

(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 - 245258

( P2003 - 245258A )

(43)公開日 平成15年9月2日 (2003.9.2)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード* ( 参考 )
A 6 1 B 5/0488		A 6 1 B 5/00	101 Q 4 C 0 2 7
	5/00		102 A 4 C 0 3 8
		5/04	330
	5/107	5/10	300 M

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L ( 全 7 数 )

(21)出願番号 特願2003 - 6839(P2003 - 6839)

(22)出願日 平成15年1月15日(2003.1.15)

(31)優先権主張番号 10/045706

(32)優先日 平成14年1月15日(2002.1.15)

(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  
ラルフ・トマス・ホクター  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、サルト  
ガ・スプリングス、ホライズン・ドライブ、  
4番

(74)代理人 100093908  
弁理士 松本 研一 ( 外 2 名 )

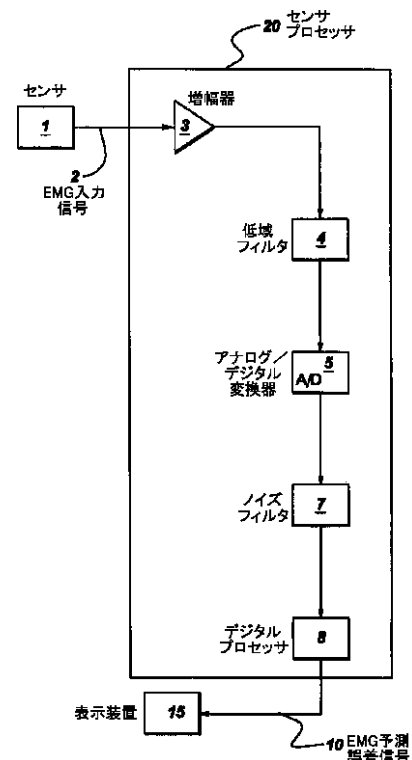
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 腹部表面 E M G 信号の線形予測モデリングを使用する子宮収縮監視の方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 腹部表面からの筋電図 ( E M G ) 入力信号を処理することにより子宮の収縮を検出するシステム及び方法を提供する。

【解決手段】 システムは、子宮 E M G 信号を検出し且つ E M G 入力信号を発生するように構成されたセンサを具備する。システムは、センサに結合し且つ E M G 予測誤差信号を発生するように構成されたシグナルプロセッサを更に含む。シグナルプロセッサは E M G 入力信号に対して信号処理演算を実行して、 E M G 予測誤差信号を発生する。 E M G 予測誤差信号は少なくとも 1 回の収縮事象の大きさ及び複数回の収縮事象の周期性に対応する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 子宮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、

EMG信号を検出し且つ対応するEMG入力信号（2）を発生するように構成されたセンサ（1）と、前記センサ（1）に結合され、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対応するEMG予測誤差信号（10）を発生するように構成されたシグナルプロセッサ（20）とを具備するシステム。

【請求項2】 前記シグナルプロセッサ（20）に結合された表示装置（15）を更に具備する請求項1記載のシステム。

【請求項3】 前記表示装置（15）はコンピュータモニタ、計器用表示モニタ、ベッドサイド表示モニタ、プリンタ及びストリップチャートレコーダから成る装置群から選択される請求項2記載のシステム。

【請求項4】 前記センサ（1）の各々は子宮に隣接して前記腹部外表面と接触する状態で配置されるように構成された2つのEKG電極を具備する請求項1記載のシステム。

【請求項5】 前記シグナルプロセッサ（20）は、センサ（1）に結合され、前記EMG入力信号を増幅して、前記EMG入力信号（2）の増幅表現を提供する増幅器（3）と、

前記増幅器（3）に結合され、前記EMG入力信号（2）の前記増幅表現をフィルタリングして、前記EMG入力信号（2）の低域フィルタリング済み表現を発生するように構成された低域フィルタ（4）と、

前記低域フィルタに結合され、前記EMG入力信号（2）の前記低域フィルタリング済み表現を処理して、前記EMG入力信号（2）のデジタル化表現を発生するように構成されたアナログ/デジタル変換器（5）と、前記アナログ/デジタル変換器（5）に結合され、前記EMG入力信号（2）の前記デジタル化表現から電力線路構造を除去して、前期EMG入力信号（2）のノイズフィルタリング済みバージョンを発生するように構成されたノイズフィルタ（7）と、

前記ノイズフィルタ（7）に結合され、前記EMG入力信号（2）のノイズフィルタリング済みバージョンを処理して前記EMG予測誤差信号（10）を計算するように構成されたデジタルプロセッサ（8）とを更に具備する請求項1記載のシステム。

【請求項6】 前記デジタルプロセッサ（8）は適応アルゴリズムを具備し、前記適応アルゴリズムは、予測誤差フィルタに結合されるように構成されたパラメータ評価部分を具備し、前記パラメータ評価部分は、EMG予測誤差信号性能指標を最適化するために前記少なくとも1つの予測係数を計算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7】 前記適応アルゴリズムは、前記EMG入力信号（2）の前記デジタル化表現（6）をフィルタリングして前記EMG予測誤差信号（10）を計算するように更に構成されている請求項6記載のシステム。

【請求項8】 前記適応アルゴリズムは最小二乗適応アルゴリズム及びBurg適応アルゴリズムから成るアルゴリズム群から選択される請求項6記載のシステム。

【請求項9】 前記予測誤差フィルタは2から10の範囲のモデル次数を有するように構成されている請求項6記載のシステム。

【請求項10】 前記適応アルゴリズムは、約2秒から約12秒の時間間隔範囲を有する最小二乗適応アルゴリズムである請求項6記載のシステム。

【請求項11】 前記適応アルゴリズムは、約2秒から約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムである請求項6記載のシステム。

【請求項12】 前記適応アルゴリズムは、約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは4次のフィルタである請求項6記載のシステム。

【請求項13】 前記EMG入力信号（2）の前記デジタル化表現は約100Hzから約200Hzのサンプリング周波数速度範囲を有する請求項12記載のシステム。

【請求項14】 前記適応アルゴリズムは、約5秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは4次のフィルタであり、前記EMG入力信号（2）の前記デジタル化表現は約200Hzのサンプリング周波数速度を有する請求項6記載のシステム。

【請求項15】 前記適応アルゴリズムは、約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは2次のフィルタであり、前記EMG入力信号（2）の前記デジタル化表現は約100Hzのサンプリング周波数速度を有する請求項6記載のシステム。

【請求項16】 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、

少なくとも1つのEMG入力信号（2）を発生することと、

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EMG予測誤差信号（10）を計算することとから成る方法。

【請求項17】 前記EMG予測誤差信号（10）を表示装置（15）に表示することを更に含む請求項16記載の方法。

【請求項18】 前記EMG予測誤差信号（10）を計算する過程は、

適応アルゴリズムのパラメータ評価部分でEMG予測誤差信号性能指標を最適化するために少なくとも1つの予測係数を計算することと、

前記少なくとも1つのEMG入力信号(2)のデジタル化表現を前記適応アルゴリズムの予測誤差フィルタでフィルタリングすることとを更に含む請求項16記載の方法。

【請求項19】 前記適応アルゴリズムは最小二乗適応アルゴリズム及びBurg適応アルゴリズムから成るアルゴリズム群から選択される請求項18記載の方法。

【請求項20】 前記予測誤差フィルタは2から10の範囲のモデル次数を有する請求項18記載の方法。

【請求項21】 前記適応アルゴリズムは、約2秒から約12秒の時間間隔範囲を有する最小二乗適応アルゴリズムである請求項18記載の方法。

【請求項22】 前記適応アルゴリズムは、約2秒から約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムである請求項18記載の方法。

【請求項23】 前記適応アルゴリズムは、約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは4次のフィルタである請求項18記載の方法。

【請求項24】 前記EMG入力信号(2)の前記デジタル化表現は約100Hzから約200Hzのサンプリング周波数速度範囲を有する請求項23記載の方法。

【請求項25】 前記適応アルゴリズムは、約5秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは4次のフィルタであり、前記EMG入力信号(2)の前記デジタル化表現は約200Hzのサンプリング周波数速度を有する請求項18記載の方法。

【請求項26】 前記適応アルゴリズムは、約10秒のデータ収集ウィンドウ持続時間を有するBurg適応アルゴリズムであり、前記予測誤差フィルタは2次のフィルタであり、前記EMG入力信号(2)の前記デジタル化表現は約100Hzのサンプリング周波数速度を有する請求項18記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は一般に出産時の婦人の医学的状態を監視することに関し、特に、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ことに関する。

【0002】

【従来の技術】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。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を産科医に提供するために、子宮収縮監視の性能を向上させることが要求されている。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周波数及び持続時間は子宮収縮の周波数と持続時間に対応している。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】EMG信号から収縮の周期がいつ起こるかの指標を取り出すために、腹部外壁に装着された電極からのEMG信号を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】子宮の収縮を検出するために腹部表面からの筋電図(EMG)信号を処理するシステムが提供される。システムは、EMG信号を検出し且つ対応するEMG入力信号を発生するように構成された少なくとも1つのセンサを具備する。システムは、少なくとも1つのセンサに結合され且つ対応するEMG予測信号を発生するように構成されたシグナルプロセッサを更に含む。シグナルプロセッサはEMG入力信号に対して信号処理演算を実行して、EMG予測誤差信号を発生する。EMG予測誤差信号は少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び複数回の収縮事象の周期性に対応する。EMG信号の雑音を低減するために、EMG入力信号を

第2のEMG入力信号と組み合わせて使用する。

【0007】子宮の収縮を検出するために腹部表面からの筋電図(EMG)信号を処理する方法が提供される。方法はEMG信号を検出することと、EMG入力信号を発生することを含む。方法は、少なくとも1回の収縮事象の大きさ及び複数回の収縮事象の周期性に対応するEMG予測誤差信号を発生することを更に含む。

【0008】本発明の上記の特徴、面及び利点、並びにその他の特徴、面及び利点は、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\*10

$$e[n]=x[n]+a_1x[n-1]+...+a_px[n-p]$$

式中、1) e[n]はEMG予測誤差信号を表し、2) x[n]はデジタル化EMG入力信号を表し、3) 計算量 $a_1x[n-1]+...+a_px[n-p]$ はEMG予測信号を表し、4)  $a_1, \dots, a_p$ は複数の予測係数を表す。

【0010】ARモデルの構成は信号処理技術の分野では良く知られている(例えば、S.L. Marple, Jr.の「Digital Spectral Analysis with Applications」、Prentice-Hall、1887年刊を参照)。(1)の一般ARモデルを、1組の予測係数を識別することにより特定の入力信号に適用する。それらの予測係数は、一般に、EMG予測誤差信号e[n]の何らかの特性を最適化するように選択される。一般的な方法は、e[n]のエネルギーを最小

$$e_p[n]=x[n-p]+a_1x[n-p+1]+...+a_p$$

この場合、一般に、予測係数 $a_1, \dots, a_p$ は(2)における予測係数の複素共役である。他にも、順方向予測誤差及び逆方向予測誤差の組み合わせを最適化する一般的なモデリング技法は多数ある。

【0012】本発明の方法は、EMG入力信号(x[n])の現在値を入力信号の過去値の組み合わせにより「予測」するために、線形予測モデルとも呼ばれる。子宮収縮事象の間、EMG入力信号(x[n])は信号の周波数内容が時間に伴って変化する非定常特性を示す。予測係数 $a_1, \dots, a_p$ は、デジタル化EMG入力信号(x[n])における連続データの1セグメントを処理することにより計算される。そのようなセグメントはいずれも一定の時間間隔を表すので、予測係数( $a_1, \dots, a_p$ )とEMG予測信号( $a_1x[n-1]+...+a_px[n-p]$ )は共に時間の関数である。デジタル化EMG入力信号(x[n])とEMG予測信号がどの程度まで一致しないかは、EMG予測誤差信号e[n]の振幅により示される。EMG予測誤差信号e[n]は、どの程度までARモデル化仮定が有効であるかを示すものとして解釈されても良い。EMG予測誤差信号が大きい場合、EMG入力信号はp次のARランダムプロセスにより適切にモデル化されないことが示唆される。

【0013】子宮収縮の開始時、EMG入力信号(x[n])はスペクトル特性の変化を示す。EMG入力信号(x[n])におけるスペクトル特性の変化は、p次のARモデルをEMG入力信号(x[n])に適用できる程度を変化させ、その結果、EMG予測誤差信号(e[n])の振幅

\*あろう。尚、図面中、同じ図中符号は同じ部分を表す。

【0009】

【発明の実施の形態】子宮EMG発生の生理学的側面は大部分理解されているが、その基礎とな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示すため、現象学的アプローチが採用される。この方法によれば、子宮EMG信号は次のように自己回帰(AR)ランダムプロセスとしてモデル化される。

にするように $a_1, \dots, a_p$ を選択するという方法である。ARモデルの適用は、入力信号(x[n])が全極フィルタによってホワイトノイズプロセスをフィルタリングすることにより生成された色付きノイズランダムプロセスであるという仮定と等価である。

【0011】(1)により求められる予測誤差信号は、信号の過去の観測に基づいて観測を予測するときの誤差であるため、すなわち、時間的方向が順方向である誤差であるために順方向予測誤差としても知られている。また、逆方向予測誤差を次のように定義することも一般的である。

を変化させる。EMG予測誤差信号(e[n])の振幅の変化は、本発明の一実施例では、子宮収縮を示すために使用される。逆に、子宮収縮の終了時には、EMG予測誤差信号は以前のレベルに戻る。EMG入力信号(x[n])のスペクトル特性の変化を示すEMG予測誤差信号(e[n])の振幅の変化は、子宮収縮の開始と終了の双方を示すことができる。

【0014】子宮の収縮を検出するときを使用するための子宮収縮監視システムは図1の1つの(少なくとも1つであることを意味する)センサ1を含む。センサ1は対応するEMG入力信号(x[n])2を発生する。センサ1はシグナルプロセッサ20に結合されており、シグナルプロセッサ20は、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対応するEMG予測誤差信号(e[n])10を発生する。シグナルプロセッサ20は任意に表示装置15に結合される。通常、センサ1は、例えば、1対の心電図(EKG)電極を具備する。EKG電極からの信号は差を伴って記録され、2つのEHG出力の差がセンサ1の出力となり、これがEMG入力信号(x[n])2である。センサ1として2つのEKG電極を利用することは当業者には知られており、EHGは広く利用可能である。

【0015】本発明の一実施例では、シグナルプロセッサ20は、通常、EMG予測誤差信号(e[n])10を発生するために次の構成要素を更に具備する。増幅器3はEMG入力信号(x[n])2の増幅表現を発生する。増幅

器3は低域フィルタ4に結合されている。低域フィルタ4はEMG入力信号(x[n])2の増幅表現のエイリアシング防止フィルタリングを実行して、EMG入力信号2の低域フィルタリング済み表現を発生する。低域フィルタ4はアナログ/デジタル変換器5に結合されている。アナログ/デジタル変換器5は、EMG入力信号(x[n])2の低域フィルタリング済み表現から、通常は約100Hzから約200Hzのサンプリング周波数範囲で、EMG入力信号2のデジタル化表現を発生する。アナログ/デジタル変換器5はノイズフィルタ7に結合されている。ノイズフィルタ7はEMG入力信号(x[n])2のデジタル化表現から電力線路構造(すなわち、通常は50Hz又は60Hz)を除去して、EMG入力信号(x[n])2のノイズフィルタリング済みバージョンを発生する。ノイズフィルタ7はデジタルプロセッサ8に結合されている。デジタルプロセッサ8は、例えば、標準形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マブルロジックデバイスを含む(ただし、これらには限定されない)どのような形態のデジタル処理装置であっても良い。デジタルプロセッサ8は、EMG入力信号(x[n])2のノイズフィルタリング済みバージョンを処理し、EMG予測誤差信号(e[n])10を計算するための適応アルゴリズムを具備する。デジタルプロセッサ8は任意に表示装置15に結合される。表示装置15は、例えば、コンピュータモニタ、計器用表示モニタ、ベッドサイド表示モニタ、プリンタ又はストリップチャートレコーダなどとして識別されるが、それらには限定されない。表示装置15はEMG予測誤差信号(x[n])10を受信し、それにより、患者又は医師が子宮収縮の開始と終了を監視し、それを任意に記録することができる。

【0016】本発明の一実施例(図1には図示せず)では、2つ以上のセンサ1を利用して2つ以上の対応するEMG入力信号(x[n])2を発生する。その一例(単なる例であって、本発明を限定しない)を挙げると、2つのセンサ1が配置され、第1のセンサ1に対応する第1のEMG入力信号(x[n])2と、第2のセンサ1に対応する第2のEMG入力信号(x[n])2が発生される。この実施例においては、シグナルプロセッサ20は第1のEMG入力信号(x[n])2と第2のEMG入力信号(x[n])2の双方を処理して、第1のEMG入力信号(x[n])2に対応する第1のEMG予測誤差信号(e[n])10と、第2のEMG入力信号(x[n])2に対応する第2のEMG予測誤差信号(e[n])10とを発生する。シグナルプロセッサ20は第1のEMG予測誤差信号(e[n])10と第2のEMG予測誤差信号(e[n])10のうち、どちらが大きな振幅変化を有するかを判定し、より振幅変化の大きいEMG予測誤差信号(e[n])10を表示装置15に供給する。

【0017】本発明の一実施例では、適応アルゴリズム

は、EMG予測誤差信号(e[n])10を計算するために、予測誤差フィルタと呼ばれる有限インパルス応答デジタルフィルタと結合されたパラメータ評価部分を含む。パラメータ評価部分は少なくとも1つの予測係数(a<sub>1</sub>, ..., a<sub>p</sub>)を計算する。適応アルゴリズムのパラメータ評価部分は、EMG予測誤差信号(e[n])10の二乗の長期平均などのEMG予測誤差性能指標を最適化するために線形予測フィルタで予測係数(a<sub>1</sub>, ..., a<sub>p</sub>)を計算する。デジタルプロセッサ8における適応アルゴリズムは、EMG予測誤差信号(e[n])10を求めるために、EMG入力信号(x[n])2のノイズフィルタリング済みバージョンをフィルタリングする。希望に応じて、いくつかの標準ARモデルのいずれにおいても、パラメータ評価部分は副産物としてEMG予測誤差信号(e[n])10を生成し、それにより、予測誤差フィルタの必要をなくしている。

【0018】本発明においては、標準ARモデルの使用が許される。特に、本発明では使用できる適応アルゴリズムとして再帰最小二乗(RLS)適応アルゴリズムとBurg適応アルゴリズムを挙げる。再帰最小二乗適応アルゴリズムとBurg適応アルゴリズムは例として提示されたにすぎず、限定的な意味をもたない。本発明はこれらの方法の使用によって全く限定されない。

【0019】デジタルプロセッサ8で何らかのパラメータ評価部分が利用される場合、予測誤差フィルタはモデル次数として知られるいくつかの予測誤差フィルタ係数を有し、それらを指定しなければならない。発明者は、実験によって、2から10の範囲のモデル次数がEMG予測誤差信号(e[n])10で子宮収縮の所望の指示を生成することを判定した。モデル次数が大きすぎると、子宮収縮に対するEMG予測誤差信号(e[n])10の感度が低下する。

【0020】本発明の別の実施例においては、EMG予測誤差信号10を計算するためにRLS方法を使用する。RLS方法は、新たなデータサンプルが現れるたびに新たなARモデルが計算されるために逐次手続きと呼ばれる種類のARモデリング手続きの1つである。モデル次数(p)が与えられると、RLSアルゴリズムは順方向予測誤差の指数重み付け和を最小にすることにより、パラメータの最小二乗推定値を生成する。本発明でこのアルゴリズムが使用される場合、n番目に古い順方向予測誤差は係数w<sup>n</sup>により重み付けされる。S.L. Marple, Jr.の「Digital Spectral Analysis with Applications」、(Prentice-Hall、1987年刊)の第9章などの多くの標準参考文献に記載されているように、パラメータの最小二乗推定値は再帰的に更新される。再帰的推定値が存在するパラメータの1つは、デジタルプロセッサ8(シグナルプロセッサ20)の要求される出力である順方向予測誤差である。RLSフィルタの重みパラメータ(w)は、通常、約2秒から約12秒の範囲の典

型的時間間隔におけるサンプルの数をNとすると、 $w^N = 0.01$ となるように定められている。

【0021】RLSアルゴリズムは、再帰的計算における丸め誤差又はその他の数値誤差の累積によって起こる誤差を生じやすいことが知られている。この問題に対処するため、信号処理に関連する文献には様々な方法が記載されている。

【0022】別の実施例では、デジタルプロセッサ8は周知のBurgアルゴリズムなどのブロックデータ最適化アルゴリズムを利用する。ブロックデータ方法は1つのARモデルを計算するために一定のデータブロック、すなわち、ウィンドウの中のデータの全てを使用する。特に、Burg方法は所定のモデル次数に対して所定のデータブロックの順方向予測誤差と逆方向予測誤差の二乗の和を最小にし、計算の副産物として、その和の値を生成する。発明者は、実験によって、EMG予測誤差信号(e[n])10において子宮収縮の所望の指示を生成するために、ブロックデータ最適化方法と関連するモデル次数の範囲は通常2から10であると判定した。本発明では、データブロックはEMG入力信号(x[n])2の互いに重複する複数のセグメントであり、その全てが同じ一定の数のサンプルを有し、Burgアルゴリズムの出力は二乗された誤差の和の計算値である。Burgアルゴリズムの各出力値は累積されている最も最近のデータブロックから計算され、出力値はEMG入力信号(x[n])2と同じサンプル速度で生成されても良いし、あるいは、次の計算が実行される前にセーブされるデータブロックに追加される新たなデータポイントの数を変化させることによりより遅いサンプル速度で生成されても良い。デジタルプロセッサ8でブロックデータ最適化アルゴリズムが利用される場合、典型的なデータ収集ウィンドウ持続時間は約2秒から約10秒である。

【0023】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陣痛計、EMG入力信号(x[n])2のデジタル化表現、及びデジタルプロセッサ出力信号(EMG予測誤差信号(e[n])10)の応答を図2、図3及び図4にそれぞれ示す。デジタルプロセッサ出力信号(EMG予測誤差信号(e[n])10)は、Burgアルゴリズムの予測誤差フィルタが2次のフィルタであり\*

\*且つBurgアルゴリズムデータ収集ウィンドウ持続時間が10秒である本発明の一実施例を使用して計算された。

【0024】本発明の別の実施例は、データ収集ウィンドウ持続時間が約5秒であり、予測誤差フィルタは4次モデルを表す4次のフィルタであり、EMG入力信号2のデジタル化表現が約200Hzのサンプリング周波数速度によるBurgアルゴリズムを利用する。

【0025】本発明の別の実施例は、データ収集ウィンドウ持続時間が約10秒であり、予測誤差フィルタは4次モデルを表す4次のフィルタであり、且つEMG入力信号2のデジタル化表現が約100Hzのサンプリング周波数速度によるBurgアルゴリズムを利用する。

【0026】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収縮を検出する目的で腹部外表面EMG信号データを処理する方法及び装置の特定の一実施例を説明した。本発明のその他の変形及び変更の実現並びにその様々な面は当業者には明白であり、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する基礎となる原理の真の趣旨の範囲内に含まれるあらゆる変形、変更又は等価の構成が包含されると考えられる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例に従った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陣痛計の応答を表すグラフ。

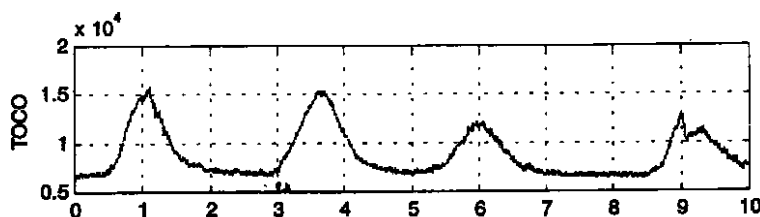
【図3】一連の子宮収縮事象に対するEMG入力信号のデジタル表現の応答を表すグラフ。

【図4】一連の子宮収縮事象に対するデジタルプロセッサ出力信号(EMG予測誤差信号)の応答を表すグラフ。

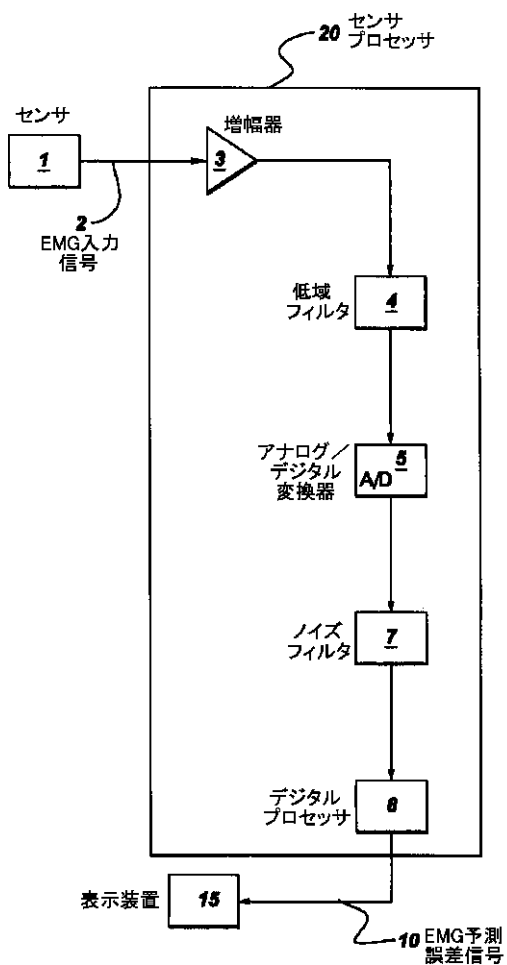
【符号の説明】

- 1...センサ、2...EMG入力信号、3...増幅器、4...低域フィルタ、5...A/D変換器、7...ノイズフィルタ、8...デジタルプロセッサ、10...EMG予測誤差信号、15...表示装置、20...シグナルプロセッサ

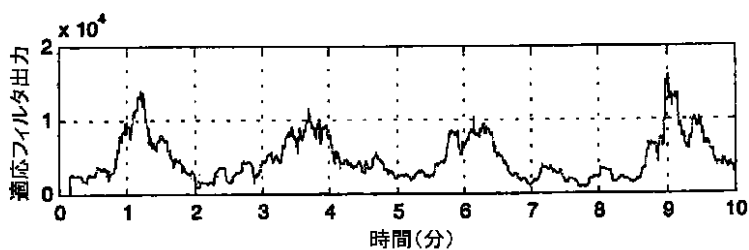
【図2】



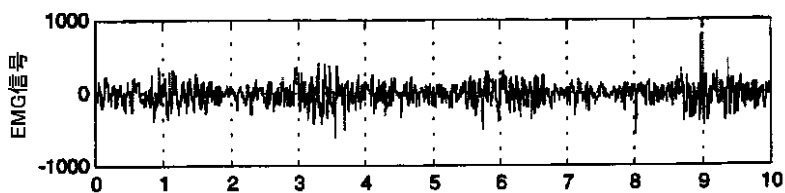
【図1】



【図4】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 カリール・ジョン・マアルフ  
 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

(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  
 ロッツビル、チムニー・スプリングス、  
 2902番

Fターム(参考) 4C027 AA04 BB01 CC01 FF01 FF02  
 GG05  
 4C038 VA04 VB20 VC20

专利名称(译)	使用腹部表面EMG信号的线性预测建模来监测子宫收缩的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003245258A</a>	公开(公告)日	2003-09-02
申请号	JP2003006839	申请日	2003-01-15
[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	ラルフトマスホクター カリージョンマアルーフ イーピンチェン		
发明人	ラルフトマスホクター カリージョンマアルーフ イーピンチェン		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0488 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/0488		
FI分类号	A61B5/00.101.Q A61B5/00.102.A A61B5/04.330 A61B5/10.300.M A61B5/107.500		
F-TERM分类号	4C027/AA04 4C027/BB01 4C027/CC01 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG05 4C038/VA04 4C038/VB20 4C038/VC20 4C117/XA02 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XB09 4C117/XC02 4C117/XD26 4C117/XD29 4C117/XE17 4C117/XE19 4C117/XE52 4C117/XF07 4C117/XF26 4C117/XG02 4C117/XH03 4C117/XJ12 4C117/XJ17 4C127/AA04 4C127/BB01 4C127/CC01 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/GG05		
优先权	10/045706 2002-01-15 US		
其他公开文献	JP2003245258A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种通过处理来自腹部表面的肌电图 (EMG) 输入信号来检测子宫收缩的系统和方法。该系统包括被配置为检测子宫EMG信号并生成EMG输入信号的传感器。该系统还包括信号处理器, 该信号处理器耦合至传感器并且被配置为生成EMG预测误差信号。信号处理器对EMG输入信号执行信号处理操作, 以生成EMG预测误差信号。EMG预测误差信号对应于至少一个心脏收缩事件的幅度和多个心脏收缩事件的周期性。

