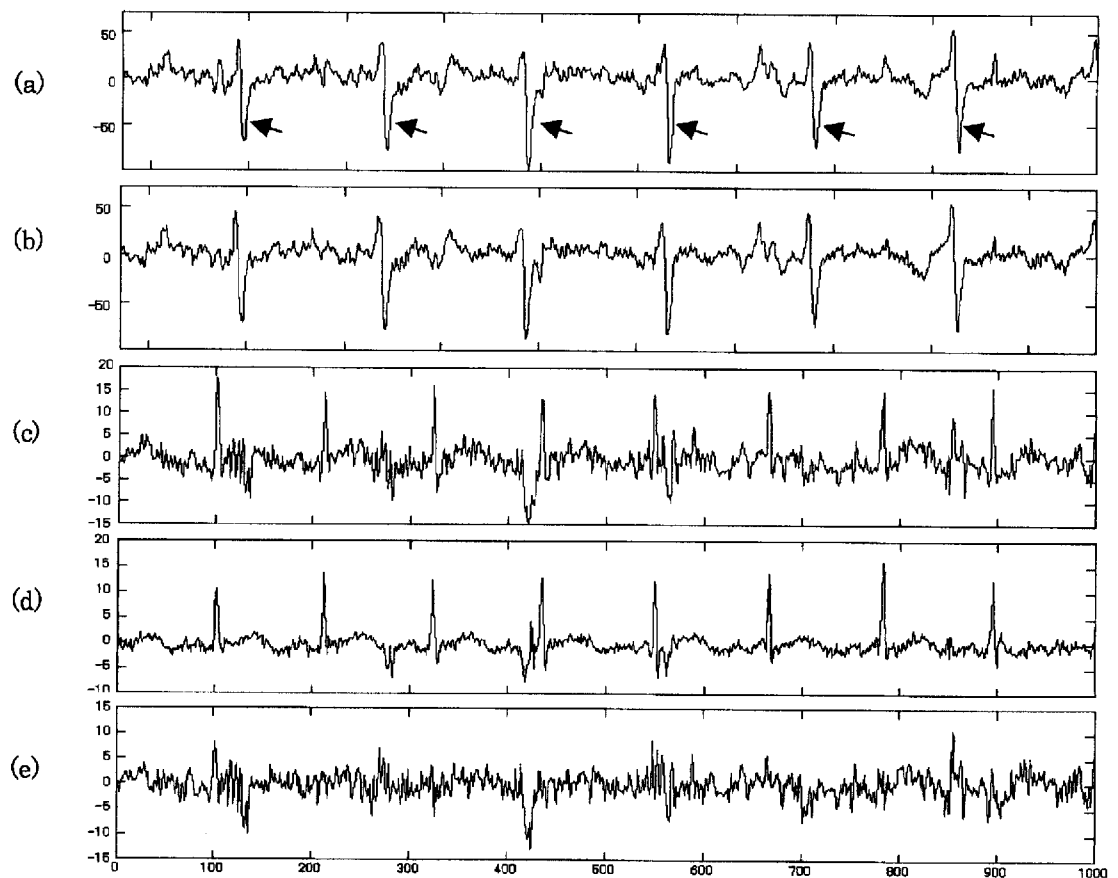
[図6]



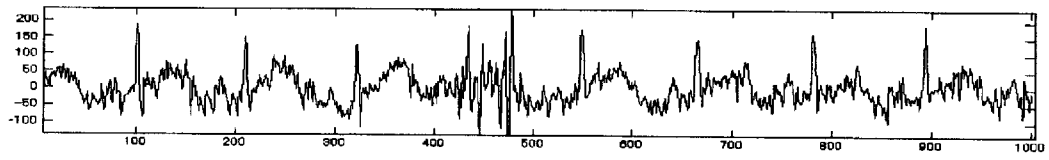
[図7]



[図8]



[図9]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/316386

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0444(2006.01) i, A61B5/0476(2006.01) i, A61B5/055(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0444, A61B5/0476, A61B5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

|                           |           |                            |           |
|---------------------------|-----------|----------------------------|-----------|
| Jitsuyo Shinan Koho       | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2006 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2006 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2006 |

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                | Relevant to claim No. |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| P, X      | Fumiaki MATSUYAMA et al., "Botai Fukubu Yudo Shinden zu kara no Taiji Shinden zu no Bunri Chushutsu", IEICE Technical Report, Vol.105, No.402, 10 November, 2005 (10.11.05), pages 25 to 28       | 1-9                   |
| A         | Marcus Richter, Thomas Schreiber, and Daniel T.Kaplan, Fetal ECG Extraction with Nonlinear State-Space Projections, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDECAL ENGINEERING, VOL.45, NO.1, 1998.01, P.133-137 | 1-9                   |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
17 October, 2006 (17.10.06)

Date of mailing of the international search report  
24 October, 2006 (24.10.06)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/316386

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                               | Relevant to claim No. |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| P, A      | WO 2006/080167 A1 (Tohoku University),<br>03 August, 2006 (03.08.06),<br>Abstract<br>& JP 2006-204759 A                                                                          | 1-9                   |
| A         | Michiyoshi SATO et al., "Blind Shingo Bunri<br>ni yoru Taiji Shinden zu no Kaiseki", IEICE<br>Technical Report, Vol.104, No.429, 08 November,<br>2004 (08.11.04), pages 45 to 48 | 1-9                   |
| A         | JP 2002-538872 A (The Johns Hopkins<br>University),<br>19 November, 2002 (19.11.02),<br>Abstract<br>& US 6751498 B1 & EP 1168961 A<br>& WO 2000/054650 A2                        | 1-9                   |

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））  
 Int.Cl. A61B5/0444(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i

B. 調査を行った分野  
 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））  
 Int.Cl. A61B5/0444, A61B5/0476, A61B5/055

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

|             |                  |
|-------------|------------------|
| 日本国実用新案公報   | 1 9 2 2－1 9 9 6年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1 9 7 1－2 0 0 6年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6－2 0 0 6年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4－2 0 0 6年 |

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                                                                                                                      | 関連する<br>請求の範囲の番号 |
|-----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|
| P, X            | 松山文昭 他 7 名, 母体腹部誘導心電図からの胎児心電図の分離抽出, 電子情報通信学会技術研究報告 Vol. 105, No. 402, 2005. 11. 10, P. 25-28                                                                                                           | 1-9              |
| A               | Marcus Richter, Thomas Schreiber, and Daniel T. Kaplan, Fetal ECG Extraction with Nonlinear State-Space Projections, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 45, NO. 1, 1998. 01, P. 133-137 | 1-9              |

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

|                                                                                                                                                                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                         |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> | <p>の日の後に公表された文献</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&amp;」同一パテントファミリー文献</p> |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

|                                                                                          |                                                                     |     |         |
|------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|-----|---------|
| 国際調査を完了した日<br>1 7 . 1 0 . 2 0 0 6                                                        | 国際調査報告の発送日<br>2 4 . 1 0 . 2 0 0 6                                   |     |         |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁（ I S A / J P ）<br>郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5<br>東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号 | 特許庁審査官（権限のある職員）<br>門 田 宏<br>電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2 | 2 Q | 9 2 2 4 |
|                                                                                          |                                                                     |     |         |

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                                     |                  |
|-----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|
| 引用文献の<br>カテゴリー*       | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                                   | 関連する<br>請求の範囲の番号 |
| P, A                  | WO 2006/080167 A1 (国立大学法人東北大学) 2006. 08. 03, 要約<br>& JP 2006-204759 A                                               | 1-9              |
| A                     | 佐藤道由 他 3 名, ブラインド信号分離による胎児心電図の解析,<br>電子情報通信学会技術研究報告 Vo. 104, No. 429, 2004. 11. 08,<br>P. 45-48                     | 1-9              |
| A                     | JP 2002-538872 A (ザ ジョンズ ホプキンス ユニバーシティ)<br>2002. 11. 19, 【要約】<br>& US 6751498 B1 & EP 1168961 A & WO 2000/054650 A2 | 1-9              |