

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-532543

(P2014-532543A)

(43) 公表日 平成26年12月8日(2014.12.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 102A	4C017
A61B 5/04 (2006.01)	A61B 5/00 P	4C027
A61B 5/0444 (2006.01)	A61B 5/04 R	4C117
A61B 5/0408 (2006.01)	A61B 5/04 310J	
A61B 5/0478 (2006.01)	A61B 5/04 300J	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-541324 (P2014-541324)  
 (86) (22) 出願日 平成24年11月9日 (2012.11.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成26年6月16日 (2014.6.16)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2012/064436  
 (87) 国際公開番号 W02013/071095  
 (87) 国際公開日 平成25年5月16日 (2013.5.16)  
 (31) 優先権主張番号 13/292,787  
 (32) 優先日 平成23年11月9日 (2011.11.9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 513057728  
 コンバージョン エンジニアリング  
 インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 フロリダ州 ニューベリ  
 ー サウスウェスト 第140 テラス  
 107 스위트 1  
 (74) 代理人 100102978  
 弁理士 清水 初志  
 (74) 代理人 100102118  
 弁理士 春名 雅夫  
 (74) 代理人 100160923  
 弁理士 山口 裕孝  
 (74) 代理人 100119507  
 弁理士 刑部 俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 センサインタフェースシステム

(57) 【要約】

少なくとも一つのセンサと母体・胎児モニタとの間の接続を提供するためのセンサインタフェースシステムであって、センサによって捕捉された電気的筋肉活動を、母体・胎児モニタによって使用されるための子宮活動データ信号へと変換するセンサインタフェースシステムを開示する。本発明のセンサインタフェースシステムは、好ましくは、センサからの信号を、陣痛計によって生成される信号に類似した信号へと変換するための変換手段を含む。

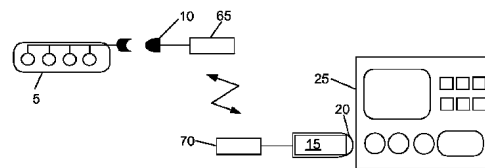
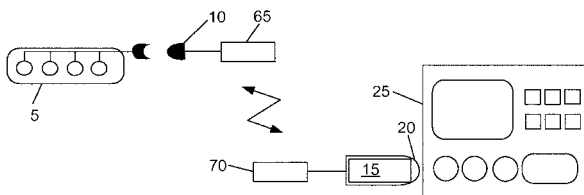


FIG. 5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ワイヤレス通信路を介して情報を送信するための通信プロトコルを有するワイヤレス送信機と、

該ワイヤレス送信機から情報を受信しかつ送信するように構成されているワイヤレス受信機と、

信号を生成する少なくとも二つのセンサを含む、母体腹部のために設計されたセンサアレイと、

陣痛計、子宮内圧カテーテル (IUPC)、胎児頭皮電極 (FSE)、および超音波モニタからなる群より選択されるプローブによって通常は提供される電気出力データフォーマットを模倣する電気出力データへと、センサ信号を処理する信号変換器と、

母体・胎児モニタに操作可能かつ物理的に接続するための母体・胎児モニタポートインタフェースであって、該信号変換器から処理された電気出力データを受信したのちに該電気出力データを該母体・胎児モニタに送信する、母体・胎児モニタポートインタフェースと

を含む、ワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 2】**

センサアレイが、各センサへの少なくとも一つのカーブした電気接続を含み、各カーブした電気接続が、該センサアレイが母体腹部の形状に適合するように構成されている、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 3】**

センサアレイの各カーブした電気接続が、ひずみ解放と対象間変動とを許容する曲がりくねるパターンを含む、請求項2に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 4】**

ワイヤレス送信機がセンサアレイに操作可能に接続されて、センサ信号を受信し、かつ該センサ信号に関する情報をワイヤレス受信機に送信することができ、

該ワイヤレス受信機が信号変換器に操作可能に接続され、かつ電気出力データへと処理されるように該ワイヤレス送信機からの情報を該信号変換器に送信し、

該信号変換器が母体・胎児モニタポートインタフェースに操作可能に接続され、

該ワイヤレス受信機と該信号変換器と該母体・胎児モニタポートインタフェースとが単一のコンポーネントとして一緒に提供される、

請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 5】**

ワイヤレス送信機がセンサアレイに操作可能に接続され、かつ該ワイヤレス送信機と該センサアレイとが単一のコンポーネントとして一緒に提供される、請求項4に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 6】**

信号変換器がセンサアレイに操作可能に接続され、

ワイヤレス送信機が、該信号変換器に操作可能に接続され、かつ該信号変換器から電気出力データを受信し、かつ該電気出力データに関する情報をワイヤレス受信機に送信し、

該ワイヤレス受信機が母体・胎児モニタポートインタフェースに操作可能に接続され、

該ワイヤレス送信機と該信号変換器と該センサアレイとが単一のコンポーネントとして一緒に提供され、

該ワイヤレス受信機と該母体・胎児モニタポートインタフェースとが単一のコンポーネントとして一緒に提供される、

請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

**【請求項 7】**

センサ信号がアナログ信号であり、かつワイヤレスインタフェースシステムが、アナログセンサ信号をデジタルセンサ信号へと変換するアナログ・デジタル信号変換器をさらに含む、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 8】

アナログ・デジタル信号変換器がセンサアレイに操作可能に接続され、  
ワイヤレス送信機が該アナログ・デジタル信号変換器に操作可能に接続されて、デジタルセンサ信号を受信し、かつ該デジタルセンサ信号に関する情報をワイヤレス受信機に送信し、

該信号変換器が母体・胎児モニタポートインタフェースに操作可能に接続され、  
該ワイヤレス受信機が該信号変換器に操作可能に接続され、  
該ワイヤレス送信機と該アナログ・デジタル信号変換器とが単一のコンポーネントとして一緒に提供され、

該ワイヤレス受信機と該信号変換器と該母体・胎児モニタポートインタフェースとが単一のコンポーネントとして一緒に提供される、  
請求項7に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

10

## 【請求項 9】

ワイヤレス送信機がセンサアレイに操作可能に接続されて、アナログセンサ信号に関する情報を受信し、かつ該情報をワイヤレス受信機に送信し、

アナログ・デジタル変換器が信号変換器に操作可能に接続され、  
該信号変換器が母体・胎児モニタポートインタフェースに操作可能に接続され、  
該ワイヤレス受信機が、該アナログ・デジタル変換器に操作可能に接続され、かつデジタルセンサ信号へと処理されるように該ワイヤレス送信機からの該アナログセンサ信号に関する情報を該アナログ・デジタル変換器に送信し、

20

該ワイヤレス送信機と該センサアレイとが単一のコンポーネントとして一緒に提供され、

該ワイヤレス受信機と該信号変換器と該母体・胎児モニタポートインタフェースとが単一のコンポーネントとして一緒に提供される、

請求項7に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 10】

センサアレイが、少なくとも一つのセンサに接続されたアライメントテンプレートをさらに含む、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 11】

アライメントテンプレートが取り外し可能である、請求項10に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

30

## 【請求項 12】

パワーアダプタをさらに含む、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 13】

母体・胎児モニタポートインタフェースが、子宮内圧カテーテル - 母体・胎児ポートインタフェース、胎児頭皮電極 - 母体・胎児ポートインタフェース、および陣痛計 - 母体・胎児ポートインタフェースからなる群より選択されるポートインタフェースに相当する、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 14】

センサが電気センサおよび/または音響センサである、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

40

## 【請求項 15】

電気センサが、プリント回路電極、ディスプレイ電極、再使用可能なディスク電極、ヘッドバンド、および塩水ベースの電極からなる群より選択される電極である、請求項14に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 16】

電極が、心電図 (ECG/EKG)、脳波図 (EEG)、筋電図 (EMG)、電気眼振図 (ENG)、電気眼位図 (EOG)、および網膜電図 (ERG) からなる群より選択される電氣的活動をモニターするために使用されるタイプである、請求項15に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

50

## 【請求項 17】

ワイヤレス送信機が内部電源を含む、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 18】

センサ信号をフィルタリングするためのフィルタをさらに含む、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

## 【請求項 19】

フィルタが、高域フィルタ、低域フィルタ、複数の信号通信路、アナログフィルタ、およびデジタルフィルタからなる群より選択されるフィルタのいずれか一つまたは組み合わせである、請求項18に記載のワイヤレスインタフェースシステム。

10

## 【請求項 20】

センサアレイを妊娠中の母体の腹部に取り付け、かつ母体・胎児モニタポートインタフェースを母体・胎児モニタに取り付けることによって、請求項1に記載のワイヤレスインタフェースシステムを使用する工程、および

該母体・胎児モニタを使用して電気出力データを分析することによって分娩の進行を分析する工程

を含む、分娩の進行をモニタする方法。

## 【請求項 21】

電気出力データの分析が、

EHGデータ、分娩中および分娩後の子宮収縮、子宮弛緩、子宮内圧、ならびにモンテビデオ単位からなる群より選択される、母体・胎児モニタによるデータのいずれか一つまたは組み合わせ

20

を生成する、請求項20に記載の方法。

## 【請求項 22】

少なくとも一つの音響センサに操作可能に接続されかつ少なくとも一つのセンサ信号を受信するセンサインタフェースである、第一のコンポーネントと、

該センサインタフェースに接続されている信号変換器である第二のコンポーネントであって、該信号変換器が、該センサインタフェースから該少なくとも一つのセンサ信号を受信し、かつ同該センサ信号を、陣痛計または子宮内圧カテーテルからの電気出力を模倣する電気出力データへと処理する、第二のコンポーネントと、

30

母体・胎児モニタに操作可能かつ物理的に接続するための母体・胎児モニタポートインタフェースである第三のコンポーネントであって、該母体・胎児モニタポートインタフェースが、該信号変換器に接続し、かつ該電気出力データを受信したのち該母体・胎児モニタに送信する、第三のコンポーネントと

を含む、インタフェースシステム。

## 【請求項 23】

第一、第二、および第三のコンポーネントが統合されてケーブル中に一体構造を形成する、請求項22に記載のインタフェースシステム。

## 【請求項 24】

ワイヤレス送信機およびワイヤレス受信機をさらに含む、請求項22に記載のインタフェースシステム。

40

## 【請求項 25】

ワイヤレス送信機およびワイヤレス受信機が、Bluetooth（登録商標）、Wi-Fi、ZigBee、およびワイヤレスUSBからなる群より選択される通信プロトコルを使用する、請求項24に記載のインタフェースシステム。

## 【請求項 26】

ワイヤレス送信機が内部電源を含む、請求項24に記載のインタフェースシステム。

## 【請求項 27】

少なくとも一つのセンサが、胎児心拍数に関するデータを送信する、請求項22に記載のインタフェースシステム。

50

## 【請求項 28】

パワーアダプタをさらに含む、請求項22に記載のインタフェースシステム。

## 【請求項 29】

母体・胎児モニタポートインタフェースが、子宮内圧カテーテル - 母体・胎児ポートインタフェース、胎児頭皮電極 - 母体・胎児ポートインタフェース、および陣痛計 - 母体・胎児ポートインタフェースからなる群より選択されるポートインタフェースに相当する、請求項22に記載のインタフェースシステム。

## 【請求項 30】

センサインタフェースが少なくとも一つの電極センサにも接続する、請求項22に記載のインタフェースケーブル。

10

## 【請求項 31】

LED回路を含む信号変換器と母体・胎児ポートとを光学的に結合する方法であって、該LED回路に光学的に結合されたフォトレジスタを含む光学的に分離された平衡ブリッジ回路を含む、母体・胎児ポートのための光学インタフェースを提供する工程と、電圧・電流変換装置によって該LED回路を駆動する工程であって、それによって該LED回路を通過する電流を変調させ、かつ母体・胎児ポート入力信号を生成する、工程と、該母体・胎児ポート入力信号を該母体・胎児ポートに提供する工程とを含む、方法。

## 【請求項 32】

LEDを駆動する工程が、パルス幅変調デジタル・アナログ変換器および電圧・電流変換装置によってLED回路を駆動することを含む、請求項31に記載の方法。

20

## 【請求項 33】

母体・胎児ポート入力信号が、陣痛計、子宮内圧カテーテル、胎児頭皮電極、および/または超音波装置からの電気出力を模倣する、請求項31に記載の方法。

## 【請求項 34】

母体・胎児ポート入力信号が陣痛計からの電気出力を模倣する、請求項31に記載の方法。

## 【請求項 35】

母体・胎児ポート入力信号が胎児ECG信号を模倣する、請求項31に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

30

## 【技術分野】

## 【0001】

## 関連出願の相互参照

本出願は、2006年10月18日に出願された米国特許出願第11/582,714号、今や米国特許第7,828,753号の継続出願である、2010年11月8日に出願された米国特許出願第12/941,614号の一部継続出願であり、これら両出願は参照により全体として本明細書に組み入れられる。また、本出願は、参照により全体として本明細書に組み入れられる、2010年11月9日に出願された米国特許仮出願第61/411,702号の恩典を主張する。

## 【背景技術】

## 【0002】

## 発明の背景

妊娠中、特に分娩出産時の胎児の評価は、不可欠であるが、達成しにくい目標である。大部分の患者はモニタリングの有無を問わず健康な子供を出産するが、出産間近で生育可能な胎児の分娩1,000件のうち5件を超える分娩が死産であり、その半分は死因が不明である (National Vital Statistics System (NVSS), CDC, NCHS as published in "Healthy People 2010, Understanding and Improving Health: Chapter 16," co-authored by the Centers for Disease Control and Prevention and Health Resources and Services Administration, 2<sup>nd</sup> Edition, U.S. Government Printing Office, November 2000)。この残念な結果のリスクは「高リスク」患者 (たとえば糖尿病患者) のサブグループにおいて増大する。定期的な産科的観察に加えて、妊娠23週後、分娩前 (「子宮内」) 胎児モニ

40

50

タリングは以下からなる（複雑さの順）。

1. 胎児運動の母親レポート、
2. 無ストレス試験（NST） - 超音波によって胎児心拍数（FHR）をモニタして、基準心拍数、可変性および基準を超える一過性頻脈の存在を捜すこと、
3. 収縮ストレス試験（CST） - 子宮収縮に対する自然または誘発性いずれかのFHRの応答、および
4. 生物物理学的プロファイル（BPP） - NST + 胎児運動および羊水量の超音波検査評価。

#### 【0003】

広く受け入れられているにもかかわらず、これらの試験は、限られた予測値しか提供せず、試験時の胎児を瞬間的に垣間見るだけである。高リスク患者の場合、週に一度または二度の監視がしばしば指示されて、患者は費用および不便をこうむる。

10

#### 【0004】

分娩時胎児監視は、FHRの間欠的な聴診または継続的なドップラーモニタリングならびに収縮の触診または陣痛測定（ひずみゲージ）モニタリングによって日常的に達成される。指示される場合、より侵襲的なモニタリングが適用可能であるが、破水/十分な子宮頸部拡張を要し、いくらかの危険、主に感染の危険を伴う。これらのモニタリングは、非限定的に以下を含む。

1. 胎児頭皮電極 - 胎児頭皮に挿入されたワイヤ電極、
2. 子宮内圧カテーテル（IUPC） - 収縮の定量を可能にすること、および
3. 胎児頭皮サンプリング - pH分析のために血液サンプルを抜き取ること。

20

#### 【0005】

収縮検出が分娩の進行のモニタリングを可能にする。収縮をモニタするのに一般に使用される装置が陣痛計である。陣痛計は、収縮時の母体腹部のカーブの物理的变化を検出し（通常は、腹周りに配置されるストラップまたはベルトを用いる）、そのような変化をプリントされた曲線へと変換する。陣痛計は、腹部の張りの有無のみを検出し（子宮収縮によるものか、または母体の動きによるものかを問わない）、多くの場合、肥満の存在においてうまく働かない。残念ながら、患者は、陣痛計を使用して分娩をモニタするとき、仰臥位にとどまることを推奨されるが、この体位は、胎児の内部回転を促進するのにもっとも非効果的な生理学的体位であることがわかっており、多くの場合、母体の低血圧および不快感を生じさせる。

30

#### 【0006】

子宮頸部拡張が予測分娩曲線よりも遅れるとき、多くの場合、より効果的な収縮パターンを誘発するためにオキシトシンが指示される。オキシトシンの安全な滴定は、10分にわたり子宮収縮の強さを計測する「モンテビデオ単位」の正確な決定を要する場合がある。これは、子宮収縮によって発生する圧力を計測するために、より侵襲的なIUPC、すなわち、子宮内で胎児に沿って配置されるカテーテルを要する。

#### 【0007】

分娩時の電氣的胎児心拍数モニタリング（EFM）の使用の根拠は、FHR異常が低酸素状態（胎児への酸素が不十分）を正確に反映し、これの早期認識が、母子両方の転帰を改善するための処置を導くこともできると仮定する。残念ながら、数多くの研究が、低リスク分娩中のEFMの使用によるこの改善された転帰を特定することに失敗している。事実、一部の研究は、より高い手術分娩率からの罹患率の増加を実際に示している。おそらく、FHRトレーシングの解釈のばらつきおよび低酸素状態に関する特異性の欠如を考慮すると、これは驚くべきことではない。にもかかわらず、持続的EFMは、主に医学的および法的な懸念のせいで、あいかわらず米国の病院において標準治療である。

40

#### 【0008】

近年、波形のいくつかの特徴が胎児低酸素状態をより特異的に示す胎児ECG（心電図）の分析が有望である。波形分析の使用は、より少ない頭皮サンプルおよび手術分娩しか必要としないながらも、出生時の重篤な代謝性アシドーシスの発症を減らした。残念ながら

50

、FECGは、侵襲的でもあり、かつその適用も限られる、上記胎児頭皮電極を介して取得される。胎児頭皮へのアクセスの必要性は十分な子宮頸部拡張および破水を要するため、分娩前胎児監視および早産の場合、この処置は除外される。

#### 【 0 0 0 9 】

FECGの非侵襲的取得は、混合信号の認識された問題である。皮膚表面に配置された電極が、母体ECG、母体骨格筋、子宮筋、胎児骨格筋および胎児ECGを含むすべての伝達される電氣的活動を記録する。上記の欠点に対処するために、より正確なFECG抽出を提供するために母体腹部信号を処理するのに使用するための様々な方法が提案されている。これらの方法としては、サブトラクティブフィルタリング（たとえば米国特許第4,945,917号を参照）、アダプティブフィルタリング（たとえば、Widrow, B. et al, "Adaptive Noise Cancelling: Principals and Applications," Proc. IEEE, 63(12):1692-1716 (Dec. 1975) 10、Adam, D. and D. Shavit, "Complete Fetal ECG Morphology Recording by Synchronized Adaptive Filtration," Med. & Biol. Eng. & Comput., 28:287-292 (July 1990)、Ferrara, E. and B. Widrow, "Fetal Electrocardiogram Enhancement by Time Sequenced Adaptive Filtering," IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29(6):458-460 (June 1982)、米国特許第4,781,200号および第5,042,499号を参照）、直交基底（Longini, R. et al, "Near Orthogonal Basis Function: A Real Time Fetal ECG Technique," IEEE Trans. On Biomedical Eng., BME-24(1):39-43 (Jan. 1977)、米国特許第5,042,499号）、一次結合（Bergveld, P. et al, "Real Time Fetal ECG Recording," IEEE Trans. On Biomedical Eng., BME-33(5):505-509 (May 1986)） 20、単一値分解（Callaerts, D. et al., "Comparison of SVD Methods to Extract the Fetal Electrocardiogram from Cutaneous Electrodes Signals," Med. & Biol. Eng. & Comput., 28:217-224 (May 1990)、米国特許第5,209,237号）ならびにMECG平均化・相関（Abboud, S. et al., "Quantification of the Fetal Electrocardiogram Using Averaging Technique," Comput. Biol. Med, 20:147-155 (Feb. 1990)、Cerutti, S. et al, "Variability Analysis of Fetal Heart Rate Signals as Obtained from Abdominal Electrocardiographic Recordings," J. Perinat. Med., 14:445-452 (1986)、J. Nagel, "Progresses in Fetal Monitoring by Improved Data Acquisition," IEEE Eng. Med. & Biol. Mag., 9-13 (Sept. 1984)、Oostendorp, T. et al., "The Potential Distribution Generated by Fetal Heart at the Maternal Abdomen," J. Perinat. Med, 14:435-444 (1986)、米国特許第5,490,515号）がある。残念ながら、 30これらの方法は、母体・胎児データの連続的抽出を確実に可能にするわけではなく、試験結果の組み合わせ（すなわち、胎児心拍数、胎児ECG、母体ECGおよび母体子宮活動（EHG））に基づく母体・胎児健康状態の包括的な考察を捕らえることができない。

#### 【 0 0 1 0 】

近年、胎児ECGを抽出するのに心磁図検査法が利用されている（たとえば、Sturm, R. et al., "Multi-channel magnetocardiography for detecting beat morphology variations in fetal arrhythmias," Prenat Diagn, 24(1):1-9 (Jan. 2004)およびStinstra, J. et al, "Multicentre study of fetal cardiac time intervals using magnetocardiography," BJOG, 109(11):1235-43 (Nov. 2002)を参照）。残念ながら、心磁図検査法は用途が限られ、技術的に複雑であり、正確な胎児ECG読みを評価するには適用しにくい。 40

#### 【 0 0 1 1 】

子宮収縮は、個々の子宮筋細胞の協調活動の結果である。細胞レベルでは、収縮は、活動電位と呼ばれる電圧信号によって誘発される。妊娠中、細胞電気接続性が増大し、活動電位が伝播して、子宮全体を巻き込む協調収縮を生じさせるようになる。子宮収縮中の活動電位は、子宮EMG信号（以下、「EHG」：子宮筋電図と呼ぶ）を生じさせる、母体腹部に配置された電極によって計測することができる。具体的には、EHG信号を処理して、陣痛計またはIUPCからの標準的な子宮活動信号に類似した信号を生成することができる。EHGは収縮頻度および持続期間情報を提供する。今日まで、子宮内圧を評価する、またはモニタービデオ単位を予測するのにEHG信号は使用されていない。

#### 【 0 0 1 2 】

分娩後、胎盤剥離部位からの子宮出血を最小限にするために、持続的な子宮収縮が必要である。出血が分娩前後の母体死の主要な原因であり、その大部分はこの「子宮弛緩」による分娩後出血である。現在のモニタリングは、数時間の間隔での連続的な子宮触診からなる。診断は通常、重篤な出血、すなわち血液量減少性ショック（出血による）の患者病訴によって下される。このとき、IUPCまたは陣痛計モニタリングはいずれも使用不可能である。EHGは、弛緩出血および潜在的出血の初期警告を提供する、子宮音をモニタするための他に類を見ない手段を提供するであろう。

【0013】

胎児健康状態をモニタするために侵襲的技術を利用する装置としては、米国特許第6,594,515号、第6,115,624号、第6,058,321号、第5,746,212号、第5,184,619号、第4,951,680号および第4,437,467号に開示されている装置がある。

10

【0014】

したがって、費用のかかる装備交換の必要なく、子宮活動、特に分娩中の収縮を非侵襲的に計測するための、費用効果的でより信頼しうるシステムおよび方法は有益であろう。また、費用のかかる装備交換の必要なく、母体/胎児心拍数およびECGならびに母体EHGをリアルタイムで継続的にモニタし、かつ正確に抽出し、かつ評価することができる、母子両方のための費用効果的なセンサおよび/またはモニタリングシステムは有益であろう。

【発明の概要】

【0015】

非限定的に、語「センサ」とは、音響センサ、たとえばマイクロホン、電氣的センサ、たとえば電極または母体・胎児情報を抽出するのに有用な任意の数の他のタイプのセンサをいう。本発明は、既存のセンサを使用することなく、非標準的センサ（たとえばECG電極および音響センサ）によって捕捉される母体および胎児の心拍数およびECGならびに母体筋肉活動の情報を含むセンサ信号を、子宮活動ならびに心拍数およびECGの入力を母体・胎児モニタに提供する信号へと変換する、他に類を見ないインタフェースシステムを提供する。本明細書の中で使用される語「既存のセンサ」とは、子宮内圧カテーテル（IUPC）センサ、陣痛センサ、胎児頭皮電極センサまたは超音波センサをいう。たとえば、既存のセンサは、概して、一般に母体・胎児モニタとともに使用されるセンサおよび/または母体・胎児モニタとともに提供または販売されるセンサである。本明細書の中で使用される語「非標準的センサ」とは、IUPCセンサ、陣痛センサ、胎児頭皮電極センサまたは超音波センサではないセンサをいう。これらの「標準的」センサは一般に母体・胎児モニタとともに使用されるが、ある態様において、本発明は、既存のセンサを使用することなく、非標準的センサによって捕捉されたセンサ信号を、子宮活動ならびに心拍数およびECGの入力を母体・胎児モニタに提供する信号へと変換することができる。

20

30

【0016】

本発明は、陣痛計を使用することなく、一般的な電極によって捕捉された電氣的筋肉活動（たとえばECG/EMG）を、子宮活動データを母体・胎児モニタに提供する信号へと変換する、他に類を見ないインタフェースシステムを提供する。

【0017】

好ましくは、インタフェースシステムは、電極またはセンサからの出力を、母体・胎児モニタへの接続のために、陣痛計、IUP、FSEまたは超音波モニタ（まとめてPROBE）によって提供されるものに匹敵しうる出力へと変換するケーブルを含む。モニタは、子宮活動センサ（たとえば陣痛計、子宮内圧カテーテル、胎児頭皮電極など）のために構成されることができる。

40

【0018】

一つの態様において、本発明のインタフェースシステムは、少なくとも一つの電極のためのインタフェース（本明細書の中ではコネクタとも呼ばれる）と、母体・胎児モニタ中の互換ポートのためのインタフェースと、電極インタフェースを介して提供された電極出力を、陣痛計によって提供されるものに匹敵しうる出力へと変換するための信号変換器とを含む。

50

## 【0019】

一つの態様において、本発明のインタフェースシステムは、少なくとも一つのセンサのためのインタフェース（本明細書の中ではコネクタとも呼ばれる）と、母体・胎児モニタ中の互換ポートのためのインタフェースと、センサインタフェースを介して提供されたセンサ出力を、標準的PROBEによって提供されるものに匹敵する出力へと変換するための信号変換器とを含む。

## 【0020】

一つの態様において、インタフェースシステムは、電極インタフェース、母体・胎児モニタポートインタフェースおよび信号変換器と一緒に一体的に形成されて一体ケーブル構造を提供するケーブル部分を含む。別の態様において、インタフェースシステムは、ワイヤレス送信機を含む電極インタフェースと、母体・胎児モニタポートインタフェースと、ワイヤレス受信機を含む信号変換器とを含み、これらのコンポーネントすべては互いから物理的に独立している。

10

## 【0021】

一つの態様において、インタフェースシステムは、センサインタフェース、母体・胎児モニタポートインタフェースおよび信号変換器と一緒に一体的に形成されて一体ケーブル構造を提供するケーブル部分を含む。別の態様において、インタフェースシステムは、ワイヤレス送信機を含むセンサインタフェースと、母体・胎児モニタポートインタフェースと、ワイヤレス受信機を含む信号変換器とを含み、これらのコンポーネントすべては、互いから物理的に独立しているか、または様々な組み合わせで組み合わせられている。

20

## 【0022】

ある態様において、インタフェースシステムは、複数の電極、より好ましくは2~6個の電極のための電極インタフェースを含む。好ましくは、母体・胎児モニタポートインタフェースは、母体・胎児モニタ上に利用可能な子宮活動ポートまたは陣痛計ポートと操作可能に接続可能である。

## 【0023】

好ましい態様において、インタフェースシステムは、複数のセンサ、より好ましくは2~8個のセンサのためのセンサインタフェースを含む。好ましくは、母体・胎児モニタポートインタフェースは、母体・胎児モニタ上の一つまたは複数のポートと操作可能に接続可能である。

30

## 【0024】

ある態様において、インタフェースシステムは、少なくとも一つの母体腹部センサに操作可能に接続し、少なくとも一つの母体腹部センサから少なくとも一つの信号を受信するためのセンサインタフェースと、少なくとも一つの信号を、陣痛計、子宮内圧カテーテル、胎児頭皮電極および/または超音波装置からの電気出力を模倣する出力データへと処理する、センサインタフェースに接続された信号変換器と、母体・胎児モニタに操作可能かつ物理的に接続するための母体・胎児モニタポートインタフェースとを含み、母体腹部センサは陣痛計または超音波センサではない。

## 【0025】

ある態様において、母体腹部のために設計されたセンサアレイは、基板と、基板上の少なくとも二つのセンサと、各センサに接続されたカーブした電気接続とを含むことができ、各カーブした電気接続は、センサアレイが母体腹部の形状に適合するように構成されている。

40

## 【0026】

ある態様において、LED回路を含む信号変換器と母体・胎児ポートとを光学的に結合する方法は、LED回路に光学的に結合されたフォトレジスタを含む光学的に分離された平衡ブリッジ回路を含む、母体・胎児ポートのための、光学インタフェースを提供する工程と、電圧・電流変換装置によってLED回路を駆動し、それによってLED回路を通過する電流を変調させ、母体・胎児ポート入力信号を生成する工程と、母体・胎児ポート入力信号を母体・胎児ポートに提供する工程とを含むことができる。

50

## 【 0 0 2 7 】

本発明は、電極またはセンサ信号を、市販の母体・胎児モニタを使用して処理することができるPROBE互換データへと変換することによって正確な収縮および心臓データを提供する能力を有する、新規で改善されたインタフェースシステムを提供する。本発明は、材料および労力の両方に関して低い製造コストのおかげで特に有利であり、したがって、それが、消費者への販売価格を下げることになる。

## 【 0 0 2 8 】

本発明の他の特徴および利点は以下の詳細な説明および添付図面から明らかになるであろう。

## 【 図面の簡単な説明 】

10

## 【 0 0 2 9 】

【 図 1 】本発明のインタフェースケーブルが電極またはセンサのストリップおよび母体・胎児モニタに操作的に接続される本発明の一つの態様を示す。

【 図 2 】本発明のインタフェースケーブルと組み合わせて使用することができるパワーアダプタを示す。

【 図 3 】本発明のインタフェースケーブルと組み合わせて使用することができる電極またはセンサのストリップを示す。

【 図 4 】インタフェースケーブル内で電極またはセンサ入力を陣痛計様データへと変換するプロセスを示す流れ図である。

【 図 5 】電極ストリップまたはセンサストリップと母体・胎児モニタとの間のワイヤレスインタフェース接続を含む本発明の別の態様を示す。

20

【 図 6 】電極またはセンサ信号からの陣痛計信号に等しい電氣的類似物を生成する一つのプロセスを示す。

【 図 7 】母体・胎児モニタ中の子宮活動コネクタピンアウトを示す。

【 図 8 】図8A~8Cは、ケーブルピンアウト図を含む、胎児頭皮電極を母体・胎児モニタとインタフェースさせるためのスクエア型ケーブルおよび母体・胎児モニタ中の胎児頭皮電極ケーブルのための「スクエア型」コネクタピンアウトを示す。

【 図 9 】図9A~9Cは、ケーブルピンアウト図を含む、胎児頭皮電極を母体・胎児モニタとインタフェースさせるための別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の胎児頭皮電極ケーブルのための「円型」コネクタピンアウトを示す。

30

【 図 1 0 】図10A~10Cは、ケーブルピンアウト図を含む、子宮内圧カテーテル ( IUPC ) を母体・胎児モニタとインタフェースさせるためのケーブルおよび母体・胎児モニタ中の IUPC のための「円型」コネクタピンアウトを示す。

【 図 1 1 】図11A~11Cは、ケーブルピンアウト図を含む、胎児頭皮電極を母体・胎児モニタとインタフェースさせるためのさらに別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の胎児頭皮電極ケーブルのための対応するコネクタピンアウトを示す。

【 図 1 2 A 】ケーブルピンアウト図を含む、子宮内圧カテーテル ( IUPC ) を母体・胎児モニタとインタフェースさせるための別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の IUPC ケーブルのための対応するコネクタピンアウトを示す。

【 図 1 2 B 】ケーブルピンアウト図を含む、子宮内圧カテーテル ( IUPC ) を母体・胎児モニタとインタフェースさせるための別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の IUPC ケーブルのための対応するコネクタピンアウトを示す。

40

【 図 1 2 C 】ケーブルピンアウト図を含む、子宮内圧カテーテル ( IUPC ) を母体・胎児モニタとインタフェースさせるための別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の IUPC ケーブルのための対応するコネクタピンアウトを示す。

【 図 1 2 D 】ケーブルピンアウト図を含む、子宮内圧カテーテル ( IUPC ) を母体・胎児モニタとインタフェースさせるための別のケーブルおよび母体・胎児モニタ中の IUPC ケーブルのための対応するコネクタピンアウトを示す。

【 図 1 3 】母体・胎児モニタ中の陣痛計コネクタピンアウトを示す。

【 図 1 4 】肥満女性においてモニタされた、陣痛計を用いた場合の収縮パターンとEHG導

50

出収縮パターンとの間の精度の差を示す。

【図15】本発明のインタフェースケーブルとの使用に適したコネクタピンアウトを含む母体胎児モニタを示す。

【図16】血行動態的イベントおよびECGに対する心音を示す。

【図17】包絡線処理信号を示す。

【図18】本発明の態様のセンサインタフェースシステムの機能ブロック図を示す。電極・音響センサレイ（左）が、信号変換器（中）および胎児モニタインタフェース（右）を含むケーブルとインタフェースすることができる。

【図19】既存の母体・胎児モニタのtocoポートにインタフェースするための本発明の態様の新規な設計の機能ブロック図を示す。

【図20】既存の母体・胎児モニタのFECGポートにインタフェースするための本発明の態様の新規な設計の機能ブロック図を示す。

【図21】母体腹部のために特異的に設計された特徴を有する、本発明の態様のセンサレイの図を示す。

【図22】既製品センサを利用するための、本発明の態様のセンサレイテンプレートを示す。

【図23】本発明のインタフェースケーブルが電極またはセンサのストリップおよび母体・胎児モニタに操作的に接続される本発明の一つの態様を示す。

【図24】本発明のインタフェースケーブルと組み合わせて使用することができるパワーアダプタを示す。

【図25】本発明のインタフェースケーブルと組み合わせて使用することができる電極またはセンサのストリップを示す。

【図26】電極ストリップまたはセンサストリップと母体・胎児モニタとの間のワイヤレスインタフェース接続を含む本発明の別の態様を示す。

【発明を実施するための形態】

【0030】

詳細な開示

本発明は、陣痛計または侵襲的母体・胎児モニタリング装置（たとえば子宮内圧カテーテル（IUPC）または胎児頭皮電極）を使用することなく、少なくとも一つの電極によって捕捉される電氣的筋肉活動信号を、子宮活動データを従来の母体・胎児モニタに提供する信号へと変換する、他に類を見ないインタフェースシステムを提供する。そして、インタフェースシステムによって提供された情報を母体胎児モニタによって処理して、EHG信号、分娩中および分娩後の子宮収縮、子宮弛緩、子宮内圧、モンテビデオ単位などに関する情報を生成することができる。

【0031】

図1および23に示すような一つの態様において、インタフェースシステムは、電極インタフェース10（または、本明細書の中ではコネクタとも呼ばれる）、母体・胎児モニタポートインタフェース20および電極からの出力信号を、陣痛計またはIUPCによって提供されるものに匹敵しうる出力信号へと変換する信号変換器15と一緒に一体的に形成されたケーブルを含む。インタフェースシステムは好ましくは一体型ケーブル構造の形態にある。電極インタフェース10は、任意の従来の電極または電極のセット5に接続することができる。

【0032】

本発明は、標準的なPROBE（たとえば子宮内圧カテーテル（IUPC）、超音波（U/S）、陣痛計（toco）または胎児頭皮電極（FSE））を使用することなく、少なくとも一つのセンサによって捕捉された信号を、PROBEデータを従来の母体・胎児モニタに提供する信号へと変換する、他に類を見ないインタフェースシステムを提供する。そして、インタフェースシステムによって提供された情報を母体・胎児モニタによって処理して、分娩中および分娩後の子宮収縮、子宮弛緩、子宮内圧、モンテビデオ単位、胎児心拍数、一過性徐脈、胎児ECG、胎児呼吸窮迫などに関する情報を生成することができる。

10

20

30

40

50

## 【0033】

図1および23に示すような態様において、インタフェースシステムは、センサインタフェース10（または、本明細書の中ではコネクタとも呼ばれる）、母体・胎児モニタポートインタフェース20およびセンサからの出力信号を、PROBEによって提供されるものに匹敵しうる出力信号へと変換する信号変換器15と一緒に一体的に形成されたケーブルを含む。インタフェースシステムは好ましくは一体型ケーブル構造の形態にある。センサインタフェース10は、任意の従来のセンサまたはセンサのセット5に接続することができる。

## 【0034】

ケーブルは、アナログ信号、デジタル信号またはアナログ信号とデジタル信号との組み合わせを送信することができる。特定の態様において、ケーブルは、従来の母体胎児モニタ25との通信/接続のために特異的に設計されている。たとえば、ケーブルは、モニタの期待電圧範囲で事前にプログラムされることができる。

## 【0035】

関連の態様において、ケーブルは、母体・胎児モニタによって供給されるものと同じパワーを使用し、したがって、別個の電源を要しない。図2および24に示すような特定の態様においては、永久的なパワー接続性を可能にするさらなるパワーコネクタがシステムに含まれる。パワーコネクタは、アダプタをモニタ25から取り外すことなく、標準的な陣痛計（またはIUPC）ケーブル35およびEHGケーブル40の両方をそれに嵌め込むことを可能にする、母体・胎児モニタに接続された半永久アダプタ30として設計されることができる。このようにして、パワーシステムをモニタに一度取り付けることができ、取り外すことはできず、労せず陣痛計（またはIUPC）ケーブルおよび本発明のインタフェースシステムを繰り返し交換することができる。

## 【0036】

電極インタフェースは、ディスプレイ電極（ゲルなし電極およびゲル化電極を含む）、再使用可能なディスク電極（金、銀、ステンレス鋼またはスズ電極を含む）、ヘッドバンドおよび塩水ベースの電極を含むが、それらに限定されることなく、任意の従来の電極または電極のセットに接続することができる。考えられる電極としては、心電図（ECG/EKG）、脳波図（EEG）、筋電図（EMG）、電気眼振図（ENG）、電気眼位図（EOG）、プリント回路電極および網膜電図（ERG）をモニタするために使用される電極がある。

## 【0037】

図3および25に示すような好ましい態様において、インタフェースシステムは、複数の電極、より好ましくは2~6個の電極のための電極インタフェースを含む。好ましくは、電極は、本発明の電極インタフェースのための単一のコネクタ10を含むストリップまたはメッシュ5上に提供されている。電極は、事実上、双極性であることもできるし、または単極性であることもできる。電極は、好ましくは、27mm<sup>2</sup>のウェットゲル表面積を有するAgAgClセンサである。特定の関連する態様においては、センサ区域を包囲する接着区域がある。電極は、子宮上を含め、非常に多様な患者部位に配置することができる。

## 【0038】

関連の態様において、ケーブルは、母体・胎児モニタによって供給されるパワーと同じパワーを使用し、したがって、別個の電源を要しない。図2および24に示すような特定の態様においては、永久的なパワー接続性を可能にするさらなるパワーコネクタがシステムに含まれる。パワーコネクタは、アダプタをモニタ25から取り外すことなく、PROBEケーブル35およびセンサケーブル40の両方をそれに嵌め込むことを可能にする、母体・胎児モニタに接続された半永久アダプタ30として設計されることができる。このようにして、パワーシステムをモニタに一度取り付けることができ、取り外すことはできず、労せずPROBEケーブルおよび本発明のインタフェースシステムを繰り返し交換することができる。

## 【0039】

センサインタフェースは、ディスプレイセンサ（ゲルなしセンサおよびゲル化センサを含む）、再使用可能なディスク電極（金、銀、ステンレス鋼またはスズ電極を含む）、ヘッドバンド、塩水ベースの電極、インピーダンス、無線周波数（RF）および音響セン

10

20

30

40

50

サを含むが、それらに限定されることなく、任意の従来のセンサまたはセンサのセットに接続することができる。考えられるセンサとしては、心電図（ECG/EKG）、脳波図（EEG）、筋電図（EMG）、電気眼振図（ENG）、電気眼位図（EOG）、プリント回路センサ、網膜電図（ERG）、バイオインピーダンスセンサ（RFまたはそうでないもの）および聴診器センサをモニタするために使用されるセンサがある。

#### 【0040】

図3および25に示すような好ましい態様において、インタフェースシステムは、複数のセンサ、より好ましくは2~8個のセンサのためのセンサインタフェースを含む。図18は、本発明の態様のセンサインタフェースシステムの機能ブロック図を示す。電極・音響センサアレイ（左）が、信号変換器（中）および胎児モニタインタフェース（右）を含むケーブルとインタフェースすることができる。図18を参照すると、好ましくは、センサは、本発明のセンサインタフェースのための単一のコネクタ10を含むストリップまたはメッシュ5上に提供されている。電極センサは、事実上、双極性であることもできるし、または単極性であることもできる。電極センサは、好ましくは、 $27\text{mm}^2$ のウェットゲル表面積を有するAgAgClセンサである。特定の関連する態様においては、センサ区域を包囲する接着区域がある。センサは、子宮上を含め、非常に多様な患者部位に配置することができる。

10

#### 【0041】

好ましい態様において、本発明の信号変換器は、マイクロプロセッサ、デジタル信号プロセッサまたは電極もしくはセンサ信号データを、陣痛計に通常に使用されるホイートストンブリッジ（Wheatstone bridge）構成の電氣的類似物へと変換する他のプログラマブル装置を含む。従来の陣痛計に使用されるホイートストンブリッジ構成の例が図6に示されている。陣痛計は、概して、ひずみゲージ/センサへのひずみを比例的な抵抗変化へと変換する。線形ホイートストンブリッジ構成を与えられると、ゲージ/センサに加えられるひずみに直線的に相関する差動出力電圧が生成される。これらの差動出力電圧は、（+）および（-）圧力ポートにおいてmV振幅レベルで生成される。特定の場合、これらの小さな差動出力電圧は、その後、胎児・母体モニタ中、差動入力計測増幅器構成を使用して増幅される。

20

#### 【0042】

図4に示すような本発明の一つの態様にしたがって、信号変換器15は、プログラマブル装置55と、電極またはセンサインタフェースから導出されたEHGまたはセンサ信号をアナログ信号からデジタル出力へと変換するアナログ・デジタル変換器50とを含み、そのデジタル出力はその後、プログラマブル装置によって処理される。プログラマブル装置は、受信されたデジタル出力信号に基づいて、PROBEの出力を模倣するのに必要な適切な電圧レベルを決定する。そして、このデジタル電圧レベルを、デジタル・アナログ変換器60、パルス幅変調回路または他の方法を使用してアナログ信号に戻すことができる。

30

#### 【0043】

別の態様において、信号変換器は、EHGまたはセンサ信号から所望の子宮活動を計算するマイクロプロセッサ55を含む。マイクロプロセッサは、マイクロプロセッサ制御デジタル電位計を介してモニタにインタフェースし、その電位計が、ホイートストンブリッジの脚部に見られるひずみゲージ抵抗をシミュレートする。この解決手段は、陣痛計から出力される単に電圧ではなく、陣痛計そのものを模倣するであろう。所望の信号は、陣痛計そのものと同様なやり方でホイートストンブリッジ上で駆動され、それによって様々なタイプの胎児モニタとより互換性である陣痛計のEHG模倣物を生成するであろう。

40

#### 【0044】

好ましい態様において、胎児モニタリングポートは、システムと胎児モニタとの間の簡単かつ効果的で完全な電氣的分離を提供する光学的結合法によって駆動される。図19は、胎児モニタ接続、たとえばtoco接続への本発明の態様のインタフェースを示す。胎児モニタtoco入力のための光学インタフェースは、標準的な陣痛計ブリッジ回路と本質的に同一であるが、ブリッジの一つの脚部において抵抗型ひずみゲージの代わりにフォトレジスタを使用する、光学的に分離された平衡ブリッジ回路を形成する。フォトレジスタは、パル

50

ス幅変調 (PWM) デジタル・アナログ変換器 (ADC) および電圧・電流変換増幅装置によって駆動されるLED回路に光学的に結合される。ADC回路からのアナログ収縮曲線信号が、LEDを通過し、かつブリッジフォトレジスタへの光学的結合を通過する電流を変調し、胎児モニタtoco入力コネクタに送られるtoco信号をブリッジ出力において生成する。

【0045】

図20は、胎児モニタ胎児ECG入力のための、本発明の態様の光学インタフェースを示す。それは、胎児心拍ECG信号をシミュレートするミリボルトレベルのパルス信号を生成する。シミュレートされた胎児心拍が信号変換器によって生成され、それは、電流・電圧増幅回路の入力を駆動するアナログ・デジタル変換 (ADC) 回路を通して出力される。電流・電圧増幅器は、光学胎児心拍信号を生成する赤外LEDを通して出力電流を駆動する。この光学胎児心拍信号はフォトダイオードに光学的に結合され、このフォトダイオードが光学信号を電気信号へと変換し、その電気信号が胎児モニタFECG入力コネクタに送られる。

10

【0046】

特定の態様において、マイクロプロセッサは、電極またはセンサから生成された信号をフィルタリングするための手段45を含む。一つの態様において、マイクロプロセッサは、(1) DCオフセットおよびノイズを除去するための非常に低い周波数 (0.005Hz) の高域フィルタ、および(2) 別の低い周波数 (0.025Hz) の低域フィルタを含む。関連の態様において、マイクロプロセッサは、非常に低い周波数の高域フィルタおよび標準的なパワー推定法、たとえばRMSまたは他の二乗法を含む。より複雑な信号処理法、たとえばウェーブレット、ブラインド信号源分離、非線形フィルタリングおよび周波数分析を利用することもできる。

20

【0047】

複数の信号通信路を電極またはセンサインタフェースに含めてノイズ特性を減らすことができる。複数の通信路は、信号変換器によって多くの方法で処理されることができる。たとえば、信号は、ノイズに対するより大きなロバストさのために、単に互いに加算または互いに減算処理されることができる。加えて、各信号において属性を計算することができ、最良の特性 (たとえばSN比) を有するそれらの信号を使用して子宮活動信号を生成することができる。

【0048】

代替態様においては、システムのマイクロプロセッサおよびデジタル部分が完全にアナログのシステムによって置換される。アナログフィルタを抵抗器、キャパシタで形成することができ、EHGまたはセンサ信号をPROBE様信号へと変換するために、増幅器を信号変換器に埋め込むことができる。アナログ回路は、個別のコンポーネントを使用して設計することもできるし、または集積コンポーネント、たとえばASIC (特定用途向けIC) を使用して設計することもできる。EHGまたはセンサ電気インタフェースからPROBE電気インタフェースへの変換は外部的には単に電圧変換であるため、アナログフィルタリングを生成して、EHGまたはセンサ信号を変調させ、胎児モニタによって予測される信号を模倣する信号を生成することができる。

30

【0049】

さらに別の態様において、信号変換器はアナログおよびデジタルの両方の処理を含む。アナログ処理は一般に信号の前または後処理を含む。たとえば、アンチエイリアシングフィルタまたは他のフィルタリング技術を信号変換器によって実現することができる。同様に、PROBEから出力される信号を適切に模倣するために、信号変換器が信号コンディショニングを出力信号に適用することもできる。

40

【0050】

図21は、妊婦の腹部にインタフェースするように特別に設計されている、信号変換器への本発明の態様のマルチセンサインタフェースを示す。本明細書の中ではメッシュと呼ばれるマルチセンサインタフェースは、コネクタとセンサとの間に電気材料を含む基板でできている。電気材料は、たとえば、コネクタとセンサとの間に印刷、塗装または縫着されることができる。メッシュ中の曲線は、母体腹部の曲面を包み込むように設計されている

50

。各アームの曲がりくねる形状(B)が、対象が動くとき、メッシュが様々な形状の腹部の周りで撓み、かつ伸びることを可能にする。曲がりくねる形状は、丸みのある形であることもできるし、線形であることもできる。各曲がりくねる形状は、二つ以上のカーブまたは180°もしくは約180°の方向転換を含むことができる。たとえば、各曲がりくねる形状は、二つ、三つ、四つ、五つ、六つまたはより多くのカーブまたは方向転換(180°または約180°の)を含むことができる。電極指向性アライメントテンプレート(EDAT)と呼ばれるメッシュのアライメント部品(A)が、メッシュの正しいアライメントを可能にするだけでなく、センサメッシュの配置を大幅に簡素化する。EDATは電極のいくつがまたはすべてに接続される。EDATは、好ましくは、孔あきフォームまたはタブ付き剥離ライナによって電極のいくつがまたはすべてに接続される。メッシュは、接着性裏当ておよび剥離ライナを有するように形成されている。配置するとき、看護師が剥離ライナを取り外し、センサメッシュをアライメントセンタピース(EDAT)とともに腹部に配置することができる。ひとたび配置したならば、アライメントピースを取り外して、メッシュが、良好な接続性を維持しながらも母体腹部上で自由かつ快適に動くようにすることができる。

10

20

30

40

50

#### 【0051】

図22は、個々のセンサが正確な配置およびケーブル管理でシステムに接続されることを可能にする、本発明の態様のテンプレートを示す。テンプレート(A)は、たとえば布またはプラスチックでできていることができる。テンプレート(A)は、ワイヤをセンサとコネクタとの間の定位置に保持するための機構を含め、センサを腹部(B)上の様々な定位置に保持するための機構を有する。ワイヤは、たとえば、基板の上/中に塗装、プリントまたは縫着されることができる。

#### 【0052】

別の態様においては、音響センサが含まれる。心臓の周期的活動は電気刺激伝導系によって制御される。この系は、特殊なペースメーカー細胞中で電気信号を生成し、それがその後、心房を通過して房室結節および心室に伝搬される。他方、この活動電位(ECG分析で使用される)が筋細胞を励起し、かつ四つの可聴心音が生成される房室の機械的収縮を生じさせる。心音を発生させる一連のイベントは、多くの場合、心周期と呼ばれる。

#### 【0053】

図16は、四つの心音を心周期の電気的および機械的イベントと相関させる方法を示す。第一の心音(S1)が心周期の収縮期に起こる。これは、他の心音と比較して高い振幅および長い持続期間を特徴とする。S1の持続期間は平均100~200msである。また、これは、容易に区別することができる、10~200Hz範囲の二つの主要な高周波数成分を有する。これら二つの成分は、多くの場合、20~30msの時間遅延によって分けられ、心電図(ECG)のRS間隔と一致する。全体として、S1の音響性質は、心筋収縮の強さおよび房室弁の機能の状態を明らかにすることができる。

#### 【0054】

第二の心音(S2)は拡張期に起こり、かつECGのT波の完了と一致する。生成される音は、通常、第一の心音と比較して高い周波数成分(400Hzもの高さ)を有する。大動脈弁は肺動脈弁よりも前に閉じる傾向にあるため、成分間の間隔はしばしば異なることができる。呼吸によって時間間隔のさらなる変動が生じることができる。たとえば、呼気相中、二つの成分の間の間隔は小さい(30ms未満)。しかし、吸気中、二つの成分の間の間隔ははるかに大きい。

#### 【0055】

ギャロップ音とも呼ばれる第三の心音(S3)および第四の心音(S4)は、それぞれ拡張早期および拡張後期(ECGの120msP波の範囲内)に起こる低周波数音(15~60Hz)である。正常なS3は小児および青年においては聞こえるが、大部分の成人においては聞こえない。または、高感度のセンサを使用しない限り、第四の心音は正常な個人においてはほとんど聞こえない。

#### 【0056】

全体として、様々な心音が心臓活動に関する様々な情報を与えてくれる。この情報を電

気刺激伝導系によって提供される情報と統合すると（ECGの使用を通して）、より良い信号処理技術または既存の方法に対する改善が得られるはずである。

【0057】

音響情報の使用は胎児心拍数（FHR）のより容易な取得を可能にする。通常条件下、胎児心電図（FECG）は母体の電気信号および/または筋収縮のノイズ干渉を受けやすい。音響情報は母体の収縮によって影響されないため、母子の音響情報の使用は、独立した信号を洗練し、かつよりロバストな分離を提供するのに役立つ。加えて、S3およびS4は、健康な子供の心臓においてのみ観察可能である。これは、母体の心拍を胎児のそれから区別するための別の方法を可能にし得る。

【0058】

FHRを取得するための一つのアルゴリズムは、ECG信号中の母体心拍数（MHR）を検出することを含む。これは、ノイズを除去するための、四つのECG通信路での通信路平均化または減算処理を含むであろう。すると、最大のエネルギーを有する周期的信号の検出が母体の心拍数に対応するはずである。ひとたびMHR信号を取得したならば、整合フィルタをQRS MHR信号の一部分から形成し、そしてMHRのフィルタリングバージョンから即座に減じることでもできる。このプロセスは、FHRの大部分をECG信号上に残し、MHRを減衰させるはずである。最後に、低域通過平均エネルギー測度を残りの信号に適用して信号包絡線（図17）を生成する。これで段階1が完了である。

【0059】

段階2は、心音図に対して同様なプロセスを要するであろう。音響センサの位置に依存することもあるが、まず、通信路を平均化または減算処理してノイズを除去することができる。次いで、信号包絡線を生成するために、準同形フィルタリングを、低域通過平均エネルギー測度とともに、浄化された心音図に適用する。上記のように、最大のエネルギーを有する周期信号を検出して、母体心信号を決定することができる。次いで、包絡線の整合フィルタリングバージョンを包絡線信号から減じることができる。これでS2および胎児心音図信号が残るであろう。上記アルゴリズムにもう一度通すと、S2が除去され、胎児音響信号が残るであろう。

【0060】

アルゴリズムの最終段階として、ECGから取得されたFHR信号包絡線を、心音図から様々な遅延（200ms未満）で取得されたFHR信号包絡線と相互相関させる。相関ピークが真のFHR信号に関係するであろう（何らかのピーク検出器を使用する）。

【0061】

本明細書においてはワイヤレス態様が考えられている。図5および26を参照すること。インタフェースシステムは、電極またはセンサインタフェース10、ワイヤレス送信機65、ワイヤレス受信機70、信号変換器15および母体・胎児モニタポートインタフェース20を含む。本発明にしたがって、これらのコンポーネントは、互いから物理的に独立していることもできるし、または単一のコンポーネントを形成するように様々な組み合わせで提供されることもできる。たとえば、電極またはセンサインタフェースとワイヤレス送信機とが単一のコンポーネントとして一緒に提供されることができ、ワイヤレス受信機と信号変換器とが単一のコンポーネントとして一緒に提供されることができ、信号変換器とワイヤレス送信機とが単一のコンポーネントとして一緒に提供されることができ、母体・胎児ポートインタフェースと信号変換器とワイヤレス受信機とが単一のコンポーネントとして一緒に提供されることができ、

【0062】

一つの態様にしたがって、ワイヤレス送信機は、電極またはセンサに接続される、電極またはセンサインタフェースに操作可能に接続される。ワイヤレス送信機はデータ記憶装置（たとえば磁気ハードドライブ、フラッシュメモリカードなど）を含むことができる。好ましくは、ワイヤレス送信機は、ワイヤレス通信路（すなわち、特定の無線周波数または周波数バンド、たとえば2412MHzから2484MHzまで5MHzきざみの無免許の通信路1~13からなるWi-Fi）を介して情報を送るために必要である、データ表現、信号伝達、認証およ

10

20

30

40

50

びエラー検出のための通信プロトコルを含む。ワイヤレス送信機は、好ましくは、患者にきわめて接近して、または患者の体の上に配置される。たとえば、ワイヤレス送信機は、ベッドの脇または患者の腕に取り付けることができる。特定の態様において、信号変換器は、ワイヤレス送信機に操作可能に接続されるか、またはワイヤレス送信機とともに単一のコンポーネントとして提供される。

【0063】

また、ワイヤレス受信機がワイヤレス態様に含まれる。ワイヤレス受信機は、信号変換器および/または母体・胎児モニタポートインタフェースに操作可能に接続される。ワイヤレス受信機は、好ましくは、ワイヤレス通信路を介して情報を受信するための通信プロトコルで構成されている。

【0064】

Bluetooth、Wi-Fi、Zigbee、ワイヤレスUSBなどを含む多くのワイヤレス通信プロトコルが存在し、かつ本発明のワイヤレス送信機/受信機に適用可能である。ワイヤレス送信機からワイヤレス受信機への情報のワイヤレス送信は、デジタルフォーマットであることもできるし、アナログフォーマットであることもできる。

【0065】

特定の態様において、ワイヤレス送信機（および/またはワイヤレス受信機）は内部電源（すなわちバッテリーなど）を含む。または、ワイヤレス送信機（および/またはワイヤレス受信機）は内部電源を要しない。これは、多様なエネルギーハーベスティングまたはワイヤレスパワー伝達法、たとえば環境からの熱、運動、電気信号のハーベスティングまたは誘導結合によって達成することができる。一つの態様において、これは、アンテナを使用して、放射または誘導パワーを所望の信号の送信に使用可能なエネルギーへと変換することによって達成される。たとえば、ワイヤレス送信機は、入ってくる無線周波数信号によってアンテナ中に誘導される微小電流が、RFIDタグ中の集積回路（IC）が起動し、そして応答を送信する（たとえば本発明のワイヤレス受信機に）のに十分なだけのパワーを提供する、無線周波数識別タグ（またはRFIDタグ）に一般に使用されるアンテナであることができる。

【0066】

別の態様において、EHGまたはセンサ信号は、電極もしくはセンサインタフェース、信号変換器または母体・胎児モニタポートインタフェース中でデジタル化され、かつメモリに記憶される。記憶されたデータは、周期的に送信されることもできるし、またはしばらく経ってから送信されることもできる。この遅延送信は、非限定的に、データを連続的ではなく一時的に送信することによってバッテリー寿命を改善するために、またはモニタから切り離されている間の患者モニタリングを可能にするために利用されてもよい。

【0067】

動作中、電極またはセンサインタフェースは、EHGまたはセンサ信号を電極またはセンサから受け、そしてそれらの信号を、ワイヤレス送信機およびワイヤレス受信機を介して母体・胎児ポートインタフェースに送信する。信号変換器は、ワイヤレス送信機またはワイヤレス受信機のいずれかに操作可能に接続されることができ、そこで、信号変換器は、電極またはセンサ信号を処理する、および/またはデジタル/アナログ信号変換を実行する。

【0068】

一つの態様において、電極に取り付けられた電極インタフェースは、アナログ・デジタル変換を実行し、かつEHG信号を等価の陣痛計またはIUPC電圧へと処理することができる信号変換器を含む。そして、ワイヤレス送信機がこのデータをワイヤレス受信機にデジタル送信し、そのワイヤレス受信機が、そのデータを母体・胎児ポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送る。好ましくは、母体・胎児モニタに提供されるデータは、陣痛計またはIUPCによって通常に提供されるデータフォーマットを模倣する。

【0069】

一つの態様において、センサに取り付けられたセンサインタフェースは、アナログ・デ

10

20

30

40

50

デジタル変換を実行し、かつ信号を等価のPROBEへと処理することができる信号変換器を含む。そして、ワイヤレス送信機がこのデータをワイヤレス受信機にデジタル送信し、そのワイヤレス受信機が、そのデータを母体・胎児ポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送る。好ましくは、母体・胎児モニタに提供されるデータは、PROBEによって通常に提供されるデータフォーマットを模倣する。

【0070】

別の態様において、電極インタフェースは、アナログ信号をデジタル信号へと変換するための手段を含み、得られたデジタル信号はワイヤレス送信機を介してワイヤレス受信機に送信される。ワイヤレス受信機は信号変換器に操作可能に接続され、この信号変換器が、デジタル信号を、陣痛計またはIUPCデータに等しいフォーマットへと処理したのち、その信号が母体・胎児ポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送られる。

10

【0071】

別の態様において、センサインタフェースは、アナログ信号をデジタル信号へと変換するための手段を含み、得られたデジタル信号はワイヤレス送信機を介してワイヤレス受信機に送信される。ワイヤレス受信機は信号変換器に操作可能に接続され、この信号変換器が、デジタル信号を、PROBEデータに等しいフォーマットへと処理したのち、その信号が母体・胎児ポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送られる。

【0072】

さらに別の態様において、電極によって生成される未処理のアナログ信号は電極インタフェースおよびワイヤレス送信機を介してワイヤレス受信機に送られる。ワイヤレス受信機は信号変換器に操作可能に接続され、この信号変換器が、未処理のアナログ信号をデジタル信号へと変換したのち、そのデジタル信号が信号変換器によって陣痛計またはIUPCデータに等しいフォーマットへと処理される。その後、陣痛計またはIUPCデータは母体・胎児モニタポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送られる。

20

【0073】

さらに別の態様において、センサによって生成される未処理のアナログ信号はセンサインタフェースおよびワイヤレス送信機を介してワイヤレス受信機に送られる。ワイヤレス受信機は信号変換器に操作可能に接続され、この信号変換器が、未処理のアナログ信号をデジタル信号へと変換したのち、そのデジタル信号が信号変換器によってPROBEデータに等しいフォーマットへと処理される。その後、PROBEデータは母体・胎児モニタポートインタフェースを介して母体・胎児モニタに送られる。

30

【0074】

本発明にしたがって、電極またはセンサインタフェースはまた、子宮活動センサとともに、または子宮活動センサなしで、胎児心拍数センサ（たとえば超音波、胎児頭皮電極または胎児頭皮センサ）に操作可能に接続されることができる。胎児心拍数センサから収集されるデータは、上記ケーブル態様またはワイヤレス態様を介して母体・胎児モニタに送ることができる。

【0075】

図15に示すように、本発明の母体・胎児モニタポートインタフェースは、従来の子宮活動センサ（たとえば陣痛計、子宮内圧カテテル、胎児頭皮電極、胎児頭皮センサなど）のために構成された母体・胎児モニタポート80（本明細書の中ではピンアウトとも呼ばれる）に操作的に接続されることができる。好ましくは、母体・胎児モニタポートインタフェースは、従来の子宮活動センサ85上で利用可能な子宮活動ポートまたは陣痛計ポートと操作可能に接続可能である。同様に、システムはFECGまたはU/Sポートにもインタフェースして胎児心臓データを提供する。

40

【0076】

母体・胎児モニタポートインタフェースは、好ましくは、様々なピンアウト/ポート構成（図7~13を参照）を有する様々な製造業者からの母体・胎児モニタへの適切なコネクタからなる。COROMETRICS（登録商標）およびAGILENT（登録商標）の両方にインタフェースする一つのそのような例がMETRON（登録商標）PS-320患者シミュレータによって提供さ

50

れている。このシミュレータは、これらのモニタへのインタフェースのためのいくつかのカスタムケーブルを使用する。一般に入手可能な母体・胎児モニタのためのピンアウト/ポート情報を表1に提供する。

【0077】

(表1) Corometrics 116モニタのための子宮活動コネクタピンアウト

ピン番号	信号名	信号詳細
1	(+) 圧	圧力振幅へのプラス入力
2	(-) 圧	圧力振幅へのマイナス入力
3	NC	接続なし
4	+4 ボルト励起	ブリッジへの+4ボルト基準
5	NC	接続なし
6	GND (励起基準)	+4ボルト基準地電圧
7	UA シールド	シールド
8	NC	接続なし
9	NC	接続なし
10	NC	接続なし
11	IUP イネーブル	IUPイネーブル (アクティブ低)
12	TOCO イネーブル	TOCOイネーブル (アクティブ低)

10

【実施例】

【0078】

20

実施例1

上記のように、分娩収縮は通常、分娩収縮の頻度およびおおよその持続期間を提供するひずみゲージ(たとえば陣痛計)によってモニタされる。残念ながら、糖尿病患者においては、皮膚から子宮までの距離が、陣痛計が収縮を確実に検出し得ないような距離である場合がある。この状況において、または子宮内圧(IUP)の定量が必要と考えられる場合、侵襲的IUPカテーテル(IUP)が一般に必要である。センサを使用してモニタされる子宮の電氣的活動、すなわち子宮筋電図(EHG)が、機械的活動につながるものとして長らく認識されていた。この実施例は、臨床的に重篤な肥満の分娩中女性において、EHG導出収縮の精度を陣痛計およびIUPモニタリングによって提供される精度と比較する治験を提供する。

30

【0079】

参加者

この実施例は、EHGモニタリング中にIUPCを配置された肥満指数(BMI) 34の分娩中対象14名からのデータを評価した。配置の前後に30分の区分を選択した。

【0080】

方法

3cm<sup>2</sup> Ag/AgCl<sub>2</sub>電極8個のアレイを母体腹部に配置し、高ゲイン低ノイズ増幅器によって信号を増幅した。すべての信号を基準電極に対して計測し、コモンモードノイズを減らすために右脚回路を駆動した。増幅器の3dBバンド幅は0.1Hz~100Hzであり、60Hzノッチ付きであった。信号を20Hzでダウンサンプリングすることによって収縮位置を導出した。持続期間が30秒未満または120秒超であり、振幅が最後10回の収縮のメジアン30%未満であるならば、収縮を除外した(また、陣痛計/IUPCごとに5ユニットの最小振幅を適用した)。収縮相関指数(CCI)<sup>(1)</sup> = 一貫性収縮の回数 / 1/2 (陣痛計/IUPC導出収縮の回数 + EHG導出収縮の回数) を評価した。加えて、IUPを比較のための標準として使用して、信頼できない子宮活動モニタリングの頻度も評価した。

40

【0081】

結果

患者14名(BMI45.1±7.9)のうち6名がIUPC配置時に羊膜切開術を受けた。治験の前半において、陣痛計は155回の収縮を識別し、EHGは195回の収縮を識別した。IUPの配置後、IUPは192回の収縮を識別し、それに対し、EHG導出収縮は185回であった。EHGと陣痛計と

50

の間のCCIは $0.79 \pm 0.29$ であり、EHGとIUPとの間のCCIは $0.92 \pm 12$ であった ( $p=0.07$ 、ns)。これらの結果は、臨床的に重篤な肥満患者においては陣痛計が信頼できない場合があることを実証する。図14に示すように、この試験における肥満女性におけるEHG導出収縮パターンは、陣痛計よりもIUPと良好に相関し、陣痛計の場合の患者10/14名に対し、患者13/14名で90%を超える相関であった。

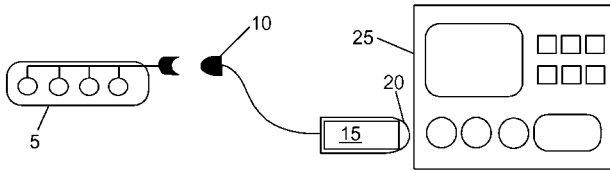
【 0 0 8 2 】

本明細書の中で参照または引用されるすべての特許、特許出願、仮出願および公開公報は、すべての図面および表を含む全体として、本明細書の明示的教示と矛盾がない程度に参照により本明細書に組み入れられる。

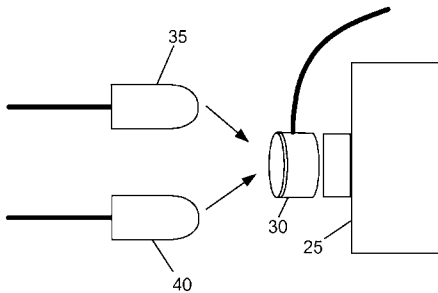
【 0 0 8 3 】

本明細書に記載される例および態様は説明のための例に過ぎず、それらを考慮した様々な変形または変更が当業者に暗示され、本出願の真意および範囲に含まれるということが理解されよう。

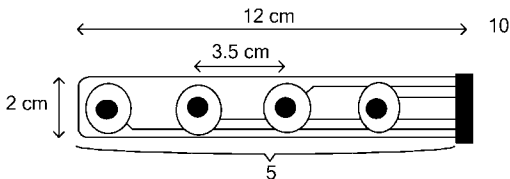
【 図 1 】



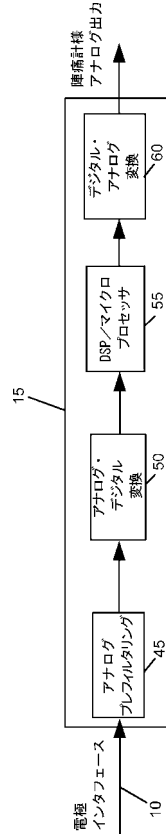
【 図 2 】



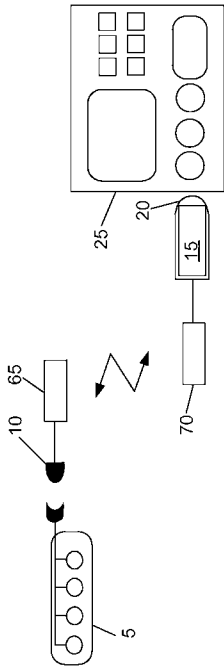
【 図 3 】



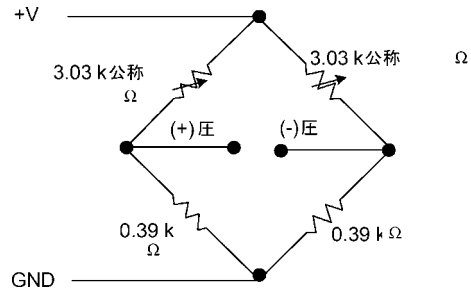
【 図 4 】



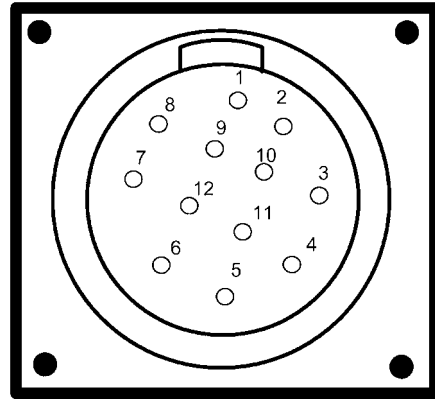
【図5】



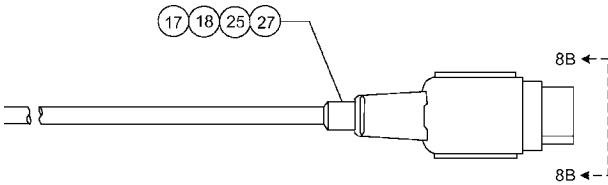
【図6】



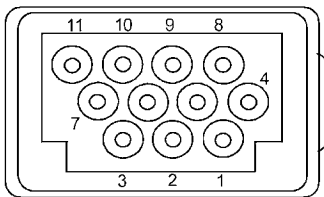
【図7】



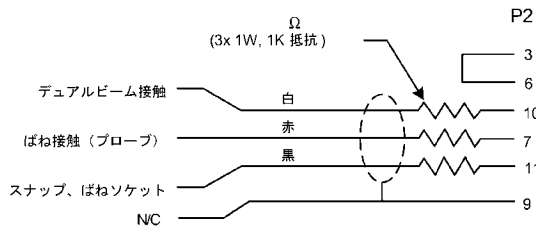
【図8】



A

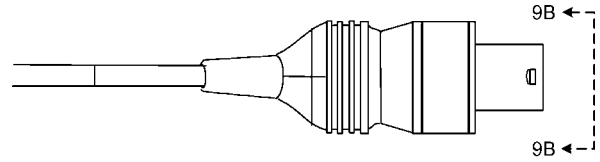


B

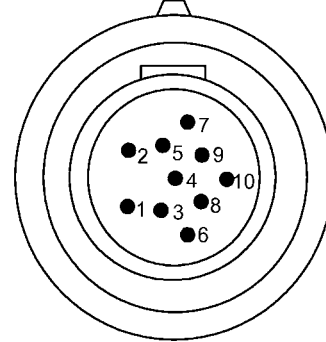


C

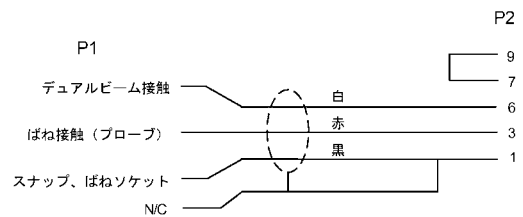
【図9】



A

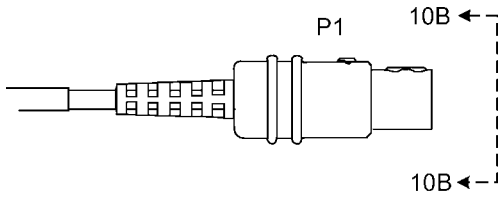


B

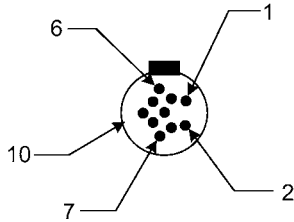


C

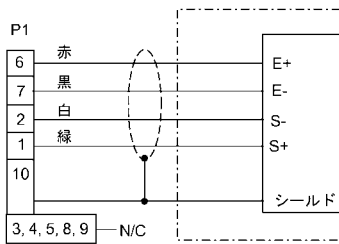
【図10】



A



B

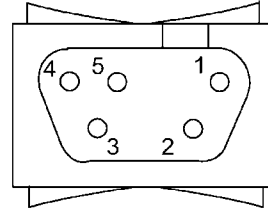


C

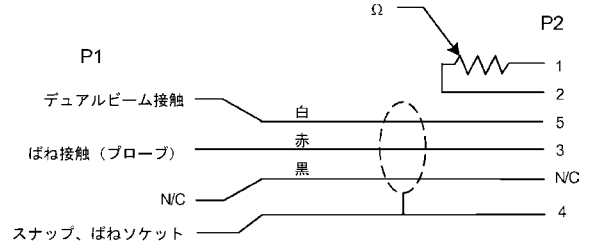
【図11】



A

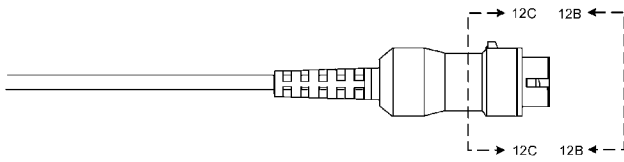


B

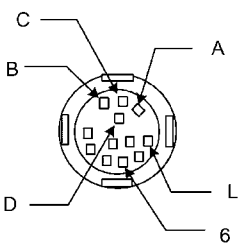


C

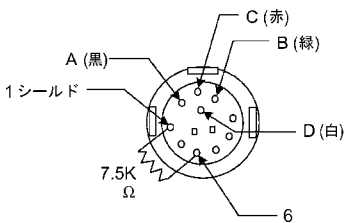
【図12A】



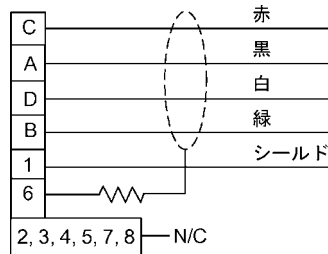
【図12B】



【図12C】



【図12D】

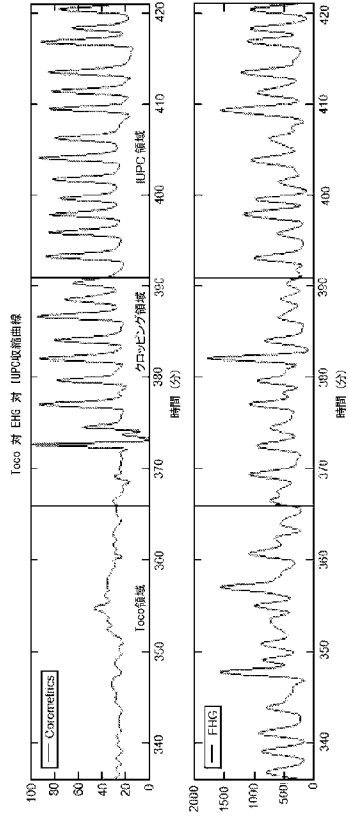


【図13】

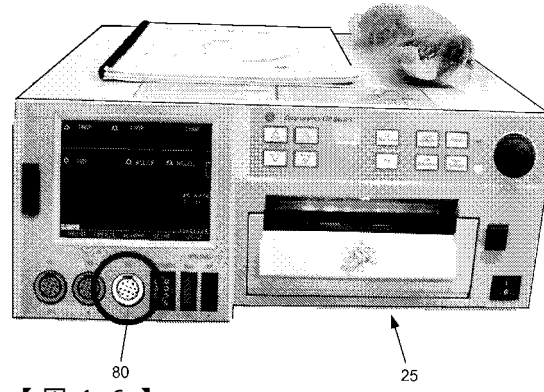


【図14】

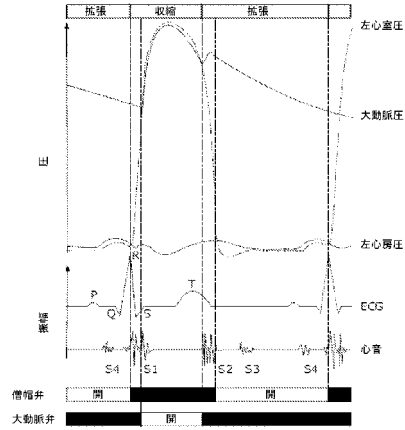
陣痛計 対 EHG 対 IUPC収縮曲線



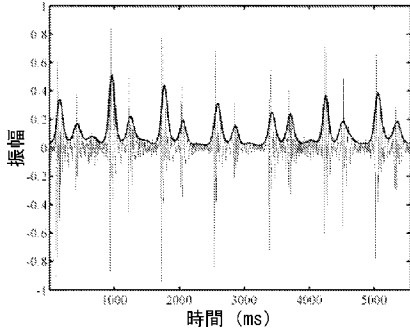
【図15】



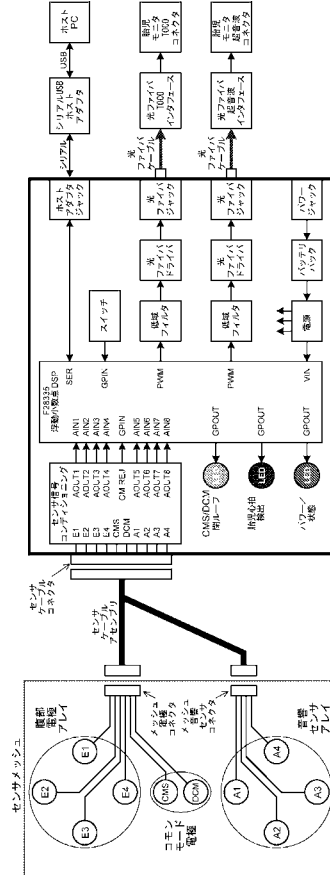
【図16】



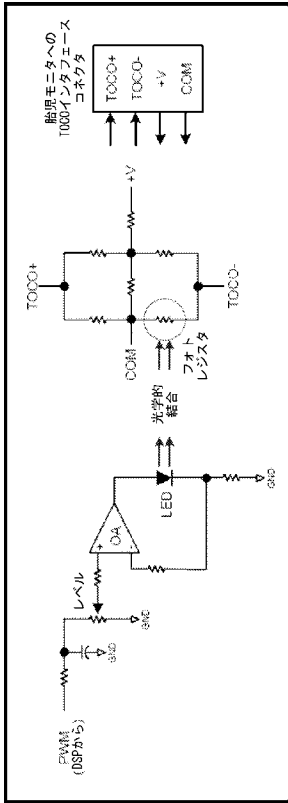
【図17】



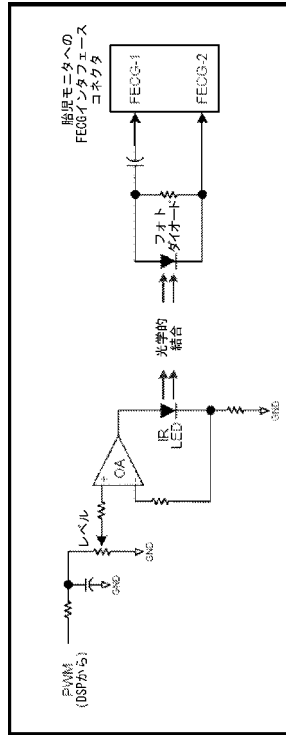
【図18】



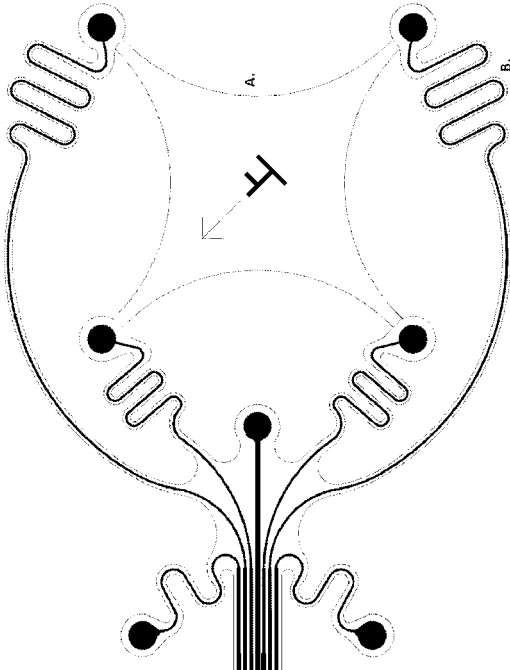
【 図 19 】



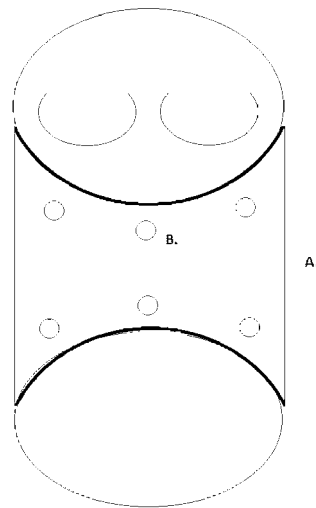
【 図 20 】



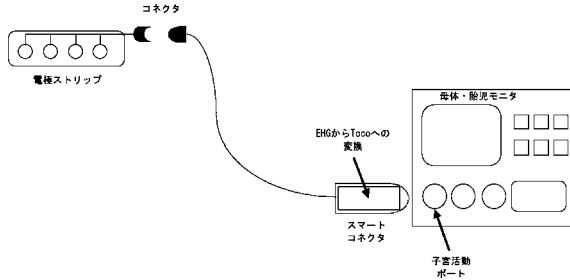
【 図 21 】



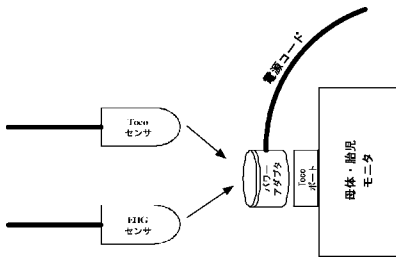
【 図 22 】



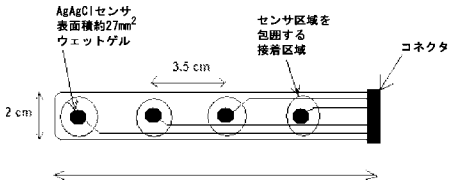
【 図 23 】



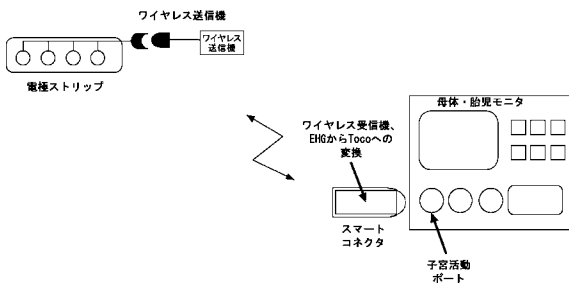
【 図 2 4 】





【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/US2012/064436</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 8/02(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/02; A61B 5/04; A61B 17/42; A61N 1/36; A61B 5/00; A61B 504		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords:interface,sensor,wireless,convert,maternal,fetal,monitor		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 7828753 B2 (EULIANO, II NEIL RUSSELL et al.) 09 November 2010 See entire document.	1-35
A	US 2002-0010494 A1 (SHAI POLICKER et al.) 24 January 2002 See claims 1-72 and figures 1-6.	1-35
A	US 6823211 B2 (SIMPSON NIGEL ALASTAIR BUIST et al.) 23 November 2004 See claims 1-24.	1-35
A	US 6879858 B1 (JOHN M. ADAMS) 12 April 2005 See claims 1-34 and figures 1-6.	1-35
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 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 29 JANUARY 2013 (29.01.2013)		Date of mailing of the international search report <b>29 JANUARY 2013 (29.01.2013)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer LEE, Sun Woo Telephone No. 82-42-481-5980 

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2012/064436**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 7828753 B2	09.11.2010	US 2008-0139967 A1 US 2011-0112440 A1 WO 2008-048760 A1	12.06.2008 12.05.2011 24.04.2008
US 2002-0010494 A1	24.01.2002	US 6694192 B2	17.02.2004
US 6823211 B2	23.11.2004	AU 2001-54408 A1 EP 1241984 A1 GB 0118468 D0 GB 2364130 A GB 2364130 B GB 9930025 D0 JP 2003-517865 A JP 2003-517865 T JP 2003-517865 T US 2002-0193701 A1 WO 01-45555 A1 WO 01-45555A8	03.07.2001 25.09.2002 19.09.2001 16.01.2002 16.04.2003 09.02.2000 03.06.2003 03.06.2003 03.06.2003 19.12.2002 28.06.2001 11.10.2001
US 6879858 B1	12.04.2005	None	

## フロントページの続き

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/0492 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02	3 2 0 Q
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02	3 2 1 E
	A 6 1 B 5/00	1 0 1 Q

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(74) 代理人 100142929  
弁理士 井上 隆一

(74) 代理人 100148699  
弁理士 佐藤 利光

(74) 代理人 100128048  
弁理士 新見 浩一

(74) 代理人 100129506  
弁理士 小林 智彦

(74) 代理人 100130845  
弁理士 渡邊 伸一

(74) 代理人 100114340  
弁理士 大関 雅人

(74) 代理人 100114889  
弁理士 五十嵐 義弘

(74) 代理人 100121072  
弁理士 川本 和弥

(72) 発明者 ユーリアノ ニール ラッセル  
アメリカ合衆国 フロリダ州 ニューベリー サウスウエスト 第140 テラス 107 スイート 1

(72) 発明者 マロセロ ドロテー  
オーストラリア連邦 ニューサウスウェールズ州 クージー ブルック ストリート 7/68-72

(72) 発明者 ダーマンチャン シャロム  
アメリカ合衆国 フロリダ州 ゲーンズビル ノースウエスト 第55 テラス 2130

(72) 発明者 マッケナ ダニエル パトリック  
アメリカ合衆国 フロリダ州 ゲーンズビル ノースウエスト 第9 プレイス 4412

F ターム(参考) 4C017 AA04 AA10 AB05 AC35 AC38 BB13 BC03 BC07 BD06 CC01  
EE15  
4C027 AA02 AA03 AA04 BB01 BB05 EE01 FF01 FF02 GG15 JJ03  
KK03  
4C117 XA02 XB04 XC19 XD26 XD29 XE13 XE17 XE18 XE19 XE27  
XE29 XE62 XE64 XH02 XH05

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014532543A5</a>	公开(公告)日	2015-10-08
申请号	JP2014541324	申请日	2012-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	汇聚工程有限公司		
申请(专利权)人(译)	汇聚工程有限公司		
[标]发明人	ユーリアノニールラッセル マロセロドロテー ダーマンチャンシャロム マッケナダニエルパトリック		
发明人	ユーリアノ ニール ラッセル マロセロ ドロテー ダーマンチャン シャロム マッケナ ダニエル パトリック		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0444 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/0011 A61B5/02411 A61B5/033 A61B5/0444 A61B5/0448 A61B5/4356 A61B5/4362 A61B2560 /045 F04C2270/041 A61B5/7278 A61B2562/227		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/00.P A61B5/04.R A61B5/04.310.J A61B5/04.300.J A61B5/02.320.Q A61B5/02.321.E A61B5/00.101.Q		
F-TERM分类号	4C017/AA04 4C017/AA10 4C017/AB05 4C017/AC35 4C017/AC38 4C017/BB13 4C017/BC03 4C017 /BC07 4C017/BD06 4C017/CC01 4C017/EE15 4C027/AA02 4C027/AA03 4C027/AA04 4C027/BB01 4C027/BB05 4C027/EE01 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/GG15 4C027/JJ03 4C027/KK03 4C117 /XA02 4C117/XB04 4C117/XC19 4C117/XD26 4C117/XD29 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE18 4C117/XE19 4C117/XE27 4C117/XE29 4C117/XE62 4C117/XE64 4C117/XH02 4C117/XH05		
代理人(译)	清水初衷 井上隆一 佐藤俊光 小林智彦 渡边真一 正人大关 五十嵐弘		
优先权	13/292787 2011-11-09 US		
其他公开文献	JP6310853B2 JP2014532543A		

#### 摘要(译)

一种传感器接口系统，用于提供至少一个传感器和母胎监测器之间的连接，其中接口系统将由传感器捕获的电肌肉活动转换为子宫活动数据信号以供母体 - 胎儿监测器使用。本发明的传感器接口系统优选地包括转换装置，用于将来自传感器的信号转换成类似于由抗动力学计量仪产生的信号。

