

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2011年3月24日(24.03.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/033784 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/025 (2006.01) A61B 5/0452 (2006.01)
A61B 5/0444 (2006.01) A61B 7/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/005687
- (22) 国際出願日: 2010年9月17日(17.09.2010)
- (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 2009-216716 2009年9月18日(18.09.2009) 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). 八重樫 伸生 (YAE-GASHI, Nobuo) [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, Mitsuyu-

ki) [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).

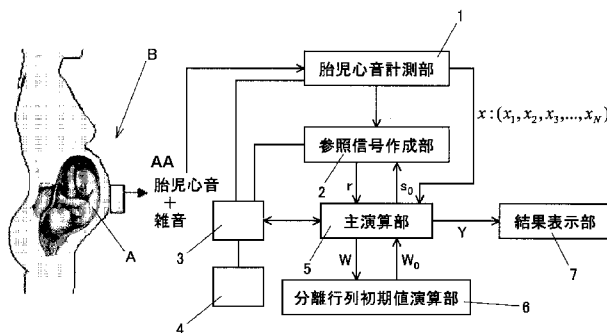
- (74) 代理人: 清水 守 (SHIMIZU, Mamoru); 〒1010053 東京都千代田区神田美土代町11番地12ニテヨビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (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, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: SIGNAL EXTRACTING APPARATUS

(54) 発明の名称: 信号抽出装置

[図1]



- AA EMBRYOCARDIA + NOISE
- 1 EMBRYOCARDIA MEASURING UNIT
- 2 REFERENCE SIGNAL CREATING UNIT
- 5 MAIN CALCULATING UNIT
- 7 RESULT DISPLAYING UNIT
- 6 SEPARATION MATRIX INITIAL-VALUE CALCULATING UNIT

(57) Abstract: Provided is a signal extracting apparatus based on a single-measurement-signal reference-system independent-component analyzing method as a signal processing technique that, even in a high-noise environment where the ratio of noise to a target signal to be extracted is high, can stably and quickly extract the target signal from a single measurement signal. The signal extracting apparatus comprises: a single-signal measuring unit for measuring a measurement signal that is a single time sequence signal obtained by a measurement, which uses a single channel, and including a target signal; a reference signal creating unit (2) for creating a reference signal to which information of time axis is given based on the time sequence signal obtained by the single-signal input unit; and a main calculating unit (5) that is operative to take in the reference signal obtained by the reference signal creating unit (2) and to perform a single-measurement-signal reference-system independent-component analysis in which the information of time axis is given to an algorithm in the reference system, thereby extracting independent components.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2011/033784 A1



(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, 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 (条約第 21 条(3))

抽出の対象である目的信号に対する雑音比が高い高雑音環境下でも 1 計測信号から目的信号を安定して高速で抽出することができる信号処理技術として、1 計測信号参照系独立成分分析法に基づいた信号抽出装置を提供する。信号抽出装置において、1 チャンネルでの計測で得られる、目的信号を含む 1 つの時系列信号である計測信号を計測する 1 信号計測部と、この 1 信号入力部で得られた前記時系列信号に基づいて時間軸の情報を与えた参照信号を作成する参照信号作成部 2 と、この参照信号作成部 2 で得られた前記参照信号を取り込み、参照系でアルゴリズムに時間軸の情報を与えて独立成分を抽出する 1 計測信号参照系独立成分分析を行う主演算部 5 とを具備する。

明 細 書

発明の名称： 信号抽出装置

技術分野

[0001] 本発明は、時系列信号の中から目的信号を抽出する技術、特に、参照系独立成分分析法を利用した信号抽出に関するものである。

背景技術

[0002] 従来の胎児心音計は、基本的に、胎児の心臓から発する微弱な音を母体体表に位置付けられたマイクロホンでモニタリングするため、周囲の雑音が少ない安静下で、しかも短時間しか計測することができず、不完全な技術としてほとんど省みられなくなっている。しかし、非常に安価で実現できること、また、胎児心音を母体外から聴取するので安全性が高いことなどの利点もあり、高雑音環境下でも長時間モニタリング可能な技術があれば、在宅で簡易に胎児の状態をモニタリングできる有効な技術になると考えられる。

[0003] これに対し、信号が雑音よりも小さい高雑音環境下でも目的信号が抽出可能な新しい信号解析の方法として、独立成分分析法が確立されている。これは、複数の計測信号を用いて目的信号の確率分布の違いに基づいて信号を分離する信号解析の方法であり、全ての周波数成分を保存したまま目的信号を抽出できるという他に類を見ない特徴も有する。しかし、実際のデータでは胎児心音計のように計測信号が1つの信号であることがしばしばあり、1計測信号に対する独立成分分析法の開発が期待されてきた。

[0004] 1計測信号からの独立成分分析法として、時間遅れ座標系への計測信号の埋め込みを行う方法が提案されている（下記非特許文献1参照）。

[0005] これは、時間遅れ座標空間での特異値分解法（下記非特許文献2参照）を独立成分分析法に変える方法である。具体的には、計測データ x を $x = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_N)$ とすると、 x からの時間遅れを利用して、

[0006]

[数1]

$$X = \begin{bmatrix} x_1, x_2, x_3, \dots, x_n \\ x_{1-\tau}, x_{2-\tau}, x_{3-\tau}, \dots, x_{n-\tau} \\ x_{1-2\tau}, x_{2-2\tau}, x_{3-2\tau}, \dots, x_{n-2\tau} \\ \dots \\ x_{1-(m-1)\tau}, x_{2-(m-1)\tau}, x_{3-(m-1)\tau}, \dots, x_{n-(m-1)\tau} \end{bmatrix}$$

というm次元のデータを作成し、それに対して特異値分解や独立成分分析を施して目的信号を抽出する。

[0007] しかし、下記非特許文献3に開示されているように、この方法では、独立成分分析において各行の足し引きが行われるため、時間の混合が生じ、得られた解析結果の時間座標がでたらめになるという欠点があった。これを克服するために様々な試みがなされてきたが、根本的な解決策は得られていない。

[0008] なお、下記特許文献1などに開示されているように、本願の発明者らは、独立成分分析において、参照信号に基づいた目的信号を探索する参照系独立成分分析法についての研究を進めてきたところである。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：特開2006-204759号公報

非特許文献

[0010] 非特許文献1：A. Jimenez-Gonzalez and C. J. James, "Extracting sources from noisy abdominal phonograms: a single-channel blind source separation method", Med Biol Eng Comput, Vol. 47, pp. 655-664 (2009)

非特許文献2：D. S. Broomhead and Gregory P.

King, "Extracting Qualitative Dynamics from Experimental Data", *Physica D*, Vol. 20, pp. 217-236 (1986)

非特許文献3：木村芳孝，幡谷速昭，伊藤拓哉，千坂泰，八重樫伸生，中尾光之，「1信号からの独立成分抽出の問題点」，第24回生体・生理工学シンポジウム論文集（2009）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0011] 上記のように、例えば従来の胎児心音信号の解析技術では、高雑音環境下で安定してモニタリングを行うことができないという問題があった。また、1計測信号からの独立成分分離は不可能であった。
- [0012] 本発明は、限られた数の時系列信号から目的信号を抽出することを提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

- [0013] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、時間順に要素が並んだ時系列信号を、1個又は2個以上入力する信号入力部と、前記時系列信号から要素を選択して複数個の短時系列信号を生成する生成部であって、少なくとも1個の前記時系列信号からは、選択される要素の時間範囲が互いに異なり、かつ、一部重複する2個以上の短時系列信号を生成する生成部と、抽出する独立信号の時間的特徴を示す参照信号を作成する参照信号作成部と、前記生成部で生成された複数個の前記短時系列信号を分析対象として、前記参照信号に基づいて参照系独立成分分析を行い、独立信号を抽出する参照系独立成分分析部と、を備える。
- [0014] 信号抽出装置は、記憶装置や演算処理装置を備えた（さらに入力装置、出力装置なども備えることが多い）コンピュータハードウェアを利用して構築される。コンピュータハードウェアは単体の装置により構成されても、通信可能な複数の装置を用いて構成されていてもよい。このコンピュータハードウェアは、しばしば、記憶装置に記憶されことになるコンピュータプログラ

ム（ソフトウェア）を演算処理装置で実行することにより、記憶装置と演算処理装置間におけるデータ通信や、演算処理装置におけるデータの加工などを制御して、信号抽出の処理を実現する。また、コンピュータハードウェアにハードウェア的に信号抽出回路の一部または全部を形成することにより、信号抽出処理を行うこともできる。

[0015] 信号入力部は、時系列信号を入力するものである。典型的には入力された時系列信号は、記憶装置上に記憶される。時系列信号（時系列データ）としては、時間的に連続したアナログ信号（アナログデータ）を用いることも可能ではあるが、信号処理の容易さを考慮すれば時間的に離散的なデジタル信号（デジタルデータ）を用いることが望ましい。時系列信号は、複数の時間的な要素を含む信号であり、各要素は、時間順に格納されたり、時間と関連付けされたりして、時間順に並んでいる。入力される時系列信号は、1個又は複数個である。複数個入力する場合の例としては、目的信号を十分に含んでいると思われる1又は2以上の時系列信号を入力する態様や、さらに、これらの時系列信号から除去したいノイズを十分に含んでいると思われる時系列信号を利用する態様が挙げられる。

[0016] 生成部は、参照系独立成分分析の処理に先だって、信号の前処理を行うための構成である。生成部では、時系列信号から時間範囲の短い時系列信号（これを短時系列信号と呼ぶ）を複数個生成する処理を行う。短時系列信号の生成にあたっては、時間範囲の全ての要素を切り出してもよいが、さらに、設定された規則に従って、飛び飛びに要素を切り出すなどの処理が行われても良い。生成部では、少なくとも1個の前記時系列信号からは、選択される要素の時間範囲が互いに異なり、かつ、一部重複する2個以上の短時系列信号を生成する処理が含まれる。この処理は、例えば、取り出す要素の時間範囲（例えば T_1 から T_2 ）を一定時間間隔 ΔT でずらすことにより（すなわち、ある短時系列信号を時刻 $T_1 \sim T_2$ の時間範囲に含まれる要素から選び、その隣の短時系列信号を $T_1 + \Delta T \sim T_2 + \Delta T$ の時間範囲に含まれる要素から選び、さらにその隣の短時系列信号を $T_1 + 2\Delta T \sim T_2 + 2\Delta T$

の時間範囲に含まれる要素から選ぶ) ことにより行われる。

- [0017] 参照信号作成部は、抽出する独立信号の時間的特徴を示す参照信号を生成する。時間的特徴の例としては、ピークまたはゼロ値を示すタイミング、ピークの形状、適当な周波数や周波数帯をもつパターンなどを挙げることができる。
- [0018] 参照系独立成分分析部では、前記生成部で生成された複数個の前記短時系列信号を分析対象として、参照信号に基づいて参照系独立成分分析を行い、独立信号を抽出する。独立成分分析とは、信号間のなんらかの独立性（例えば統計的独立性）を評価して、複数の独立信号（これも時系列信号である）を抽出する分析である。そして、参照系独立成分分析法は、独立信号を抽出するにあたり、一または二以上の独立信号について、その独立信号が該当すべき性質を、参照信号を通じて規定するものである。性質の規定の仕方は様々に可能であり、例えば、参照信号と独立信号との相関の程度を閾値以上とする態様が挙げられる。抽出される複数の独立信号は、典型的には、その一部あるいは全てが記憶あるいは出力され、コンピュータのユーザの分析などに利用される。
- [0019] この信号抽出装置においては、入力した時系列信号から複数の短時系列信号（これは、擬似的な多チャンネル由来の計測データとみなすことができる）を生成して、参照系独立成分分析を行うことに相当する。このため、当初入力した時系列信号の個数よりも多い個数の独立信号を分離・抽出することができる。複数の短時系列信号には時間的な重複があるが、独立信号は、その一部あるいは全部が参照信号に基づく時間軸方向の特徴を手がかりにして抽出されるため、時間的特徴を把握することも可能となる。すなわち、通常の独立成分分析では列間が入れ替わり、独立成分の抽出結果で独立成分毎に抽出される時間が変わる可能性が生じるが、参照系独立成分分析法では参照信号に合わせて独立成分が抽出されるため、時間混合を抑えることが可能となる。
- [0020] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、抽出される前記独立信号には

、自己回帰的と認められる信号が含まれ、前記生成部は、前記自己回帰的な関係に基づけば1個又は2個以上の短時系列信号が他の1個または2個以上の短時系列信号に従属するように、時間範囲が一部重複し、かつ、時間範囲が違い異なる複数の短時系列信号を生成する。

[0021] 自己回帰 (Autoregressive) とは、ある信号におけるある時刻での値が、その信号におけるそれより前の時刻での値を用いて線形的に記述できることをいう。見方を変えれば、ある信号におけるある時刻での値が、その信号におけるそれより後の時刻での値を用いて線形的に記述できると言ってもよい。また、定数項あるいは誤差項がここに含まれてもよい。自己回帰的と認められる信号とは、数学的に厳密な意味で自己回帰モデルとして記述されることまでは要求されず、自己回帰モデルとして近似できる程度であってもよい。しばしば自己回帰モデルを適用して解析される種類の信号は、自己回帰的であると言えるだろう。この自己回帰的な性質がある場合、その自己回帰の次数 (依存する時刻数) よりも多くの短時系列信号を作ったならば、それらは、従属した情報を表すことになる。しかし、実施例において示すように、この場合にも、独立成分分析を行うことが可能である。

[0022] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、前記生成部は、要素数を n とする短時系列信号を m 個生成することにより、要素数 $n \times m$ の行列 X を生成し、参照系独立成分分析部は、前記行列 X を分析対象として参照系独立成分分析を行い、複数の独立信号を要素にもつ要素数 $m \times n$ の独立成分行列 Y と、 $Y = WX$ の行列演算関係にある要素数 $m \times m$ の行列 W とを算出する。

[0023] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、前記信号入力部が入力する時系列信号は1個である。この態様によれば、一つのセンサから取得されたような一つの時系列信号だけが入力された場合にも、そこに含まれる複数の独立信号の抽出が可能となる。

[0024] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、前記参照信号作成部は、前記時系列信号から時間フィルターを用いることにより、抽出する独立成分の時間的特徴を示す参照信号を生成する。

- [0025] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、前記時系列信号は、生体に対する診断により得られた信号であり、抽出する前記独立信号には生体信号が含まれる。
- [0026] 本発明の信号抽出装置の一態様においては、抽出する前記独立信号には胎児心音にかかる信号が含まれる。
- [0027] また、本発明においては、次の〔1〕～〔9〕のいずれの態様をとることも可能である。
- [0028] 〔1〕信号抽出装置において、1つの時系列信号を入力する1信号入力部と、参照信号を作成する参照信号作成部と、この参照信号作成部で得られた前記参照信号を取り込み、参照系でアルゴリズムに時間軸の情報を与えて独立成分を抽出する1計測信号参照系独立成分分析を行う主演算部とを具備することを特徴とする。
- [0029] 〔2〕上記〔1〕記載の信号抽出装置において、前記主演算部で得られた出力信号を識別し、2回目以降の解析をより短い時間で処理できるようにする分離行列初期値演算部を備えることを特徴とする。
- [0030] 〔3〕上記〔1〕記載の信号抽出装置において、前記参照信号作成部は、前記1信号入力部で得られた前記時系列信号から単数または複数のバンドパスフィルターを用いて時間情報を保存した単数または複数の前記参照信号を作成することを特徴とする。
- [0031] 〔4〕上記〔3〕記載の信号抽出装置において、前記主演算部は、前記1信号入力部で得られた前記時系列信号から時間遅れにより作られた埋め込み次元空間を生成する埋め込み次元空間生成部と、前記参照信号作成部で得られた前記参照信号を取り込み参照系独立成分分析を行う参照系独立成分分析部とを備えることを特徴とする。
- [0032] 〔5〕上記〔4〕記載の信号抽出装置において、前記埋め込み次元空間生成部は、現時点を時系列の先頭とする時系列信号から、 τ 時間間隔で n 個前までの時系列を抽出し、次に τ 時間前の時点先頭とする同様に n 個前までの時系列を抽出し、続いて 2τ 時間前の時点先頭とする同様に n 個前まで

の時系列を抽出し、さらに続いて $m \tau$ 時間前の時点先頭とする同様に n 個前までの時系列を抽出し、それらを行ベクトルに持つ $m \times n$ の行列 X を生成することを特徴とする。

[0033] [6] 上記[5]記載の信号抽出装置において、前記主演算部は、前記参照信号作成部で得られた前記参照信号を用いて、参照系独立成分分析法によって前記行列 X から $m \times n$ の独立成分行列 Y と、その独立成分を抽出する $m \times m$ の行列 W とを演算することを特徴とする。

[0034] [7] 上記[1]記載の信号抽出装置において、前記時系列信号が生体信号であることを特徴とする。

[0035] [8] 上記[7]記載の信号抽出装置において、前記生体信号から抽出される目的信号が胎児心音であることを特徴とする。

[0036] [9] 上記[7]記載の信号抽出装置において、前記生体信号から抽出される目的信号が母体心音、母体呼吸成分、胎児呼吸成分、胎児心電図、母体心電図、又は母体筋電図であることを特徴とする。

[0037] なお、本発明の各態様は、各処理を行う方法の発明として記述することも可能であるし、コンピュータに各工程についての処理を行わせるプログラムの発明、あるいは、そのプログラムを記録した記録媒体の発明として記述することも可能である。

発明の効果

[0038] 本発明によれば、例えば高雑音環境下でも、1または複数の計測信号から目的信号を的確に抽出することができる。

[0039] また、胎児のモニタリングに適用した場合には、胎児心音を安定して分離可能な胎児心音抽出装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0040] [図1]本発明の実施例を示す胎児心音抽出装置の概略構成図である。

[図2]本発明の実施例を示す胎児心音抽出装置の主演算部の概略構成図である。

[図3]本発明の実施例を示す心音計データから胎児心音データを実際に解析し

た例を示す図である。

[図4]本発明にかかる心電図データから母体筋電図を分離する例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0041] 本発明の信号抽出装置は、1チャンネルでの計測で得られる、目的信号を含む1つの時系列信号である計測信号を計測する1信号計測部と、この1信号計測部で得られた前記計測信号から参照信号を作成する参照信号作成部と、中央処理装置と、この中央処理装置に接続される記憶装置と、前記参照信号作成部で得られた前記参照信号を取り込み、参照系で前記計測信号に時間軸の情報を与えて独立成分を抽出する1計測信号参照系独立成分分析を行う主演算部を具備することを特徴とする。

実施例

[0042] 以下、本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

[0043] 図1は本発明の実施例を示す胎児心音抽出装置の概略構成図、図2はその胎児心音抽出装置の主演算部の概略構成図である。

[0044] 図1において、1は生体信号を計測する胎児心音計測部である。胎児Aを身ごもっている母体Bの体表に配置された計測装置によって得られた計測信号 $(x : x_1, x_2, x_3, \dots, x_N)$ は、参照信号作成部2に入り、ここで、目的信号を抽出しようとする場合には、目的信号をなるべく多く含む周波数帯域の周波数バンドパスフィルターを通してできる信号が、あるいは胎児心音図などの周期的信号を抽出しようとする場合には、目的信号の発生するタイミング関数などの信号が参照信号 r として生成される。なお、参照信号 r は時間軸を現在に合わせて作成される。図1の装置はさらに、中央処理装置3と、この中央処理装置3に接続され、動作プログラムや演算結果の参照値を書込んでおくROM（リードオンリーメモリ）や各種のデータを記憶するRAM（ランダムアクセスメモリ）が内蔵される記憶装置4が備えられている。また、主演算部5、分離行列初期値演算部6、および主演算部5の結果表示部7を備えている。主演算部5からは、出力信号 S_0 を出力して、参照信

号作成部 2 へ戻し、遅れ時間がずれていないかを確認することができるように構成されている。なお、これらの図では各部の入出力ポートは省略されている。

[0045] 次に、図 2 において、主演算部 5 は、埋め込み次元空間生成部 5 a で多次元時系列を生成し、参照系独立成分分析を行う参照系独立成分分析部 5 b で、分離行列初期値演算部 6 からの初期行列 W_0 から分離行列 W と独立成分時系列 Y とを演算する。この時算出された分離行列 W は分離行列初期値演算部 6 に入り、独立成分時系列 Y と胎児心音などの目的信号の参照信号 r との相関係数が 0.7 以上である場合、主演算部 5 で使われる繰り返し推定の初期行列 W_0 として主演算部 5 の参照系独立成分分析部 5 b に入力される。なお、上記相関係数は無単位であり、 $-1 \sim 1$ の範囲にある。

[0046] ここで、本発明の 1 信号独立成分分析法により埋め込み次元 N で信号を抽出する原理について説明する。つまり、AR（自己回帰モデル）法で自己回帰モデルを作成したときノイズ信号を含むモデル次数の違う信号についてその信号を分離する方法について説明する。

[0047] [数 2]

$$\vec{x}_n = (x_n, x_{n+1}, x_{n+2}, \dots, x_{n+N-1}) = \alpha \vec{S}_n^1 + \beta \vec{S}_n^2$$

$$\vec{S}_n^i = (S_n^i, S_{n+1}^i, S_{n+2}^i, \dots, S_{n+N-1}^i) \quad (i=1, 2)$$

いま、上記のように \vec{x}_n を n 時刻から $n+N-1$ 時刻までの計測データとする。また、 S_n^1 を抽出を目的にする独立成分、 S_n^2 をその他の独立成分、 α 、 β をそれらの独立成分の混合比とする。

[0048] 埋め込み空間（埋め込み次元 N ）での計測信号の作る行列 X である

[0049]

[数3]

$$X = \begin{pmatrix} \vec{x}_n \\ \vec{x}_{n-1} \\ \dots \\ \vec{x}_{n-m+2} \\ \vec{x}_{n-m+1} \end{pmatrix}$$

を考える。

[0050] ここで、全ての目的信号が自己回帰性（一般マルコフ信号）を有し、ノイズ成分を含め各独立成分の次数は全て異なると仮定する。

なお、埋め込み次元 N をもつ計測データの数は、自己回帰モデルの次数（ある時刻の要素が記述される他の時刻の要素数）と、抽出したい独立成分の個数との積以上用意する必要がある。例えば、目的信号の自己回帰モデルにおける次数が4次であり、ノイズを含め3つの目的信号を分離する場合、必要となる計測データは12以上となる。以下では、説明を簡単にするために、目的信号の次数を4次と仮定して説明する。

$$S_{n-4}^i = (a_1^i, a_2^i, a_3^i, a_4^i) \begin{pmatrix} S_n^i \\ S_{n-1}^i \\ S_{n-2}^i \\ S_{n-3}^i \end{pmatrix} \text{で書けると仮定する。}$$

[0051] なお、ここで時間を指定する因子を入れることができる。

[0052] すると、コンパニオン行列 A

[0053] [数4]

$$A = \begin{pmatrix} 0, 1, 0, 0 \\ 0, 0, 1, 0 \\ 0, 0, 0, 1 \\ a_1^i, a_2^i, a_3^i, a_4^i \end{pmatrix}$$

として、 $S_{n-4-L}^i (L=1, 2, \dots, n-4-(m-N-4))$ は、 $S_n^i, S_{n-1}^i, S_{n-2}^i, S_{n-3}^i$ とノイズ項を用いて、

[0054]

[数5]

$$S_{n-4-L}^i = (a_1^i, a_2^i, a_3^i, a_4^i) A^L \begin{pmatrix} S_n^i \\ S_{n-1}^i \\ S_{n-2}^i \\ S_{n-3}^i \end{pmatrix} + \sum_{l=1}^L (a_1^i, a_2^i, a_3^i, a_4^i) A^{L-l} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ N_{n-l+1}^i \end{pmatrix} + N_{n-L}^i$$

となる。この式を行列Xの $n-4-l$ 以下の各列にあてはめた場合、 $i=2$ でも同様の式が違う次数で成り立つため、行列Xの $n-4-l$ 以下の各列の真の独立成分（ここでは、 $S_n^i, S_{n-1}^i, S_{n-2}^i, S_{n-3}^i$ ）の混合比が各列で異なる。

- [0055] したがって、各列は独立した情報をもつことになり、図2に示すように、 $Y=WX$ に独立成分分析法を用いて逐次目的信号を抽出できることになる。
- [0056] 本発明によれば、参照系でアルゴリズムに時間軸の情報を与えるようにしたので、これに合わせて独立成分が抽出されることになり、参照系独立成分分析法で時間混合を抑えることが可能となる。
- [0057] 再び図1及び図2に戻ると、参照系独立成分分析部5bでは、参照系独立成分分析法により信号を独立成分に分離する分離行列Wの推定のために繰り返し推定法を用いる。このとき、初期行列 W_0 として通常は単位行列を用いる。しかし、同じ演算を別のデータから一度行った後では、単位行列の代わりに、直前に同じ処理をした時の結果の分離行列Wを初期行列 W_0 として用いた方が繰り返し推定の収束が早くなる（例えば、繰り返し推定で1/3ぐらいの時間短縮になる）といった利点があるので、そのような繰り返しを行うようにしている。
- [0058] 分離行列初期値演算部6は、記憶装置4に記憶されている直前に同じ処理をした時の結果の分離行列Wが分離行列として有効に働くかを相関係数の大きさに基づいて検定し、その後、分離行列Wを計測信号xからの時間遅れを利用して得られた $m \times n$ の行列Xに施した場合に胎児心音の分離がある程度可能であることを判断する。もし分離行列Wと参照信号との相関係数が所定値（例えば0.7）以上ならば、これを初期行列 W_0 として主演算部5の参照系独立成分分析部5bに戻して参照系独立成分分析を行わせるようにする。

つまり、主演算部 5 から得られた信号を識別し、解析を何度も行う場合に、初めの解析より次の解析時間が短くなるような信号を主演算部 5 に戻すようにしている。

[0059] 図 3 は本発明の実施例を示す心音計データから胎児心音データを実際に解析した例を示す図である。この図において、図 3 (a) は計測信号、図 3 (b) は母体呼吸変動成分、図 3 (c) は胎児心音成分、図 3 (d) は胎児呼吸成分を示している。

[0060] 母体呼吸変動成分 7 b、胎児心音成分 7 c、胎児呼吸成分 7 d が互いに良好に分離されていることが分かる。また、母体呼吸変動成分 7 b の減少部（呼気部）を見ると、非特許文献 1 の場合とは異なり各独立成分に時間的な狂いが無く、時間整合性が保存されたまま独立成分が抽出されていることが分かる。ここでは、埋め込み次元を 30 にし、遅れ時間 τ を 1 ms、 W_0 を 30 次の単位正方行列とし、周波数 0.1 ~ 1 Hz、1 ~ 5 Hz、100 ~ 498 Hz のバンドパスフィルターを用いて参照信号を作成した。

[0061] なお、本解析は、胎児心音解析以外の他の如何なる信号解析にも有効である。特に、カオス、フラクタル信号などの非線形時系列の分離に適している。また、信号より雑音が大きい場合などにも有効である。

[0062] 図 4 に心電図データから母体筋電図を分離する例を示す。図 4 (a) に示す計測信号 8 a には、途中から筋電図成分が大きく入っているため胎児心電図成分がほとんど見えなくなっている。図 4 (b) は抽出された胎児心電図成分 8 b を、図 4 (c) は母体心電図成分 8 c を、図 4 (d) は母体筋電図成分 8 d をそれぞれ示している。これらの図から、母体筋電図成分 8 d によってほとんど見えなくなった胎児心電図成分 8 b が抽出できていることが分かる。ここでは、埋め込み次元を 12 次元、遅れ時間 τ を 1 ms、サンプル時間を 5000 ms とし、周波数 1 Hz 以下、1 Hz ~ 70 Hz、70 Hz 以上のバンドパスフィルター（時間フィルター）を用いて参照信号を作成した。

[0063] このように、本発明は、胎児心音データの解析、心電図データからの母体

筋電図の分離などの様々な分野に適用できる。

[0064] また、本発明の胎児心音抽出装置は、安価な携帯用胎児監視装置として広く用いることが出来る。

[0065] 上記実施例では、主に胎児心音抽出装置について説明したが、これに限定されるものではなく、以下のような適用も可能である。

- [0066] (1) 神経パルスの分離による神経機能解析
(2) 心拍数変動、血圧変動の揺らぎ解析による生体機能解析
(3) 1分子運動計測信号の揺らぎ解析による細胞機能の推定
(4) CCDやCMOSの固体撮像素子により得られた撮像画像におけるノイズを除去する方法
(5) 衛星放送受信機などのTV受信機におけるノイズ除去方法
(6) 映像信号あるいは音声信号の記録再生装置におけるノイズ除去方法
(7) プラント制御装置など各種のデジタル回路における伝送信号からノイズ成分を除去する方法
(8) 光学センサ、磁気センサ、ガスセンサなどの各種センサから得られる信号中のノイズ成分を除去する方法

産業上の利用可能性

[0067] 本発明の目的信号抽出装置は、例えば、目的信号に比して雑音が高い胎児心音に適用した場合にも、的確に目的信号を抽出できるツールとして利用可能である。

請求の範囲

[請求項1] 時間順に要素が並んだ時系列信号を、1個又は2個以上入力する信号入力部と、

前記時系列信号から要素を選択して複数個の短時系列信号を生成する生成部であって、少なくとも1個の前記時系列信号からは、選択される要素の時間範囲が互いに異なり、かつ、一部重複する2個以上の短時系列信号を生成する生成部と、

抽出する独立信号の時間的特徴を示す参照信号を作成する参照信号作成部と、

前記生成部で生成された複数個の前記短時系列信号を分析対象として、前記参照信号に基づいて参照系独立成分分析を行い、独立信号を抽出する参照系独立成分分析部と、

を備えることを特徴とする信号抽出装置。

[請求項2] 請求項1に記載の信号抽出装置において、

抽出される前記独立信号には、自己回帰的と認められる信号が含まれ、

前記生成部は、前記自己回帰的な関係に基づけば1個又は2個以上の短時系列信号が他の1個または2個以上の短時系列信号に従属するように、時間範囲が一部重複し、かつ、時間範囲が違い異なる複数の短時系列信号を生成する、ことを特徴とする信号抽出装置。

[請求項3] 請求項1に記載の信号抽出装置において、

前記生成部は、要素数を n とする短時系列信号を m 個生成することにより、要素数 $n \times m$ の行列 X を生成し、

前記参照系独立成分分析部は、前記行列 X を分析対象として参照系独立成分分析を行い、複数の独立信号を要素にもつ要素数 $m \times n$ の独立成分行列 Y と、 $Y = WX$ の行列演算関係にある要素数 $m \times m$ の行列 W とを算出する、ことを特徴とする信号抽出装置。

[請求項4] 請求項1に記載の信号抽出装置において、

前記信号入力部が入力する時系列信号は1個である、ことを特徴とする信号抽出装置。

[請求項5] 請求項1に記載の信号抽出装置において、前記参照信号作成部は、前記時系列信号から時間フィルターを用いることにより、抽出する独立成分の時間的特徴を示す参照信号を生成する、ことを特徴とする信号抽出装置。

[請求項6] 請求項1に記載の信号抽出装置において、前記時系列信号は、生体に対する診断により得られた信号であり、抽出する前記独立信号には生体信号が含まれることを特徴とする信号抽出装置。

[請求項7] 請求項6に記載の信号抽出装置において、抽出する前記独立信号には胎児心音にかかる信号が含まれるであることを特徴とする信号抽出装置。

[請求項8] (a) 1つの時系列信号を入力する1信号入力部と、
(b) 参照信号を作成する参照信号作成部と、
(c) 該参照信号作成部で得られた前記参照信号を取り込み、参照系でアルゴリズムに時間軸の情報を与えて独立成分を抽出する1計測信号参照系独立成分分析を行う主演算部とを具備することを特徴とする信号抽出装置。

[請求項9] コンピュータに次の各手順を実行させるためのプログラムであって、
時間順に要素が並んだ時系列信号を、1個又は2個以上入力する信号入力ステップと、
前記時系列信号から要素を選択して複数個の短時系列信号を生成するステップであって、少なくとも1個の前記時系列信号からは、選択される要素の時間範囲が互いに異なり、かつ、一部重複する2個以上の短時系列信号を生成する生成ステップと、
抽出する独立信号の時間的特徴を示す参照信号を生成する参照信号生成ステップと、

前記生成ステップで生成された複数個の前記短時系列信号を分析対象として、前記参照信号に基づいて参照系独立成分分析を行い、独立信号を抽出する参照系独立成分分析ステップと、

を含むことを特徴とする信号抽出プログラム。

[請求項10]

コンピュータが次の各ステップを実行する方法であって、

時間順に要素が並んだ時系列信号を、1個又は2個以上入力する信号入力ステップと、

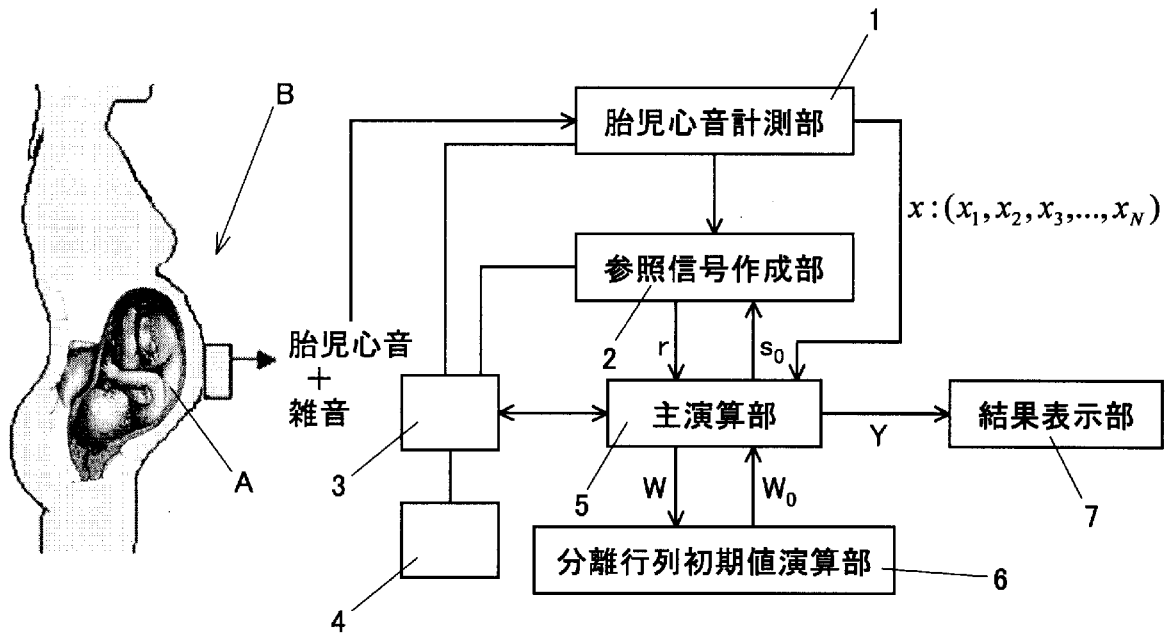
前記時系列信号から要素を選択して複数個の短時系列信号を生成するステップであって、少なくとも1個の前記時系列信号からは、選択される要素の時間範囲が互いに異なり、かつ、一部重複する2個以上の短時系列信号を生成する生成ステップと、

抽出する独立信号の時間的特徴を示す参照信号を生成する参照信号生成ステップと、

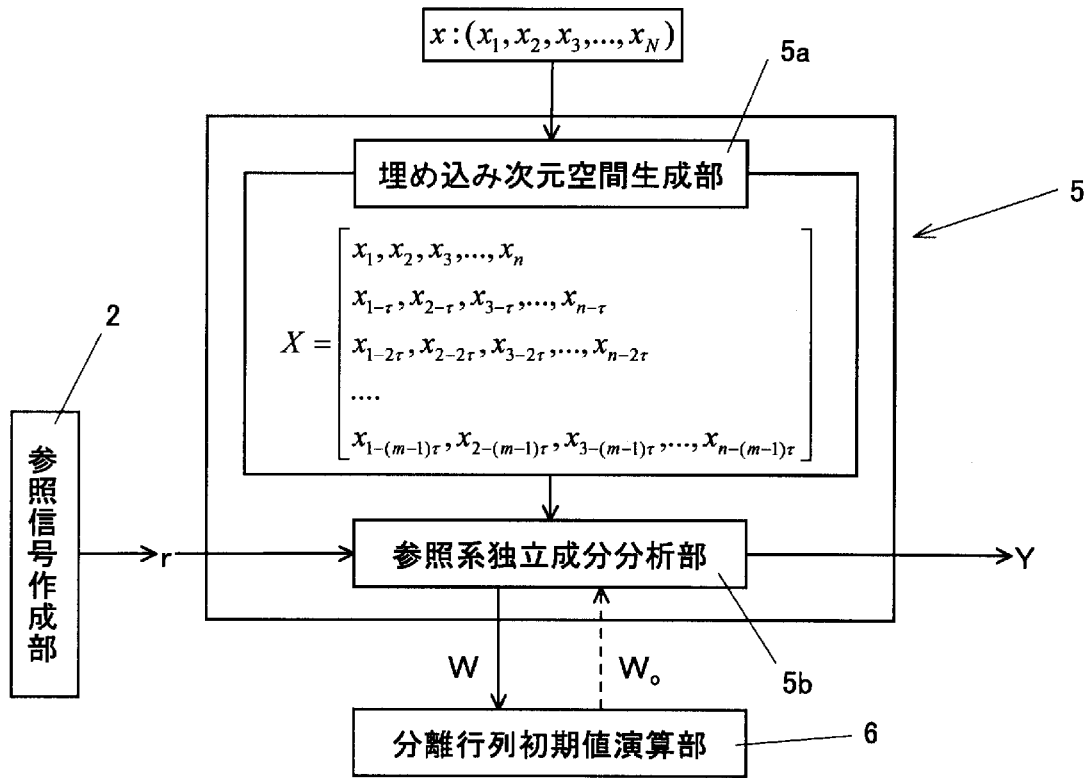
前記生成ステップで生成された複数個の前記短時系列信号を分析対象として、前記参照信号に基づいて参照系独立成分分析を行い、独立信号を抽出する参照系独立成分分析ステップと、

を含むことを特徴とする信号抽出方法。

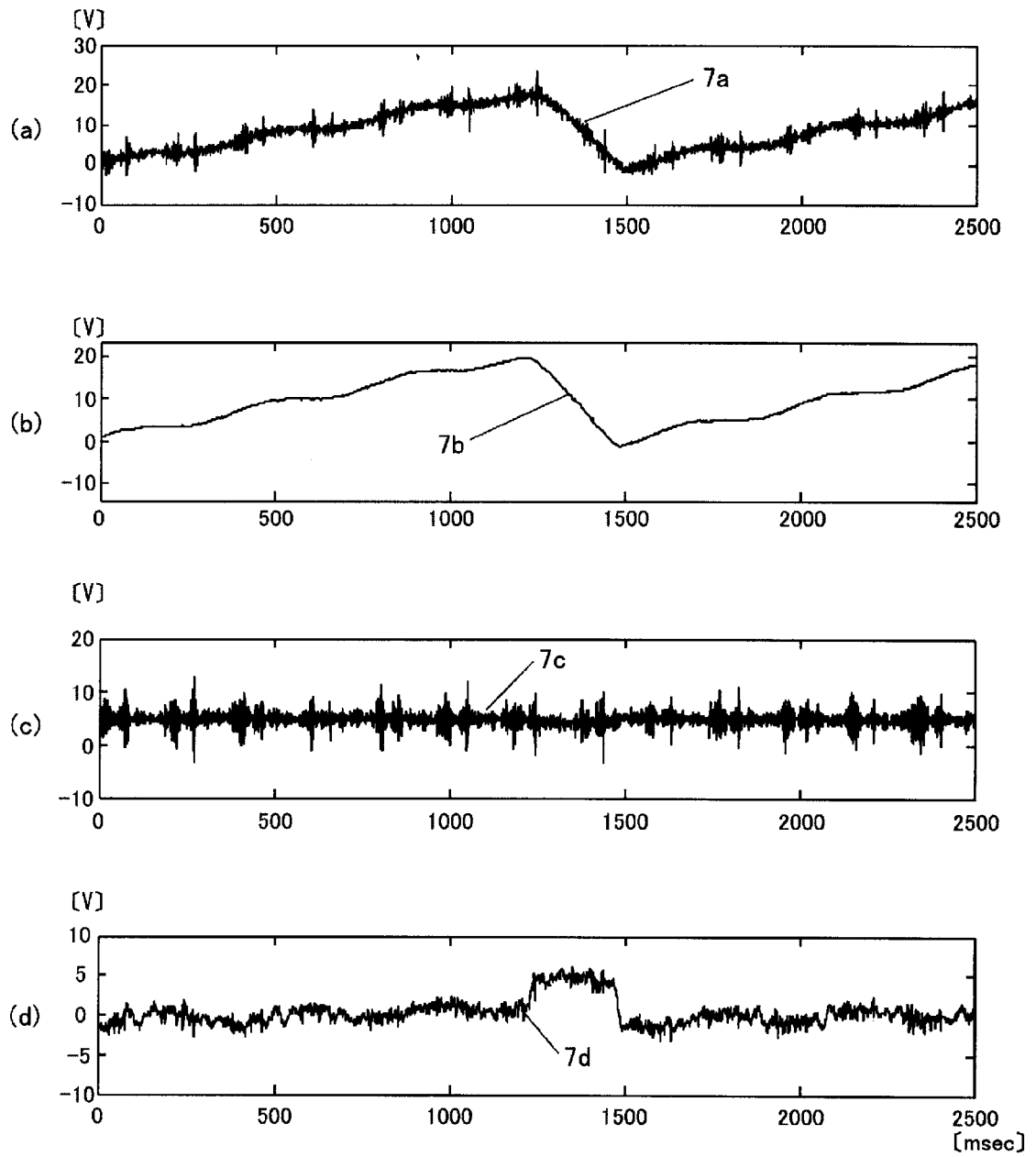
[図1]



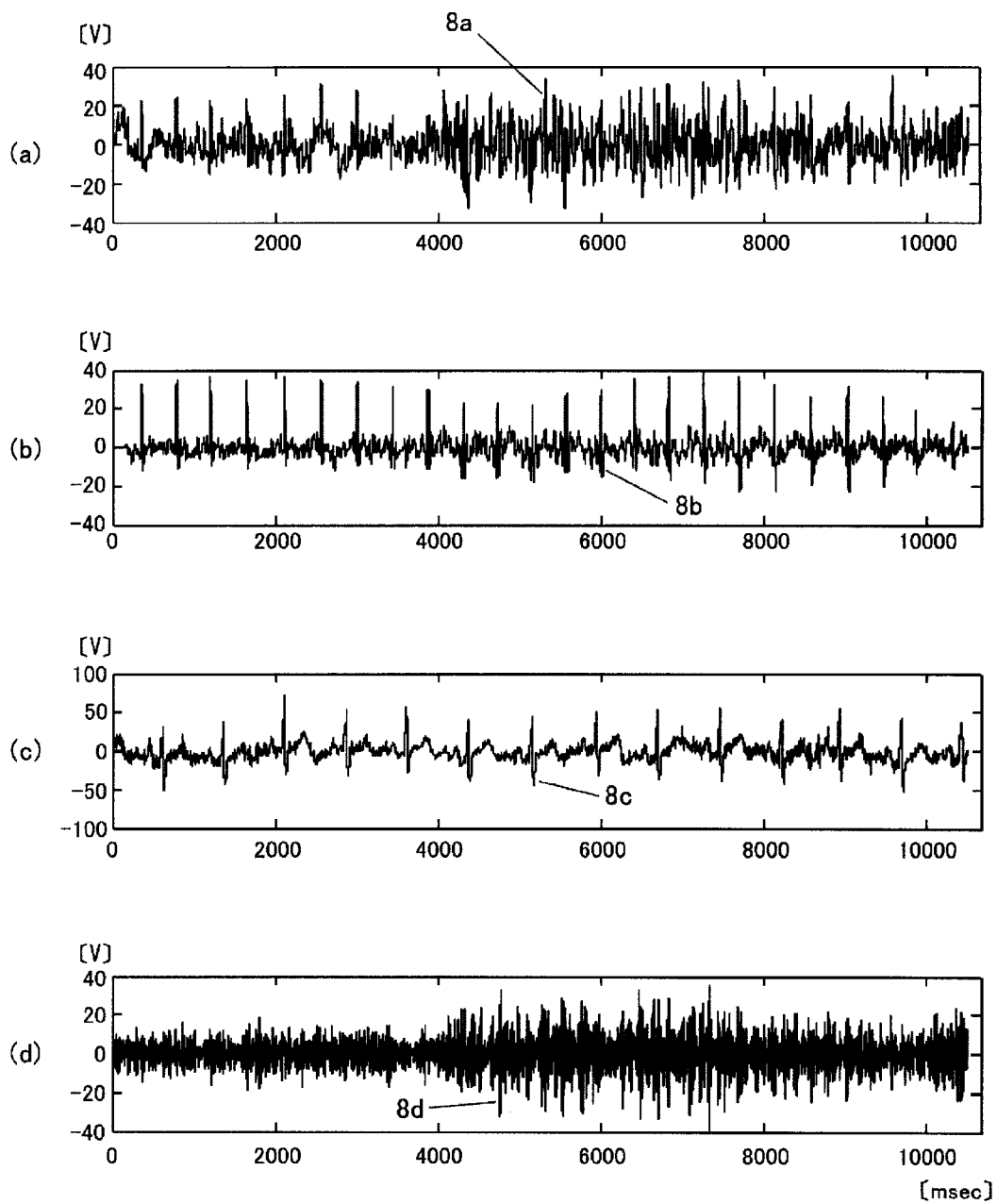
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/005687

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/025(2006.01)i, A61B5/0444(2006.01)i, A61B5/0452(2006.01)i, A61B7/04(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)

A61B5/025, A61B5/0444, A61B5/0452, A61B7/04

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 | 1996-2010 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2010 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2010 |

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | WO 2009/110051 A1 (Tohoku Techno Arch Co., Ltd.), 11 September 2009 (11.09.2009), entire text; all drawings (Family: none) | 1-10 |
| A | JP 2006-204759 A (Tohoku University), 10 August 2006 (10.08.2006), entire text; all drawings & US 2008/0146953 A1 & EP 1844706 A1 | 1-10 |
| P,A | JP 2010-5000 A (Tohoku University, Sharp Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), entire text; all drawings (Family: none) | 1-10 |

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
25 October, 2010 (25.10.10)

Date of mailing of the international search report
09 November, 2010 (09.11.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/005687

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 | Toshiaki HATAYA, "A Simulation Study of Single-BSS with References", IEICE Technical Report, 05 November 2009 (05.11.2009), vol.109, no.279, pages 37 to 40 | 1-10 |

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/025(2006.01)i, A61B5/0444(2006.01)i, A61B5/0452(2006.01)i, A61B7/04(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 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/025, A61B5/0444, A61B5/0452, A61B7/04

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 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2010年
 日本国実用新案登録公報 1996-2010年
 日本国登録実用新案公報 1994-2010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)
 JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の 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 請求項の番号 |
|-----------------|---|----------------|
| A | WO 2009/110051 A1 (株式会社 東北テクノアーチ) 2009.09.11, 全文、全図 (ファミリーなし) | 1-10 |
| A | JP 2006-204759 A (国立大学法人 東北大学) 2006.08.10, 全文、全図 & US 2008/0146953 A1 & EP 1844706 A1 | 1-10 |
| P, A | JP 2010-5000 A (国立大学法人東北大学・シャープ株式会社) 2010.01.14, 全文、全図 (ファミリーなし) | 1-10 |

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。

* 引用文献のカテゴリー
 「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
 「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
 「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)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
 「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
 「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
 「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
 「&」同一パテントファミリー文献

| | |
|---|--|
| 国際調査を完了した日 25.10.2010 | 国際調査報告の発送日 09.11.2010 |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 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) 大▲瀬▼ 裕久 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 |

| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | |
|-----------------------|--|----------------|
| 引用文献の 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 請求項の番号 |
| P, A | 幡谷速昭, 1 計測信号参照系独立成分分析法のシミュレーション研究, 電子情報通信学会技術研究報告, 2009. 11. 05, Vol. 109 , No. 279, p. 37-40 | 1-10 |