

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 220046

(P2003 - 220046A)

(43)公開日 平成15年8月5日 (2003.8.5)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 5/0488		A 6 1 B 5/00	P 4 C 0 2 7
	5/00	5/04	330
	5/0408		300 N
	5/0478		300 P

審査請求 未請求 請求項の数 41 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2002 - 373332(P2002 - 373332)

(22)出願日 平成14年12月25日(2002.12.25)

(31)優先権主張番号 10/026985

(32)優先日 平成13年12月27日(2001.12.27)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC C
OMPANY
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタデイ、リバーロード、1番

(72)発明者
カリール・ジョン・マアルーフ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフ
トン・パーク、サウス・クレスト・ドライ
ブ、5番

(74)代理人 100093908
弁理士 松本 研一 (外 2 名)

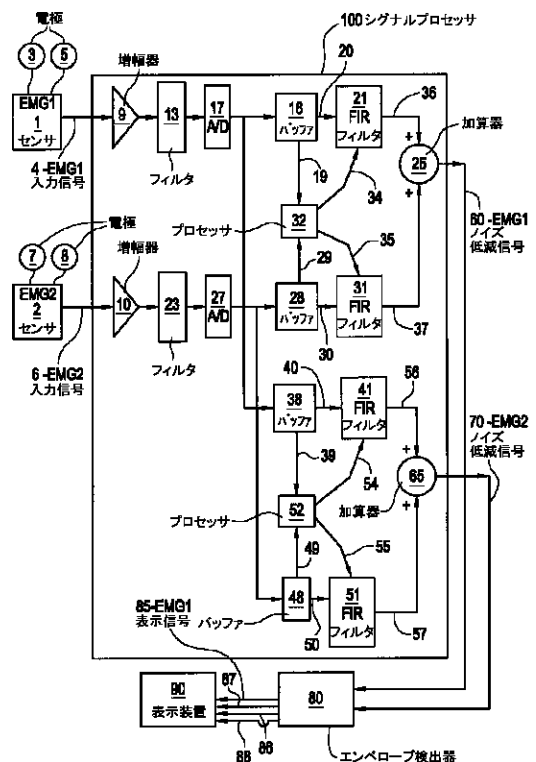
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 筋電図信号のノイズを低減させる方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 子宮の収縮を検出するために腹部外表面からの筋電図 (EMG) 信号のノイズを低減させる。

【解決手段】 システムは、第1のEMG信号を検出し且つ対応するEMG1入力信号を発生するように構成されたEMG1センサと、第2のEMG信号を検出し且つ対応するEMG2入力信号を発生するように構成されたEMG2センサとを具備する。EMG1センサ及びEMG2センサにシグナルプロセッサが結合されている。シグナルプロセッサはEMG1入力信号及びEMG2入力信号をフィルタアンドサム技法によって処理して、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1ノイズ低減信号を発生する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 子宮の収縮を検出するために腹部外表面からの筋電図（EMG）入力信号を処理するシステムにおいて、

第1のEMG信号を検出し且つ対応するEMG1入力信号（4）を発生するように構成されたEMG1センサ（1）と、

第2のEMG信号を検出し且つ対応するEMG2入力信号（6）を発生するように構成されたEMG2センサ（2）と、

前記EMG1センサ（1）及び前記EMG2センサ（2）に結合し、前記EMG1入力信号（4）及び前記EMG2入力信号（6）をフィルタアンドサム技法によって処理して、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1ノイズ低減信号（60）を発生するように構成されたシグナルプロセッサ（100）とを具備するシステム。

【請求項2】 前記EMG1ノイズ低減信号（60）を処理して、前記少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び前記一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1表示信号（85）を発生するように構成されたエンベロープ検出プロセッサ（80）を更に具備する請求項1記載のシステム。

【請求項3】 前記エンベロープ検出プロセッサ（80）に結合する表示装置（90）を更に具備し、前記表示装置（90）は前記EMG1表示信号（85）を表示するように構成されている請求項2記載のシステム。

【請求項4】 前記エンベロープ検出プロセッサ（80）は、自己回帰を含むエンベロープ検出方法を利用することにより前記EMG1ノイズ低減信号（60）を処理するように構成されている請求項2記載のシステム。

【請求項5】 前記シグナルプロセッサ（100）は、EMG1適応計算プロセッサ（32）と、EMG1有限インパルス応答（FIR）フィルタ（21）と、

EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）とを更に具備し、

前記EMG1適応計算プロセッサ（32）は前記EMG1FIRフィルタ（21）及び前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）におけるフィルタタップの重み係数を生成するために条件付きパワー減少技法を動作させるように構成されており、前記EMG1FIRフィルタ（21）の前記重み係数は前記EMG1ノイズ低減信号（60）に所望の信号を維持するように選択され、前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）の前記重み係数は出力パワーを減少させるように選択される請求項1記載のシステム。

【請求項6】 前記EMG1FIRフィルタ（21）及び前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）は少なくとも2のモデル次数を有する請求項5記載のシステ

ム。

【請求項7】 前記EMG1入力信号（4）のデジタル化表現及び前記EMG2入力信号（6）のデジタル化表現は約1Hzから約200Hzのサンプリング周波数範囲を有し、前記EMG1ノイズ低減信号（60）は約0.01Hzから約3Hzの周波数応答範囲を有する請求項5記載のシステム。

【請求項8】 前記EMG1FIRフィルタ（21）及び前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）は約21のモデル次数を有し、前記EMG1入力信号（4）のデジタル化表現及び前記EMG2入力信号（6）のデジタル化表現は約4Hzのサンプリング周波数を有する請求項5記載のシステム。

【請求項9】 前記EMG1適応計算プロセッサ（32）は、自己回帰方法を利用して前記EMG1FIRフィルタ（21）及び前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ（31）の前記重み係数を判定するように構成されている請求項5記載のシステム。

【請求項10】 前記自己回帰方法は平均最小二乗適応アルゴリズムを使用する請求項9記載のシステム。

【請求項11】 前記自己回帰方法は緩衝データ技法を使用する請求項9記載のシステム。

【請求項12】 前記シグナルプロセッサは、前記EMG1入力信号（4）及び前記EMG2入力信号（6）を前記フィルタアンドサム技法によって処理してEMG2ノイズ低減信号（70）を発生するように更に構成されており、

前記EMG1ノイズ低減信号（60）と前記EMG2ノイズ低減信号（70）をエンベロープ検出方法により個別に処理して、各々が少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1表示信号（85）及びEMG2表示信号（86）を発生するように構成されたエンベロープ検出プロセッサ（80）を更に具備する請求項1記載のシステム。

【請求項13】 表示装置（90）を更に具備し、前記表示装置（90）は前記エンベロープ検出プロセッサ（80）に結合し、前記表示装置（90）は前記EMG1表示信号（85）及び前記EMG2表示信号（86）のうちの少なくとも一方を表示するように構成されている請求項12記載のシステム。

【請求項14】 前記エンベロープ検出プロセッサ（80）は、前記EMG1ノイズ低減信号（60）の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号（70）の処理済バージョンを発生するように更に構成されており、前記エンベロープ検出プロセッサ（80）は、前記EMG1ノイズ低減信号（60）の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号（70）の処理済バージョンを処理して重み付き平均処理済EMG表示信号（87）を発生するように更に構成されている請求項12記載のシステム。

【請求項15】 表示装置(90)を更に具備し、前記表示装置(90)は前記エンベロープ検出プロセッサ(80)に結合するように構成されており、前記表示装置(90)は前記EMG1表示信号(85)、前記EMG2表示信号(86)及び前記重み付き平均処理済EMG表示信号(87)のうちの少なくとも1つを表示するように構成されている請求項14記載のシステム。

【請求項16】 前記エンベロープ検出プロセッサ(80)は、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号(70)の処理済バージョンを発生するように更に構成されており、前記エンベロープ検出プロセッサ(80)は、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号(70)の処理済バージョンのうちの最も高い信号値を含む処理済EMG表示信号(88)を発生するように更に構成されている請求項12記載のシステム。

【請求項17】 表示装置(90)を更に具備し、前記表示装置(90)は前記エンベロープ検出プロセッサ(80)に結合するように構成されており、前記表示装置(90)は前記EMG1表示信号(85)、前記EMG2表示信号(86)及び前記処理済EMG表示信号(88)のうちの少なくとも1つを表示するように構成されている請求項16記載のシステム。

【請求項18】 前記シグナルプロセッサ(100)は、EMG2適応計算プロセッサ(52)と、EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)と、EMG2FIRフィルタ(51)とを更に具備し、前記EMG1適応計算プロセッサ(52)は前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)及び前記EMG2FIRフィルタ(51)におけるフィルタタップの重み係数を生成するために条件付きパワー減少技法を動作させるように構成されており、前記EMG2FIRフィルタ(51)の前記重み係数は前記EMG2ノイズ低減信号(70)に所望の信号を維持するように選択され、前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)の前記重み係数は出力パワーを減少させるように選択される請求項1記載のシステム。

【請求項19】 前記EMG2FIRフィルタ(51)及び前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)は少なくとも2のモデル次数を有する請求項18記載のシステム。

【請求項20】 前記EMG2入力信号(6)のデジタル化表現は約1Hzから約200Hzのサンプリング周波数範囲を有し、前記EMG2ノイズ低減信号(70)は約0.01Hzから約3Hzの周波数応答範囲を有する請求項18記載のシステム。

【請求項21】 前記EMG2FIRフィルタ(51)及び前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)は

約21のモデル次数を有し、前記EMG2入力信号(6)のデジタル化表現は約4Hzのサンプリング周波数を有する請求項18記載のシステム。

【請求項22】 前記EMG2適応計算プロセッサ(52)は、自己回帰方法を利用して前記EMG2FIRフィルタ(51)及び前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)の前記重み係数を判定するように構成されている請求項18記載のシステム。

【請求項23】 前記自己回帰方法は平均最小二乗適応アルゴリズムを使用する請求項22記載のシステム。

【請求項24】 前記自己回帰方法は緩衝データ技法を使用する請求項22記載のシステム。

【請求項25】 アルファ電極(3)と、ブラボー電極(5)と、チャーリー電極(7)とを更に具備し、前記アルファ電極(3)、前記ブラボー電極(5)及び前記チャーリー電極(7)は前記子宮に隣接して前記腹部外表面と接触して配置されるように構成され、前記アルファ電極(3)及び前記ブラボー電極(5)は前記第1のEMG信号を検出するために前記EMG1センサ(1)に結合されるように構成され、前記ブラボー電極(5)及び前記チャーリー電極(7)は前記第2のEMG2信号を検出するために前記EMG2センサ(2)に結合されるように構成されている請求項1記載のシステム。

【請求項26】 アルファ電極(3)と、ブラボー電極(5)と、チャーリー電極(7)と、デルタ電極(8)とを更に具備し、前記アルファ電極(3)、前記ベータ電極(5)、前記チャーリー電極(7)及び前記デルタ電極(8)は前記子宮に隣接して前記腹部外表面と接触して配置されるように構成され、前記アルファ電極(3)及び前記ブラボー電極(5)は前記第1のEMG信号を検出するために前記EMG1センサ(1)に結合されるように構成され、前記チャーリー電極(7)及び前記デルタ電極(8)は前記第2のEMG2信号を検出するために前記EMG2センサ(2)に結合されるように構成されている請求項1記載のシステム。

【請求項27】 前記電極の各々は心電図(CKG)電極及び筋電図(EMG)電極から成る電極群から選択される請求項26記載のシステム。

【請求項28】 子宮の収縮を検出するために腹部外表面からの筋電図(EMG)入力信号を処理する方法において、

EMG1入力信号(4)を発生することと、EMG2入力信号(6)を発生することと、前記EMG1入力信号(4)及び前記EMG2入力信号(6)をフィルタアンドサム技法によって処理してEMG1ノイズ低減信号(60)を発生することと、前記EMG1ノイズ低減信号(60)をエンベロープ検

出方法によって処理して、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1表示信号(85)を発生することとから成る方法。

【請求項29】 EMG1表示信号(85)を表示装置(90)に表示することを更に含む請求項28記載の方法。

【請求項30】 前記EMG1入力信号(4)のデジタル化表現及び前記EMG2入力信号(6)のデジタル化表現は約1Hzから約200Hzのサンプリング周波数レート範囲を有し、前記EMG1ノイズ低減信号(60)は約0.01Hzから約3Hzの周波数応答範囲を有する請求項28記載の方法。

【請求項31】 前記EMG1入力信号(4)及び前記EMG2入力信号(6)を前記フィルタアンドサム技法によって処理して前記EMG1ノイズ低減信号(60)を発生することは、

前記EMG1FIRフィルタ(21)の前記重み係数を前記EMG1ノイズ低減信号(60)における所望の信号が維持されるように選択し、前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ(31)の前記重み係数を出力パワーを減少させるように選択することによって、条件付きパワー減少技法を動作させて、EMG1FIRフィルタ(21)及びEMG2ノイズ低減FIRフィルタ(31)におけるフィルタタップの1組の重み係数を生成する過程を更に含む請求項28記載の方法。

【請求項32】 前記EMG1FIRフィルタ(21)及び前記EMG2ノイズ低減FIRフィルタ(31)は少なくとも2のモデル次数を有する請求項31記載の方法。

【請求項33】 前記EMG1入力信号(4)及び前記EMG2入力信号(6)をフィルタアンドサム技法によって処理してEMG2ノイズ低減信号(70)を発生する過程と、

前記EMG2ノイズ低減信号(70)をエンベロープ検出方法によって処理して、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG2表示信号(86)を発生する過程とを更に含む請求項28記載の方法。

【請求項34】 EMG2表示信号(86)を表示装置(90)に表示することを更に含む請求項33記載の方法。

【請求項35】 前記EMG2ノイズ低減信号(70)は約0.01Hzから約3Hzの周波数応答範囲を有する請求項33記載の方法。

【請求項36】 前記EMG1入力信号(4)及び前記EMG2入力信号(6)を前記フィルタアンドサム技法によって処理して前記EMG2ノイズ低減信号(70)を発生することは、

条件付きパワー減少技法を動作させて、EMG2FIRフィルタ(51)及びEMG1ノイズ低減FIRフィル

*タ(41)におけるフィルタタップの1組の重み係数を生成することと、前記EMG2FIRフィルタ(51)の前記重み係数を前記EMG2ノイズ低減信号(70)における所望の信号が維持されるように選択することと、前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)の前記重み係数を出力パワーを減少させるように選択することを更に含む請求項33記載の方法。

【請求項37】 前記EMG2FIRフィルタ(51)及び前記EMG1ノイズ低減FIRフィルタ(41)は少なくとも2のモデル次数を有する請求項36記載の方法。

【請求項38】 前記EMG1ノイズ低減信号(60)をエンベロープ検出方法によって処理して、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョンを発生することと、

前記EMG2ノイズ低減信号(70)をエンベロープ検出方法によって処理して、前記EMG2ノイズ低減信号(70)の処理済バージョンを発生することと、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号(70)の処理済バージョンを処理して、重み付き平均処理済EMG表示信号(87)を発生することとを更に含む請求項33記載の方法。

【請求項39】 前記重み付き平均処理済EMG表示信号(87)を表示装置(90)に表示することを更に含む請求項38記載の方法。

【請求項40】 前記EMG1ノイズ低減信号(60)をエンベロープ検出方法によって処理して、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョンを発生することと、

前記EMG2ノイズ低減信号(70)をエンベロープ検出方法によって処理して、前記EMG2ノイズ低減信号(70)の処理済バージョンを発生することと、前記EMG1ノイズ低減信号(60)の処理済バージョン及び前記EMG2ノイズ低減信号(70)のうちの最も高い信号値を選択して、処理済EMG表示信号(88)を発生することとを更に含む請求項33記載の方法。

【請求項41】 前記処理済EMG表示信号(88)を表示装置(90)に表示することを更に含む請求項40記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は一般に生理学的信号におけるノイズを低減させることに関する。特に、本発明は、陣痛を起こしている婦人の医学的状態を監視し且つ子宮収縮監視を目的として腹部表面筋電図(EMG)信号データを処理する間に信号ノイズを低減させることに関する。

【0002】

【発明の背景】子宮の収縮を監視する現在の技術は、陣痛を起こしている患者の下腹部に巻き付けたベルトに加わる腹圧を測定する陣痛計を使用する。しかし、患者によっては陣痛計を装着するのに不快感を感じる場合もある。更に、大柄な患者の場合、腹圧の変化を検出することが難しくなる。腹部表面EMG信号データの処理という方法により子宮収縮の監視が改善されたことで、産科医に患者が早期産の危険にさらされているか否かを診断するためのより良いツールが与えられると期待できる。早産は嬰兒死亡の第1の原因(85%)であるため、腹部表面EMG技術の改善は出生前看護及び管理を向上させる可能性を有している。

【0003】子宮の収縮は筋肉細胞により電位が発生し、それが伝搬することによって起こることは十分に確認されている。それらの電気的活動はバーストとして起こり、筋電図(EMG)信号と呼ばれる測定可能な電界を発生させる。EMG信号のいくつかの特徴の振幅、周波数及び持続時間は子宮収縮の周波数、持続時間及び有効性に対応している。外部電極によりEMG信号の時間的特性及びスペクトル特性を記録することにより、電気的指令能力に関して効果のある収縮と効果のない収縮とを区別することが可能になる。また、EMG信号のスペクトル密度は妊娠中の様々な段階で著しく変化することも報告されており、これは陣痛によらない収縮と陣痛による収縮とを区別する手段となる。妊娠19週という早い段階で子宮の電気的活動を記録することが可能である。従って、腹部EMG信号は妊娠期間の監視には重要であるといえる。

【0004】内部子宮表面に電極を配置することによりEMG信号を確実に記録できることは知られている。しかし、そのような方法は侵襲的であると共に、臨床での使用には受け入れられない。EMG信号を腹部の外表面で収集すべきであると提案されており、この方法が実際に有効に機能することが示されている。収縮開始とEMG信号のスペクトル特性との関係に基づいて、腹部の外表面から収集されたEMG信号を使用して収縮を検出し、監視することができる。そのようにしてEMG技術を使用する際の主な障害は、第1に患者の動きによってノイズと信号アーティファクトが発生すること、第2に他の生理学的電気的事象(心電図(ECG)など)からの妨害、第3に電極の接触が不完全になることである。

【0005】従って、EMG信号から収縮の周期がいつ起こるかの標識を取り出すために、腹部外壁に装着された電極により受信されるEMG信号のノイズを低減させ且つEMG信号を更に正確に処理する有効な手段が必要とされている。

【0006】

【課題を解決するための手段】簡単に言うと、本発明の一実施例によれば、子宮の収縮を判定するために腹部外表面から収集された筋電図(EMG)信号のノイズを低

減させるシステムが提供される。システムは、第1のEMG信号を検出し且つ対応するEMG1入力信号を発生するように構成されたEMG1センサと、第2のEMG信号を検出し且つ対応するEMG2入力信号を発生するように構成されたEMG2センサとを具備する。EMG1センサ及びEMG2センサにシグナルプロセッサが結合されている。シグナルプロセッサはEMG1入力信号及びEMG2入力信号をフィルタアンドサム技法によって処理して、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び一連の複数回の収縮事象の周期性を表すEMG1ノイズ低減信号を発生する。

【0007】本発明の別の実施例によれば、子宮の収縮を検出するために腹部表面からの第1のEMG信号及び第2のEMG信号を処理する方法が提供される。方法は、第1のEMG信号を検出し且つEMG1入力信号を発生することと、第2のEMG信号を検出し且つEMG2入力信号を発生することを含む。EMG1入力信号及びEMG2入力信号をフィルタアンドサム技法によって処理してEMG1ノイズ低減信号を発生させる。

【0008】

【発明の実施の形態】本発明の上記の特徴、態様及び利点、並びにその他の特徴、態様及び利点は添付の図面を参照して以下の詳細な説明を読むことにより更に良く理解されるであろう。図面中、同じ図中符号は同様の部分を指示する。

【0009】子宮EMGの生成の生理学的な面は大部分理解されているが、その基礎にある生理学的プロセスに基づくEMG波形のモデル化は困難であることが判明している。EMG入力信号は非定常ランダムプロセスの特性を表す。従って、現象学的アプローチが採用される。更に、外部腹部電極により収集されるEMG入力信号は、そのような信号から得られる陣痛監視のための子宮収縮情報の取り出しを極めて困難にするノイズアーティファクトの影響を受けやすい。

【0010】本発明の一実施例においては、子宮の収縮を検出するために腹部外表面からのEMG入力信号を処理するシステムは、図1に示すように、第1のEMG信号を検出し且つ対応するEMG1入力信号4を発生するように構成された1つの(少なくとも1つであることを意味する)EMG1センサ1を具備する。システムは、第2のEMG信号を検出し且つ対応するEMG2入力信号6を発生するように構成された1つの(少なくとも1つであることを意味する)EMG2センサ2を更に具備する。システムは、EMG1センサ1及びEMG2センサ2に結合するシグナルプロセッサ100を更に具備する。シグナルプロセッサ100は、EMG1入力信号4及びEMG2入力信号6をフィルタアンドサム技法によって処理してEMG1ノイズ低減信号60を発生するように構成されている。

【0011】本発明の一実施例では、腹部外表面に子宮

に隣接してアルファ電極 3 とベータ電極 5 が配置されており、これらの電極は図 1 に示すように EMG 1 センサ 1 に接続されている。チャーリー電極 7 とデルタ電極 8 は EMG 2 センサ 2 に接続されている。EMG 1 センサ 1 と EMG 2 センサ 2 は、図 1 に示すように、EMG 1 入力信号 4 と EMG 2 入力信号をそれぞれ発生する。本発明の別の実施例においては、EMG 1 センサと EMG 2 センサは 3 つの電極を使用するように構成されており、この場合、アルファ電極 3 は EMG 1 センサと EMG 2 センサの双方に接続し、ベータ電極 5 は EMG 1 センサ 1 に接続し、チャーリー電極 7 は EMG 2 センサ 2 に接続している。ただし、この接続方法は単なる一例であり、本発明を限定しない。本発明の別の実施例では、EMG 1 センサに結合する少なくとも 1 つの電極は、腹部において、EMG 2 センサに結合する別の少なくとも 1 つの電極が配置されている側とは反対の側に配置されている。

【0012】EMG 1 入力信号 4 と EMG 2 入力信号 6 は数学的には次の等式により表される。

【0013】

EMG 1 入力信号 4 (i) = S 1 (i) + N 1 (i)、
及び

EMG 2 入力信号 6 (i) = S 2 (i) + N 2 (i)
式中、S 1 及び S 2 は、それぞれ、EMG 1 入力信号 4 と EMG 2 入力信号 6 の所望の信号成分である。N 1 及び N 2 は、それぞれ、EMG 1 入力信号 4 及び EMG 2 入力信号 6 にある、相加性アーティファクト及びランダムノイズを表すノイズ成分である。指標「i」は時間サンプルを示す。EMG 1 入力信号 4 と EMG 2 入力信号のランダムノイズ及びアーティファクトは、通常、患者の動き、他の生理学的信号からの妨害、電極と皮膚の接触不足及び電子熱雑音によって起こる。EMG 1 入力信号 4 と EMG 2 入力信号 6 の空間ダイバーシティ及び経路媒体ダイバーシティのために、EMG 1 入力信号 4 の所望の信号 S 1 及び EMG 2 入力信号 6 の所望の信号 S 2 が EMG 1 センサ 1 と EMG 2 センサ 2 との間で統計的相関関係を示すとは考えられない。しかし、ノイズ信号 N 1 及び N 2 は、通常、少なくとも EMG 1 入力信号 4 及び EMG 2 入力信号 6 の帯域幅の部分集合においては相関関係を示す。

【0014】本発明の一実施例においては、EMG 1 入力信号 4 及び EMG 2 入力信号 6 からフィルタアンドサム技法を使用して所望の信号 S 1

【0015】

【外 1】

$$(\overline{S1(i)})$$

【0016】を計算する。EMG 1 入力信号 4 は EMG 1 FIR (有限インパルス応答) フィルタ 2 1 を介して処理され、EMG 2 入力信号 6 は EMG 2 ノイズ低減 F

【外 2】

$$\overline{S1(i)} \text{ 及び } \overline{S2(i)}$$

IR フィルタ 3 1 を介して処理される。EMG 1 ノイズ低減信号加算器 2 5 において EMG 1 FIR フィルタ出力信号 3 6 を EMG 2 ノイズ低減 FIR フィルタ出力信号 3 7 に加算して、先に説明したように、実際の EMG 1 所望信号 S 1 の推定値である EMG 1 ノイズ低減信号 6 0 を計算する。本発明の別の実施例では、EMG 1 入力信号 4 及び EMG 2 入力信号 6 からフィルタアンドサム技法を使用して所望信号 S 1 及び S 2 の近似値

【0017】

【外 2】

【0018】をそれぞれ計算する。EMG 1 ノイズ低減信号 6 0 は先に説明したようにして計算される。EMG 1 ノイズ低減 FIR フィルタ 4 1 を介して EMG 1 入力信号 4 を更に処理する。EMG 2 入力信号 6 を EMG 2 FIR フィルタ 5 1 を介して処理する。EMG 2 ノイズ低減信号加算器 6 5 において EMG 2 FIR フィルタ出力信号 5 7 を EMG 1 ノイズ低減 FIR フィルタ出力信号 5 6 に加算して、先に説明したように、実際の EMG 2 所望信号 S 2 の推定値である EMG 2 ノイズ低減信号 7 0 を計算する。

【0019】数学的には、このアーキテクチャは次のように表現される。

【0020】

【数 1】

$$\overline{S1(i)} = \sum_{j=0}^{K1-1} w_j^1 * EMG1(i-j) + \sum_{j=0}^{K2-1} w_j^2 * EMG2(i-j)$$

$$\overline{S2(i)} = \sum_{j=0}^{K3-1} q_j^1 * EMG1(i-j) + \sum_{j=0}^{K4-1} q_j^2 * EMG2(i-j)$$

【0021】式中、K 1 は EMG 1 FIR フィルタ 2 1 におけるフィルタタップの数を表し、K 2 は EMG 2 ノイズ低減 FIR フィルタ 3 1 におけるフィルタタップの数を表し、K 3 は EMG 1 ノイズ低減 FIR フィルタ 4 1 におけるフィルタタップの数を表し、K 4 は EMG 2 FIR フィルタ 5 1 におけるフィルタタップの数を表し、

【0022】

【外 3】

$$\overline{S1(i)}$$

【0023】は所望の信号 S 1 の近似値であり、

【0024】

【外 4】

$$\overline{S2(i)}$$

【0025】は所望の信号 S 2 の近似値であり、

【0026】

【外5】

$$w_j^1$$

【0027】はEMG1 FIRフィルタ21のフィルタ重みを表し、

【0028】

【外6】

$$w_j^2$$

【0029】はEMG2 ノイズ低減 FIRフィルタ31のフィルタ重みを表し、

【0030】

【外7】

$$q_j^1$$

【0031】はEMG1 ノイズ低減 FIRフィルタ41のフィルタ重みを表し、

【0032】

【外8】

$$q_j^2$$

【0033】はEMG2 FIRフィルタ51のフィルタ重みを表し、EMG1 (i - j) は時間 (i - j) におけるEMG1 入力信号4を表し、EMG2 (i - j) は時間 (i - j) におけるEMG2 入力信号6を表す。本発明の別の実施例では、FIRフィルタ21、31、41及び51におけるタップの数K1、K2、K3及びK4をそれぞれ同じにしても、EMG1 入力信号4及びEMG2 入力信号6と関連するノイズを低減するという本発明の能力に影響が出ることはありえない。

【0034】いくつかの実施例においては、シグナルプロセッサ100はエンベローブ検出プロセッサ80に結合している。より特定の構成では、エンベローブ検出プロセッサ80はEMG1 ノイズ低減信号60をエンベローブ検出方法によって処理し、EMG1 表示信号85を発生する。別の構成においては、エンベローブ検出プロセッサ80はRMG2 ノイズ低減信号70をエンベローブ検出方法によって処理することによりEMG2 表示信号86を発生するように構成されている。本発明の別の実施例では、エンベローブ検出プロセッサ80はEMG1 ノイズ低減信号60の処理済バージョンと、EMG2 ノイズ低減信号70の処理済バージョンとを発生する。エンベローブ検出プロセッサ80はEMG1 ノイズ低減信号60の処理済バージョンとEMG2 ノイズ低減信号70の処理済バージョンを更に処理して、重み付き平均処理済EMG表示信号87を発生する。あるいは、エンベローブ検出プロセッサ80はEMG1 ノイズ低減信号60の処理済バージョン又はEMG2 ノイズ低減信号70の処理済バージョンのいずれかの最高信号値を選択して、処理済EMG表示信号88を発生するように構成さ

れている。エンベローブ検出プロセッサ80は表示装置90に結合し、且つエンベローブ検出プロセッサ80は表示装置90に表示信号を提供するように構成されている。ここで使用する用語「表示信号」は、EMG1 表示信号85、EMG2 表示信号86、重み付き平均処理済EMG表示信号87及び処理済EMG表示信号88のうちの1つ以上を含む。EMG1 ノイズ低減信号60を処理するためのエンベローブ検出方法として、当業者には様々な方法が知られている。1つのエンベローブ検出方法は自己回帰 (AR) 方法を利用するが、これは単なる一例であり、本発明を全く限定しない。エンベローブ検出方法の一例は、本出願と同時に申出され、共通の譲受人に譲渡されたR. Hoctor他の特許出願 (General Electric書類番号RD - 28331、米国特許出願10/045706:2002/01/15) である「Method and Apparatus for Uterine Contraction Monitoring Using Linear Predictive Modeling of Abdominal Surface EMG Signals」に記載されている。

【0035】シグナルプロセッサ100とエンベローブ検出プロセッサ80は、例えば、標準型マイクロプロセッサ、デジタルシグナルプロセッサ又はプログラム可能論理回路を含む(ただし、これらには限定されない)どのような形態の信号処理装置であっても良い。表示装置90は、例えば、コンピュータモニタ、計測器用表示モニタ、ベッドサイド用表示モニタ、プリンタ又はストリップチャートレコーダとして認定されるが、これらには限定されない。

【0036】本発明の一実施例においては、アルファ電極及びベータ電極5は子宮に隣接する腹部外表面で第1のEMG信号を検出するように構成されており、チャーリー電極7及びデルタ電極8は子宮に隣接する腹部外表面で第2のEMG信号を検出するように構成されている。これに代わる電極構成については先に述べた。EMG1 センサに結合する各対の電極からの信号は、通常、EMG1 センサ1で差動比較される。EMG2 センサに結合する各対の電極からの信号は、通常、EMG2 センサ2で差動比較される。EMG1 センサ1に結合する各対の電極の出力の差と、EMG2 センサ2に結合する各対の電極の出力の差は、それぞれ、EMG1 入力信号4とEMG2 入力信号6に対応するEMG1 センサ1とEMG2 センサ2の出力である。本発明の別の実施例においては、EMG1 センサ1に複数対の電極が結合されている。本発明の別の実施例では、複数のEMGセンサに複数対の電極が結合されて複数のEMG入力信号を発生し、それらの信号が処理されて、複数のEMGノイズ低減信号を発生する。EMG1 センサ1及びEMG2 センサ2に装着された電極は、子宮に隣接して腹部外表面に装着されている間に子宮EMG信号を検出することが可能である。本発明の一実施例では、EMG1 センサ1及びEMG2 センサ2に結合する各々の電極を構成する

ためにEKG電極が利用された。当業者はEKG電極及びEMG電極の使用には精通しており、EKG電極とEMG電極は共に一般に広い範囲で入手可能である。EKG電極又はEMG電極の特定の使用方法を例として挙げたが、これは本発明に課される制限を示唆しようとするものではない。

【0037】本発明の一実施例においては、シグナルプロセッサ100は、通常、EMG1ノイズ低減信号60及びEMG2ノイズ低減信号70を発生するために次のような構成要素を更に具備する。EMG1増幅器9及びEMG2増幅器10は、それぞれ、EMG1入力信号4とEMG2入力信号6を増幅する。EMG1増幅器9はEMG1帯域フィルタ13に結合し、EMG2増幅器10はEMG2帯域フィルタ23に結合している。EMG1帯域フィルタ13はEMG1入力信号4のエリアシング防止フィルタリングを実行し、EMG2帯域フィルタ23はEMG2入力信号6のエリアシング防止フィルタリングを実行する。EMG1帯域フィルタ13はEMG1アナログ/デジタル変換器17に結合し、EMG2帯域フィルタ23はEMG2アナログ/デジタル変換器27に結合している。EMG1アナログ/デジタル変換器17とEMG2アナログ/デジタル変換器27は、それぞれ、約0.01Hzから約200Hzの基準サンプリング周波数範囲でEMG1入力信号4のデジタル化表現と、EMG2入力信号6のデジタル化表現を生成する。本発明の別の実施例では、EMG1アナログ/デジタル変換器17とEMG2アナログ/デジタル変換器27は、それぞれ、約0.01Hzから約3Hzの基準サンプリング周波数範囲でEMG1入力信号4のデジタル化表現と、EMG2入力信号6のデジタル化表現を生成する。

【0038】EMG1ノイズ低減信号60を得るための更に具体的な実施例においては、EMG1アナログ/デジタル変換器17はEMG1入力信号バッファ18に結合している。EMG1入力信号バッファ18はEMG1バッファ並列出力信号19を発生し、EMG1入力信号バッファ18はEMG1バッファ並列出力信号19をEMG1適応計算プロセッサ32へ送信するように構成されている。EMG1入力信号バッファ18はEMG1バッファ直列出力信号20を更に発生し、このEMG1バッファ直列出力信号20をEMG1FIRフィルタ21へ送信するように更に構成されている。ここで信号の種類に関して使用する用語「並列」は装置内で全ての情報を同時に送信する信号を表し、信号の種類に関して使用する用語「直列」は装置内で情報を先入れ先出しシーケンスとして同時に送信する信号を表す。EMG1適応計算プロセッサ32はEMG1FIRフィルタ21に結合しており、EMG1FIRフィルタ重み調整並列信号34を発生するように構成されている。EMG1FIRフィルタ21はEMG1FIR出力信号36を発生するよ

*うに構成され、EMG1ノイズ低減シグナル加算器25に結合している。

【0039】EMG2アナログ/デジタル変換器27はEMG2ノイズ低減バッファ28に結合している。EMG2ノイズ低減バッファ28はEMG2ノイズ低減バッファ並列出力信号29を発生し、EMG2ノイズ低減バッファ28はEMG2ノイズ低減バッファ並列出力信号29をEMG1適応計算プロセッサ32へ送信するように構成されている。EMG2ノイズ低減入力信号バッファ28はEMG2ノイズ低減バッファ直列出力信号30を更に発生し、このEMG2ノイズ低減バッファ直列出力信号30をEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31へ送信するように更に構成されている。EMG1適応計算プロセッサ32はEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31に結合し、EMG2ノイズ低減FIRフィルタ重み調整並列信号35を発生するように構成されている。

【0040】EMG1適応計算プロセッサ32は、通常、EMG1FIRフィルタ21及びEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31の各フィルタタップに関して1組の重み係数を生成する目的で条件付きパワー減少(最小化)技法を動作させるために使用される。EMG1適応計算プロセッサ32は、通常、EMG1FIRフィルタ21の1つのフィルタタップの1つの重み係数が1の値に設定され、その他のフィルタタップの重み係数は0の値に設定され、その結果、EMG1入力信号4に対して全域通過条件が成立するように、EMG1FIRフィルタ21の重み係数

【0041】

【外9】

$$w_j^1$$

【0042】を計算する。EMG1FIRフィルタ21は、EMG1入力信号4を任意に移相を伴うが、振幅変化を伴わずにあらゆる周波数で通過させる場合に「全域通過条件」を生成する。EMG1FIRフィルタ21がEMG1入力信号4の所望の信号S1の近似値

【0043】

【外10】

$$\overline{S1(i)}$$

【0044】を通過させる限り、重み係数

【0045】

【外11】

$$w_j^1$$

【0046】の値が1及び0の値に限定されないように、EMG1FIRフィルタ21の重み係数

【0047】

【外12】

$$w_j^1$$

【0048】の値は異なる方法で選択されることが可能である。EMG1ノイズ低減信号60の周波数応答は、通常、約0.01Hzから約3Hzの範囲にある。EMG1適応計算プロセッサ32はEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31のフィルタタップの重み係数

【0049】
【外13】

$$w_j^2$$

【0050】を、
【0051】
【数2】

$$\sum_{i=1}^{P1} (\overline{S1(i)})^2$$

【0052】により表されるEMG1所望信号パワー性能指標(P1)を減少させるように適応させる。このように、EMG1ノイズ低減信号60は実際の一次EMG1所望信号S1の推定値を提供し、この推定値においてはEMG1入力信号4とEMG2入力信号6が共有する統計的相関関係をもつノイズ成分は排除されている。EMG1適応計算プロセッサ32は、一例として、EMG2ノイズ低減FIRフィルタ31のフィルタタップの重み係数を適応させるLMS(平均最小二乗)適応アルゴリズムを利用するが、このアルゴリズムに限定されない。EMG2ノイズ低減FIRフィルタ31はEMG2ノイズ低減FIR出力信号37を発生するように構成され、EMG1ノイズ低減信号加算器25に結合している。EMG1FIR出力信号36とEMG1ノイズ低減FIRフィルタ出力信号37とはEMG1ノイズ低減信号加算器25で加算されて、EMG1ノイズ低減信号60を発生する。このように、EMG1ノイズ低減信号60は実際の一次EMG1所望信号S1の推定値を提供し、この推定値においては、EMG1入力信号4とEMG2入力信号6が共有する統計的相関関係をもつノイズ成分は排除されている。

【0053】EMG2ノイズ低減信号70を得るための一実施例においては、EMG2アナログ/デジタル変換器27はEMG2入力信号バッファ48に結合している。EMG2入力信号バッファ48はEMG2バッファ並列出力信号49を発生し、EMG2入力信号バッファ48はEMG2バッファ並列出力信号49をEMG2適応計算プロセッサ52へ送信するように構成されている。EMG2入力信号バッファ48はEMG2バッファ直列出力信号50を更に発生し、このEMG2バッファ直列出力信号50をEMG2FIRフィルタ51へ送信するように更に構成されている。EMG2適応計算プロセッサ52はEMG2FIRフィルタ51に結合してお

*り、EMG2FIRフィルタ重み調整並列信号55を発生するように構成されている。EMG2FIRフィルタ51はEMG2FIR出力信号57を発生するように構成され、EMG2ノイズ低減信号加算器65に結合している。

【0054】EMG1アナログ/デジタル変換器17はEMG1ノイズ低減バッファ38にも結合している。EMGノイズ低減バッファ38はEMG1ノイズ低減バッファ並列出力信号39を発生し、EMG1ノイズ低減バッファ38はEMG1ノイズ低減バッファ並列出力信号39をEMG2適応計算プロセッサ52へ送信するように構成されている。EMG1ノイズ低減バッファ38はEMG1ノイズ低減バッファ直列出力信号40を更に発生し、このEMG1ノイズ低減バッファ直列出力信号40をEMG1ノイズ低減FIRフィルタ41へ送信するように更に構成されている。EMG2適応計算プロセッサ52はEMG1ノイズ低減FIRフィルタ41に結合しており、EMG1ノイズ低減FIRフィルタ重み調整並列信号54を発生するように構成されている。EMG2適応計算プロセッサ52は、EMG1ノイズ低減FIRフィルタ41及びEMG2FIRフィルタ51の各フィルタタップに関して1組の重み係数を生成するために条件付きパワー減少技法を動作させる。EMG2適応計算プロセッサ52は、EMG2FIRフィルタ51の1つのフィルタタップの1つの重み係数が1の値に設定され、その他のフィルタタップの重み係数は0の値に設定され、その結果、EMG2入力信号6に対して全域通過条件が成立するように、EMG2FIRフィルタ51の重み係数

【0055】
【外14】

$$q_j^2$$

【0056】を計算する。EMG2FIRフィルタ51は、EMG2入力信号6を任意に移相を伴うが、振幅変化を伴わずにあらゆる周波数で通過させる場合に「全域通過条件」を生成する。EMG2FIRフィルタ51がEMG2入力信号6の所望信号S2の近似値

【0057】
【外15】

$$\overline{S2(i)}$$

【0058】を通過させる限り、重み係数
【0059】
【外16】

$$q_j^2$$

【0060】の値が1及び0の値に限定されないように、EMG2FIRフィルタ51の重み係数
【0061】

【外17】

$$q_j^2$$

【0062】の値は異なる方法で選択されることが可能である。EMG2ノイズ低減信号70の周波数応答は、通常、約0.01Hzから約3Hzの範囲にある。EMG2適応計算プロセッサ52はEMG1ノイズ低減FIRフィルタ41のフィルタタップの重み係数

【0063】

【外18】

$$q_j^1$$

【0064】を、

【0065】

【数3】

$$\sum_{i=1}^{P2} (\overline{S2(i)})^2$$

【0066】により表されるEMG2所望信号パワー性能指標(P2)を減少させるように適応させる。本発明の一実施例においては、EMG2適応計算プロセッサ52は、EMG1ノイズ低減FIRフィルタ41のフィルタタップの重み係数を適応させるLMS適応アルゴリズムを含む。EMG1ノイズ低減FIRフィルタ41はEMG1ノイズ低減FIR出力信号56を発生するように構成され、EMG2ノイズ低減信号加算器65に結合している。EMG1ノイズ低減FIR出力信号56とEMG2FIRフィルタ出力信号57とはEMG2ノイズ低減信号加算器65で加算されて、EMG2ノイズ低減信号70を発生する。このように、EMG2ノイズ低減信号70は実際の一次EMG2所望信号S2の推定値を提供し、この推定値においては、EMG1入力信号4とEMG2入力信号6が共有する統計的相関関係をもつノイズ成分は排除されている。

【0067】本発明の一実施例においては、EMG1ノイズ低減信号加算器25とEMG2ノイズ低減加算器65は共に、通常、エンベロープ検出プロセッサ80に結合している。EMG1ノイズ低減信号加算器25はEMG1ノイズ低減信号60をエンベロープ検出プロセッサ80へ通過させるように更に構成されている。EMG2ノイズ低減信号加算器65はEMG2ノイズ低減信号70をエンベロープ検出プロセッサ80へ通過させるように更に構成されている。

【0068】本発明の一実施例においては、EMG1適応計算プロセッサ32はEMG1FIRフィルタ21及びEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31の対応するフィルタタップごとの重み係数を、例えば、LMS適応アルゴリズムを使用して(ただし、このアルゴリズムには限定されない)新たなデータサンプルによって更新し、EMG2適応計算プロセッサ52はEMG1ノイズ低減

10

FIRフィルタ41及びEMG2FIRフィルタ51の対応するフィルタタップごとの重み係数を、例えば、LMS適応アルゴリズムを使用して(ただし、このアルゴリズムには限定されない)新たなデータサンプルによって更新する。AR(自己回帰)パラメータの標準推定方法はいずれも適用できるであろう。本発明はLMS適応アルゴリズムの使用に全く限定されない。別の実施例では、EMG1適応計算プロセッサ32はEMG1FIRフィルタ21及びEMG2ノイズ低減FIRフィルタ31の対応するフィルタタップごとの重み係数を緩衝データ技法を使用して更新し、EMG2適応計算プロセッサ52はEMG1ノイズ低減FIRフィルタ41及びEMG2FIRフィルタ51の対応するフィルタタップごとの重み係数を緩衝データ技法を使用して更新する。緩衝データ技法においては、データの集合に基づいて対応するフィルタタップの重み係数を計算し、重み係数は同じデータ又は可能であれば別のデータの集合に対して作用する。

20

【0069】以上説明した処理の一例として、一連の子宮収縮事象に対するEMG1入力信号4のデジタル化バージョンの応答及びEMG入力信号6のデジタル化バージョンの応答を図2及び図3にそれぞれ示す。EMG1ノイズ低減信号60を表す、図2及び図3を生成するために使用されたのと同じ一連の子宮収縮事象に対する応答を図4に示す。EMG2ノイズ低減信号70を表す、図2、図3及び図4を生成するために使用されたのと同じ一連の子宮収縮事象に対する応答を図5に示す。図4及び図5は先に説明した緩衝データ技法を使用して生成された。図2、図3、図4及び図5を生成するために使用されたのと同じ一連の子宮収縮事象に対する応答は、図6に示すような重み付き平均処理済EMG表示信号87により提供される。図6に示す重み付き平均処理済EMG表示信号87は先に説明したように発生される。EMG1入力信号4のデジタル化表現及びEMG2入力信号6のデジタル化表現のサンプリング周波数は、約1Hzから約200Hzの基準範囲を有する。図5に示すようなEMG1ノイズ低減信号60と図6に示すようなEMG2ノイズ低減信号70は共に、EMG1入力信号4のデジタル化表現及びEMG2入力信号6のデジタル化表現のサンプリング周波数が4Hzであったときに発生された。

30

40

【0070】本発明の別の実施例では、LMS適応アルゴリズムを使用し、FIRフィルタ21、31、41及び51は21のモデル次数で構成され、EMG1入力信号4のデジタル化表現とEMG2入力信号6のデジタル化表現は共に約1Hzから約200Hzの基準範囲内のサンプリング周波数速度を有する。

【0071】本発明の一実施例においては、LMS適応アルゴリズムを利用し、FIRフィルタ21、31、41及び51は21のモデル次数で構成され、EMG1入

力信号4のデジタル化表現とEMG2入力信号6のデジタル化表現は共に4Hzのサンプリング周波数速度を有する。

【0072】本発明が実施され且つ使用される態様を例示するために、本発明に従って子宮の収縮を検出するという目的で腹部外表面EMG信号データのノイズを低減させる方法及び装置の特定の一実施例を説明した。本発明の他の変更及び変形の実現並びにその様々な面は当業者には明白であり、且つ本発明が以上説明した特定の実施例に限定されないことを理解すべきである。従って、本発明、並びにここで開示し且つ特許請求される基本原理の真の趣旨の範囲内に入る全ての変形、変更又は等価の構成を包含すると考えられる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施例による子宮収縮監視システムを表す全体ブロック線図。

【図2】 一連の子宮収縮事象に対するEMG1入力信号の応答を表すグラフ。

【図3】 一連の子宮収縮事象に対するEMG2入力信号の応答を表すグラフ。

【図4】 一連の子宮収縮事象に対するEMG1ノイズ低減信号の応答を表すグラフ。

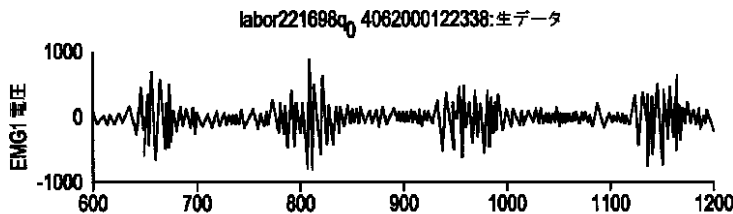
【図5】 一連の子宮収縮事象に対するEMG2ノイズ低減信号の応答を表すグラフ。

*【図6】 一連の子宮収縮事象に対する表示信号の応答を表すグラフ。

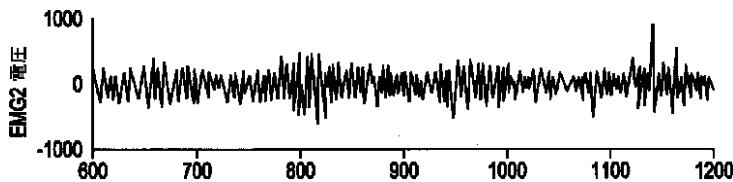
【符号の説明】

- 1...EMG1センサ、2...EMG2センサ、3...アルファ電極、4...EMG1入力信号、5...ベータ電極、6...EMG2入力信号、7...チャーリー電極、8...デルタ電極、9...EMG1増幅器、10...EMG2増幅器、11...EMG1帯域フィルタ、12...EMG2帯域フィルタ、13...EMG1アナログ/デジタル変換器、14...EMG2アナログ/デジタル変換器、15...EMG1入力信号バッファ、16...EMG2入力信号バッファ、17...EMG1ノイズ低減信号加算器、18...EMG2ノイズ低減信号加算器、19...EMG1表示信号、20...EMG2表示信号、21...重み付き平均処理済EMG表示信号、22...処理済EMG表示信号、23...表示装置、24...シグナルプロセッサ

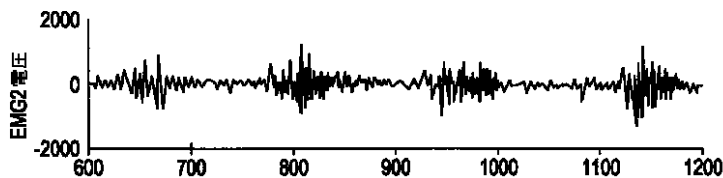
【図2】



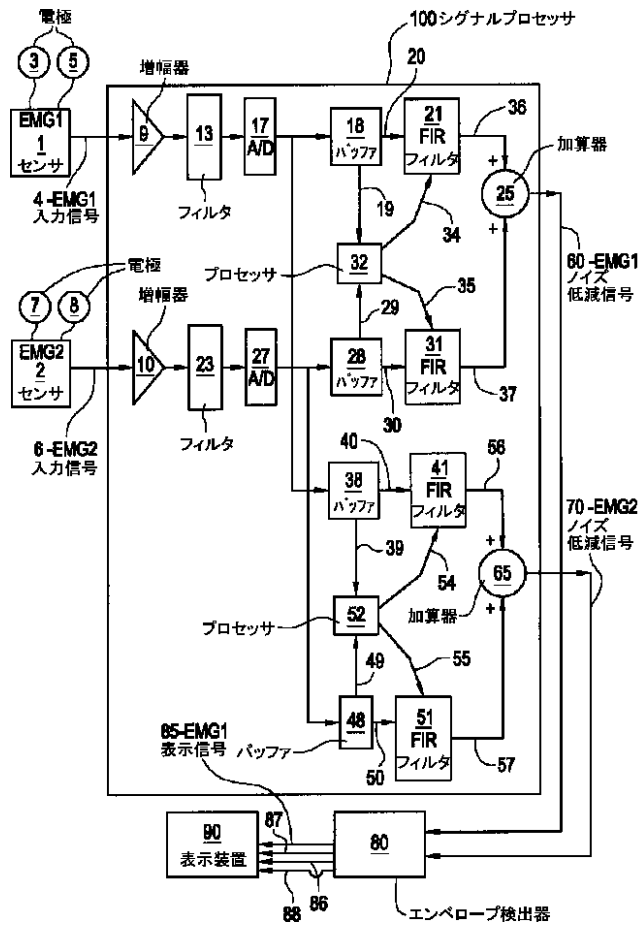
【図3】



【図5】

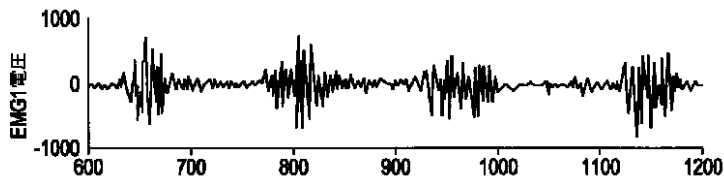


【図1】

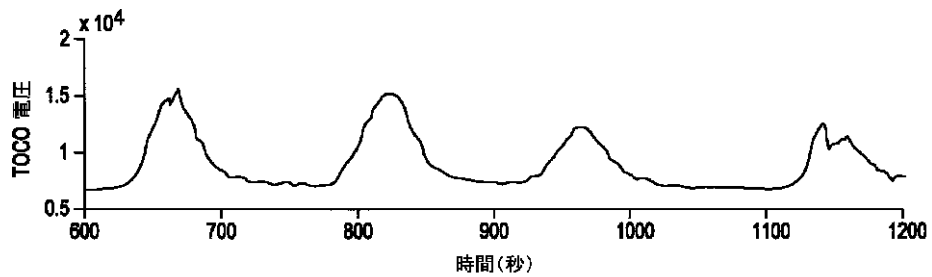


【図4】

labor221698q_4062000122338: 適応フィルタ(21タップ)



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 イーピン・チェン
アメリカ合衆国、ヴァージニア州、シャー
ロットビル、チムニー・スプリングス、
2902番

Fターム(参考) 4C027 AA04 BB01 CC01 CC02 EE01
FF00 FF01 FF02 GG13 KK03
KK05

专利名称(译)	用于减少肌电信号噪声的方法和装置		
公开(公告)号	JP2003220046A	公开(公告)日	2003-08-05
申请号	JP2002373332	申请日	2002-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	カリージョンマアルーフ イーピンチェン		
发明人	カリージョンマアルーフ イーピンチェン		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/03 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0488		
CPC分类号	A61B5/04882 A61B5/4356 A61B5/7203		
FI分类号	A61B5/00.P A61B5/04.330 A61B5/04.300.N A61B5/04.300.P		
F-TERM分类号	4C027/AA04 4C027/BB01 4C027/CC01 4C027/CC02 4C027/EE01 4C027/FF00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG13 4C027/KK03 4C027/KK05 4C117/XA02 4C117/XB04 4C117/XC26 4C117/XC30 4C117/XD29 4C117/XE19 4C117/XE64 4C117/XG17 4C117/XH03 4C117/XJ05 4C117/XJ17 4C117/XJ18 4C127/AA04 4C127/BB01 4C127/CC01 4C127/CC02 4C127/EE01 4C127/FF00 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/GG13 4C127/KK03 4C127/KK05 4C127/LL15 4C127/LL17		
优先权	10/026985 2001-12-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少来自腹部外表面的肌电图（EMG）信号的噪声，以检测子宫的收缩情况。EMG1传感器被配置为检测第一EMG信号并生成对应的EMG1输入信号，并且系统检测第二EMG信号并生成对应的EMG2输入信号。以及如上所述配置的EMG2传感器。信号处理器耦合到EMG1和EMG2传感器。信号处理器通过滤波和技术处理EMG1和EMG2输入信号，以生成EMG1降噪信号，该信号表示至少一个收缩事件幅度和一系列多个收缩事件周期。

