

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-223335

(P2006-223335A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 10/00 (2006.01)	A61B 10/00 N	4C017
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 P	4C027
A61B 17/42 (2006.01)	A61B 5/00 1O1Q	4C060
A61B 5/0245 (2006.01)	A61B 5/00 1O2A	4C117
A61B 5/0444 (2006.01)	A61B 17/42 32O	
審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 23 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2005-37428 (P2005-37428)

(22) 出願日 平成17年2月15日 (2005.2.15)

(71) 出願人 391029048

トーイツ株式会社

東京都渋谷区恵比寿西1丁目5番10号

(74) 代理人 100079832

弁理士 山本 誠

(72) 発明者 長沢 孝

東京都渋谷区恵比寿西1-5-10 トーイツ株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA02 AB05 BB13 BD01 CC02 EE15

4C027 AA02 BB01 BB05 GG16 GG18

4C060 HH04 HH20

4C117 XA02 XB04 XD02 XD24 XD26

XE13 XE17 XE27 XE64 XG17

XG18 XJ38 XJ45 XP11 XR02

(54) 【発明の名称】 分娩監視装置、分娩監視方法、分娩監視プログラム、記録紙

(57) 【要約】

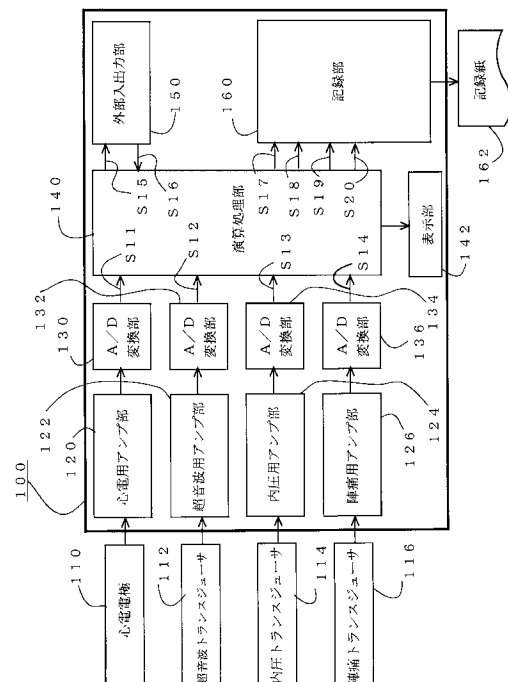
【課題】 胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を要することなく、高精度の判断が可能とする。

【解決手段】 分娩監視装置は心電電極(110)、超音波トランスジューサ(112)、内圧トランスジューサ(114)、陣痛トランスジューサ(116)を備え、分娩監視装置本体100は記録紙162を出力する。

演算処理部(140)には表示部(142)、記録部(160)が接続されており、表示部(142)において分娩監視に必要な種々の情報が表示される。

記録部(160)には、胎児心拍数曲線および母体陣痛曲線を記録紙(162)に記録する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出手段と、
母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出手段と、
前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算手段と、
、
前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算手段と、
前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値を算出する平均演算手段と、
前記胎児心拍数、陣痛強度および大局的平均値を表示する表示手段と、
前記大局的平均値に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報手段と、
を備えた分娩監視装置。 10

【請求項 2】

前記大局的平均値の細変動を算出する細変動演算手段をさらに備え、
前記表示手段は、前記細変動をさらに表示し、
前記警報手段は、さらに前記細変動に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発することを特徴とする請求項 1 記載の分娩監視装置。

【請求項 3】

前記大局的平均値が第 1 の所定値よりも大きいときに頻脈と判定する頻脈判定手段と、
前記大局的平均値が第 2 の所定値よりも小さいときに徐脈と判定する徐脈判定手段と、
をさらに備え、
前記表示手段は、前記徐脈および頻脈をさらに表示し、
前記警報手段は、さらに前記徐脈、頻脈の判定に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の分娩監視装置。 20

【請求項 4】

前記胎児心拍数の減少パターンを分類する一過性徐脈判定手段をさらに備え、
前記表示手段は、前記一過性徐脈判定の分類をさらに表示し、
前記警報手段は、さらに前記胎児心拍数の減少パターンに基づいて胎児の健康状態に関する警報を発することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の分娩監視装置。

【請求項 5】

前記大局的平均値は胎児心拍数基線であり、前記大局的平均値の細変動は心拍数基線細変動であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の分娩監視装置。 30

【請求項 6】

前記警報手段は前記表示手段に設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の分娩監視装置。

【請求項 7】

前記胎児心拍数、陣痛強度、および前記胎児の健康状態に関する警報を記録紙に記録する記録手段を、さらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の分娩監視装置。

【請求項 8】

胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出ステップと、
母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出ステップと、
前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算ステップと、
前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算ステップと、
前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値を算出する平均演算ステップと、
前記大局的平均値を表示する表示ステップと、
前記大局的平均値に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報発信ステップと、
、
を備えた分娩監視方法。 40

【請求項 9】

請求項 8 記載の各ステップを汎用コンピュータに実行させる、コンピュータ読取可能なプログラムコードを含む分娩監視プログラム。

【請求項 10】

請求項 9 記載のプログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体。

【請求項 11】

請求項 7 記載の分娩監視装置のための記録紙であって、

胎児心拍数を記録する胎児心拍数記録領域と、

陣痛強度を記録する陣痛強度記録領域と、

前記胎児心拍数記録領域に設けられ、頻脈の胎児心拍数を記録する頻脈領域と、

前記胎児心拍数記録領域に設けられ、徐脈の胎児心拍数を記録する徐脈領域と、

を備えたことを特徴とする記録紙。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は分娩監視装置、分娩監視方法、分娩監視プログラム、および分娩監視装置のための記録紙に関する。

【背景技術】

【0002】

従来分娩監視装置としては、以下が知られていた。

20

【0003】

(1) 胎児心拍曲線、陣痛強度曲線および胎児酸素飽和度曲線を分娩チャートに記録するもの（例えば特許文献 1）。

【0004】

(2) 胎児心拍曲線、陣痛強度曲線および胎児酸素飽和度曲線を記録すべき分娩チャートにおいて、胎児酸素飽和度曲線の記録を、陣痛強度曲線の日盛を併用して行い、かつ胎児酸素飽和度曲線を、陣痛強度曲線から明瞭に分別されるように描画するもの（例えば特許文献 2）。

【0005】

(3) 陣痛波形、胎児心拍数情報および脈波伝播速度情報を同一時間軸にグラフ表示し、これら陣痛波形、胎児心拍数情報および脈波伝播速度情報の変化を容易に判断できるようにしたもの（例えば特許文献 3）。

30

【0006】

なお、分娩監視に関する種々のパラメータについては非特許文献 1、2 に記載されている。

【0007】

【特許文献 1】特開平 8-000629 号公報

【特許文献 2】特開平 8-000630 号公報

【特許文献 3】特開 2003-325464 号公報

【非特許文献 1】社団法人日本産婦人科学会周産期委員会著「委員会提案」、日本産婦人科学会雑誌 54 巻 4 号、p 23-27、平成 14 年 4 月 1 日

40

【非特許文献 2】社団法人日本産婦人科学会周産期委員会胎児心拍数図の用語及び定義検討小委員会著「改定案」、日本産婦人科学会雑誌 55 巻 8 号、p 1205-1216、平成 15 年 8 月 1 日

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献 1 乃至 3 の分娩監視装置は、胎児心拍曲線および陣痛強度曲線を医師が目視判読し、総合判断して、胎児の健康状態を判断していた。しかし、胎児心拍曲線および陣痛強度曲線の判読には高度の熟練を要し、医師の習熟度、技量によって正しい判断が為され

50

ない可能性があった。

【0009】

また特許文献1乃至3の分娩監視装置は、胎児の急激な状態変化に即応するためには、医師が長時間連続観察する必要があった。特に、妊娠後期や分娩期においては、胎児の状態が急激に変化し、例えば、胎児が突然、低酸素状態に陥り、その状態が長く持続すると脳に低酸素障害を与えることになる。

しかし、医師が常時分娩監視装置を監視する負担は極めて大きく、実質的に不可能である。

【0010】

本発明はこのような従来の問題点を解消すべく創案されたもので、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を不要とすることを目的とする。 10

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業が要することなく、高精度の判断が可能である。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る分娩監視装置は、胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出手段と、母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出手段と、前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算手段と、前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算手段と、前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値を算出する平均演算手段と、前記胎児心拍数、陣痛強度および大局的平均値を表示する表示手段と、前記大局的平均値に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報手段とを備える。これによって、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を要することなく、高精度の判断が可能である。 20

【0013】

本発明に係る分娩監視装置は、前記大局的平均値の細変動を算出する細変動演算手段をさらに備え、前記表示手段によって、前記細変動をさらに表示し、前記警報手段は、さらに前記細変動に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発するものであってもよい。これによって、より多くの情報の表示、およびより多くの情報に基づく警報を発することができる。 30

【0014】

本発明に係る分娩監視装置は、前記大局的平均値が第1の所定値よりも大きいときに頻脈と判定する頻脈判定手段と、前記大局的平均値が第2の所定値よりも小さいときに徐脈と判定する徐脈判定手段とをさらに備え、前記表示手段は、前記徐脈および頻脈をさらに表示し、前記警報手段は、さらに前記徐脈、頻脈の判定に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発するものであってもよい。これによって、より多くの情報の表示、およびより多くの情報に基づく警報を発することができる。

【0015】

本発明に係る分娩監視装置は、前記胎児心拍数の減少パターンを分類する一過性徐脈判定手段をさらに備え、前記表示手段は、前記一過性徐脈判定の分類をさらに表示し、前記警報手段は、さらに前記胎児心拍数の減少パターンに基づいて胎児の健康状態に関する警報を発するものであってもよい。これによって、より多くの情報の表示、およびより多くの情報に基づく警報を発することができる。 40

【0016】

本発明に係る分娩監視装置において、前記大局的平均値は、例えば胎児心拍数基線であり、前記大局的平均値の細変動は例えば心拍数基線細変動である。

本発明に係る分娩監視装置において、前記警報手段は、例えば前記表示手段に設けられる。

【0017】

本発明に係る分娩監視装置は、前記胎児心拍数、陣痛強度、および前記胎児の健康状態に関する警報を記録紙に記録する記録手段をさらに備えたものであってもよい。これによって胎児の健康状態に関する情報および警報を記録紙に記録することができる。

【0018】

本発明に係る分娩監視方法は、胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出ステップと、母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出ステップと、前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算ステップと、前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算ステップと、前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値および大局的平均値の細変動を算出する平均・細変動演算ステップと、前記大局的平均値、細変動を表示する表示ステップと、前記大局的平均値および前記心拍数基線細変動に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報発信ステップとを備える。これによって、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を要することなく、高精度の判断が可能である。

10

【0019】

本発明に係る分娩監視装置のための記録紙は、胎児心拍数を記録する胎児心拍数記録領域と、陣痛強度を記録する陣痛強度記録領域と、前記胎児心拍数記録領域に設けられ、頻脈の胎児心拍数を記録する頻脈領域と、前記胎児心拍数記録領域に設けられ、徐脈の胎児心拍数を記録する徐脈領域とを備える。これによって、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を要することなく、高精度の判断が可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0020】

次に本発明に係る分娩監視装置、分娩監視方法、分娩監視プログラム、記録紙の好適な実施例を図面に基いて説明する。

【実施例1】

【0021】

[分娩監視装置]

図1は、本発明に係る分娩監視装置の実施例1を示すブロック図、図2は、図1の分娩監視装置における演算処理部を示すブロック図、図3は、図1の分娩監視装置における表示部を示す正面図である。

【0022】

30

図1において、分娩監視装置は分娩監視装置本体100、および分娩監視装置本体100に接続された心電電極110、超音波トランスジューサ112、内圧トランスジューサ114、陣痛トランスジューサ116を備え、分娩監視装置本体100は記録紙162を出力する。

【0023】

分娩監視装置本体100は、心電電極110、超音波トランスジューサ112、内圧トランスジューサ114、陣痛トランスジューサ116にそれぞれ接続された心電用アンプ部120、超音波用アンプ部122、内圧用アンプ部124、陣痛用アンプ部126を備え、心電電極110、超音波トランスジューサ112、内圧トランスジューサ114、陣痛トランスジューサ116のアナログ検出信号は、心電用アンプ部120、超音波用アンプ部122、内圧用アンプ部124、陣痛用アンプ部126においてそれぞれ適正レベルのアナログ信号に増幅される。

40

【0024】

心電用アンプ部120、超音波用アンプ部122、内圧用アンプ部124、陣痛用アンプ部126にはそれぞれA/D変換部130、132、134、136が接続され、心電用アンプ部120、超音波用アンプ部122、内圧用アンプ部124、陣痛用アンプ部126の出力信号は、A/D変換部130、132、134、136においてそれぞれデジタル信号S11、S12、S13、S14に変換されて、演算処理部140に入力される。

【0025】

50

心電電極 1 1 0 および超音波トランスジューサ 1 1 2 は、心拍系の検出に使用され、内圧トランスジューサ 1 1 4 および陣痛トランスジューサ 1 1 6 は陣痛系の検出に使用される。心電電極 1 1 0 および超音波トランスジューサ 1 1 2 は胎児心拍数検出手段として機能し、内圧トランスジューサ 1 1 4 および陣痛トランスジューサ 1 1 6 は陣痛強度検出手段として機能する。

【0026】

心拍系、陣痛系の検出法には内測法と外測法がある。

心拍系の検出では、内測法において、破膜後の胎児の児頭に装着した心電電極 1 1 0 によって胎児の心電図を検出し、外測法において、母体腹部表面に装着した超音波トランスジューサ 1 1 2 によって胎児の心臓弁の動きを検出する。

10

【0027】

一方、陣痛系の検出では、内測法において、破膜後の子宮内に挿入した内圧トランスジューサ 1 1 4 によって子宮内圧を検出し、外測法において、母体腹部表面の子宮対応位置に装着した陣痛トランスジューサ 1 1 6 によって子宮筋硬さを検出する。子宮筋硬さは陣痛強度に対応する。信号 S 1 3、S 1 4 はそれぞれ内圧信号、陣痛信号である。

【0028】

演算処理部 1 4 0 には表示部（表示手段） 1 4 2、外部入出力部 1 5 0、記録部 1 6 0 が接続されており、表示部 1 4 2 において分娩監視に必要な種々の情報が表示される。

【0029】

外部入出力部 1 5 0 には演算処理部 1 4 0 から心拍系あるいは陣痛系の信号が入力され、外部入出力部 1 5 0 はこれらの信号を外部出力信号 S 1 5（図 2）として出力する。また外部入出力部 1 5 0 には、外部装置で計測された心拍系あるいは陣痛系の信号が外部入力信号 S 1 6（図 2）として入力される。

20

【0030】

記録部（記録手段） 1 6 0 には、演算処理部 1 4 0 から胎児心拍描画信号 S 1 7、母体陣痛描画信号 S 1 8、解析結果信号 S 1 9、警報信号 S 2 0 が入力され、記録部 1 6 0 は、これら信号に基づいて、胎児心拍数曲線 L 4 0 および母体陣痛曲線 L 4 1（図 4）を記録紙 1 6 2 に記録する。記録部 1 6 0 は例えばサーマルアレイ方式の記録手段である。

【0031】

図 2 において、演算処理部 1 4 0 は、信号 S 1 1 が入力される心電心拍数演算部 2 1 0、S 1 2 が入力される自己相関心拍数演算部 2 2 0、信号 S 1 3、S 1 4 が入力される陣痛内／外測切替処理部 2 3 0 を有する。心電心拍数演算部 2 1 0、自己相関心拍数演算部 2 2 0 は心拍内／外測切替処理部 2 4 0 に接続され、陣痛内／外測切替処理部 2 3 0 は陣痛強度演算部 2 5 0 に接続されている。

30

【0032】

心電心拍数演算部 2 1 0 は信号 S 1 1 に基づいて瞬時心拍数 S 2 1 を算出し、自己相関心拍数演算部 2 2 0 は信号 S 1 2 に基づいてドプラ心拍信号 S 2 2 を算出する。

【0033】

心拍内／外測切替処理部 2 4 0 は、瞬時心拍数 S 2 1 またはドプラ心拍信号 S 2 2 を選択的に切替出力し、胎児心拍信号 S 2 3 として胎児心拍描画処理部 2 7 0 および心拍陣痛解析処理部 2 9 0 に入力する。胎児心拍信号 S 2 3 の生成に関して、心電心拍数演算部 2 1 0、自己相関心拍数演算部 2 2 0 は胎児心拍数演算手段として機能する。

40

【0034】

陣痛内／外測切替処理部 2 3 0 は、入力された信号 S 1 3、S 1 4 を選択的に切替出力し、陣痛強度演算部 2 5 0 は、入力信号（S 1 3 または S 1 4）に基づいて陣痛強度を算出し、陣痛強度信号 S 2 4 として陣痛強度描画処理部 2 8 0 および心拍陣痛解析処理部 2 9 0 に入力する。陣痛強度信号 S 2 4 の生成に関して、陣痛強度演算部 2 5 0 は陣痛強度演算手段として機能する。

【0035】

胎児心拍描画処理部 2 7 0 は記録部において心拍系の信号を記録するための信号 S 1 7

50

を生成する。

【0036】

陣痛強度描画処理部280は記録部において陣痛系の信号を記録するための信号S18を生成する。

【0037】

心拍陣痛解析処理部290は、胎児心拍信号S23および陣痛強度信号S24に基づいて波形解析を実行し、解析結果信号S19および警報信号S20を出力する。

【0038】

心拍系の検出に関して、心電電極110、心電用アンプ部120、A/D変換部130、心電心拍数演算部210、超音波トランスジューサ112、超音波用アンプ部122、A/D変換部132、自己相関心拍数演算部220、心拍内/外測切替処理部240は胎児心拍測定手段を構成する。なお、超音波トランスジューサ112、超音波用アンプ部122、A/D変換部132、自己相関心拍数演算部220を1組追加し、双胎の胎児心拍数測定を実行する構成も採用し得る。

【0039】

陣痛系の検出に関して、内圧トランスジューサ114、内圧用アンプ部124、A/D変換部134、陣痛用トランスジューサ116、陣痛用アンプ部126、A/D変換部136、陣痛内/外測切替処理部230、陣痛強度演算部250は陣痛強度測定手段を構成する。

【0040】

図3において、表示部142には、胎児心拍数表示部410、陣痛強度表示部420、胎児心拍数基線表示部430、一過性徐脈に関する表示部440、442、444、446、心拍数基線細変動に関する表示部450、452、454、456、警報サイン460、462が設けられている。表示部142には、これら表示部に表示するための胎児心拍信号S23、陣痛強度信号S24、胎児心拍数基線の情報、一過性徐脈、心拍数基線細変動の情報が入力される。胎児心拍数基線の情報、一過性徐脈、心拍数基線細変動の情報については後述する。

【0041】

胎児心拍数表示部410には胎児心拍数がデジタル表示され（図3では153）、陣痛強度表示部420には陣痛強度がデジタル表示され（図3では38）、胎児心拍数基線表示部430には胎児心拍数基線がデジタル表示され（図3では150）、さらに胎児心拍数基線が頻脈あるいは徐脈であったときの警報表示432、434が設けられている。

【0042】

一過性徐脈に関する表示部440、442、444、446は、一過性徐脈の早発、遅発、変動、遷延をそれぞれ示し、心拍数基線細変動に関する表示部450、452、454、456は、消失、減少、中等度、増加をそれぞれ示す。

【0043】

警報サイン460、462はランプであり、緊急度の第1段階（例えば、医師を呼ぶべき緊急度）ではランプ460のみを点灯し、より高い緊急度（例えば直ちに医師を呼ぶべき緊急度）においてランプ460、462両者を点灯する。

【0044】

このように、胎児心拍数基線等の主要な情報、および緊急度等警報を表示部142に表示すれば、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業は不要であり、かつ医師の負担が軽減される。

【0045】

{パラメータの定義}

分娩監視装置において算出、処理されるパラメータは以下のとおりである。

(1) 胎児心拍数基線

図9に示すように、胎児心拍信号S23を所定時間（例えば10分間）記録した胎児心拍数曲線L40において、胎児心拍数を所定心拍数（例えば5bpm）ごとの段階のグル

10

20

30

40

50

ープに分け、最頻値のグループにおける中心値（中央値）を胎児心拍数基線と呼ぶ。最頻値が複数存在したときは、より心拍数の大きいグループを採用する。また3回の胎児心拍数サンプリング値が、連続して所定値（例えば15心拍）より大きく変化したときは3回のうちの中央のサンプリング値を除去する。胎児心拍数基線は、胎児心拍数を大局的かつ特徴的に表現する大局的平均値であり、胎児の健康状態に関する情報を正確に判断し得る。なお、他の胎児心拍数を代表する大局的平均値、例えば中央値、平均値等を使用可能な場合もある。胎児心拍数基線は心拍陣痛解析処理部290によって演算され、この演算に関して、心拍陣痛解析処理部290は、平均演算手段として機能する。

【0046】

胎児心拍数基線が第1の所定値（例えば160bpm）より大のとき頻脈、所定範囲（例えば110～160bpm）のとき正常整脈、第2の所定値（例えば110bpm）より小のとき徐脈といい、例えば、頻脈について医師に報告する緊急度、徐脈について大至急医師に報告するより高い緊急度を設定する。頻脈、徐脈の判断に関して、心拍陣痛解析処理部290は頻脈判定手段、徐脈判定手段として機能する。

【0047】

（2）心拍数基線細変動

図9に示すように、胎児心拍数基線を算出した胎児心拍数曲線L40において、胎児心拍数基線を中心にした所定範囲DH（例えば-20～+20bpm）の範囲内の経時的増加の振幅LTV（増加振幅）の平均値を心拍数基線細変動という。心拍数基線細変動は心拍陣痛解析処理部290によって演算され、この演算に関して、心拍陣痛解析処理部290は、細変動演算手段として機能する。

【0048】

心拍数基線細変動は、消失、減少、中程度、増加の4段階に分類され、消失、減少、中程度、増加は、それぞれ0bpm、5bpm以下、6～25bpm、26bpm以上の心拍数基線細変動を指す。消失、減少、増加については、例えば大至急医師に報告する高い緊急度を設定する。

心拍数基線細変動は、胎児心拍数の変化を大局的かつ特徴的に表現する細変動であり、胎児の健康状態に関する情報を性格に判断し得る。なお、他の胎児心拍数細変動を代表する変動値、例えば分散、標準偏差等を使用可能な場合もある。

【0049】

（3）一過性徐脈

図9の胎児心拍数曲線L40において、所定時間TTP（例えば15秒）以上の期間、胎児心拍数が連続して胎児心拍数基線を下回る部分CPを一過性徐脈という。

【0050】

一過性徐脈は、早発、遅発、変動、遷延に分類される。

早発および遅発は、子宮収縮にともなって、胎児心拍数が緩やかに減少し、減少開始から最下点まで30秒以上となる徐脈であり、最下点が子宮収縮の最強点と一致するものを早発、最下点が子宮収縮の最強点から遅れるものを遅発という。最下点到達後、胎児心拍数は子宮収縮の消退にともなって元に戻る。

変動は、胎児心拍数の減少開始から最下点まで30秒未満となる徐脈であり、減少開始から元に戻るまでの時間が15秒以上2分未満のものをいう。遷延は、胎児心拍数の減少開始から元に戻るまでの時間が、2分以上10分未満のものをいう。なお減少開始から元に戻るまでの時間が10分以上の変化は胎児心拍数基線の変動として処理する。

一過性徐脈の検出、分類は心拍陣痛解析処理部290によって実行され、心拍陣痛解析処理部290は一過性徐脈判定手段として機能する。

遅発、変動、遷延については、例えば大至急医師に報告する高い緊急度を設定する。

【0051】

〔記録紙〕

図4は、図1の分娩監視装置における記録紙を示す平面図、図5は、従来の分娩監視装置における記録紙を示す平面図である。

10

20

30

40

50

【0052】

図4において、記録紙162には、胎児心拍数の経時的変化を示す胎児心拍数曲線L40を記録する記録領域A40、および陣痛強度の経時的変化を示す母体陣痛曲線L41を記録する記録領域A41が設けられている。記録領域A40は、上下方向中央の正常整脈領域A401（例えば、胎児心拍数110～160bpm）、正常整脈領域A401上下の頻脈領域A402（例えば、胎児心拍数160bpmより大：時間軸に沿って右下がりのハッチングを付して示す。）および徐脈領域A403（例えば、胎児心拍数110bpm未満：時間軸に沿って右上がりのハッチングを付して示す。）に色分けされ、頻脈、徐脈を容易に検出し得る。領域A401、A402、A403の色は、例えば、緑、黄、ピンクである。

10

【0053】

さらに、頻脈領域A402には、緊急度が高いことを示す解析結果D421、D422および警報サインD441、D442が表示され、記録紙を観察するだけで、胎児健康状態の緊急事態を知ることができる。

警報サイン460、462、D441、D442の表示は、例えば表1のように定義される。

【0054】

【表1】

表1 警報サインの定義

20

表示パラメータ	段階	数値	警報サイン
胎児心拍数基線	頻脈	$> 160 \text{ bpm}$	●
	正常整脈	$110 \sim 160 \text{ bpm}$	
	徐脈	$< 110 \text{ bpm}$	●●
心拍数基線細変動	細変動消失	0 bpm	●●
	細変動減少	$\leq 5 \text{ bpm}$	●●
	細変動中等度	$6 \sim 25 \text{ bpm}$	
	細変動消失	$\geq 26 \text{ bpm}$	●●
一過性徐脈	早発一過性徐脈		
	遅発一過性徐脈		●●
	変動一過性徐脈		●●
	遷延一過性徐脈		●●

30

40

- 医師に報告する緊急度
- 大至急、医師に報告する緊急度

【0055】

一方、図5に示すように、従来の記録紙では記録領域A40、A41に胎児心拍数曲線L40、母体陣痛曲線L41をそれぞれ記録するのみであり、胎児心拍数基線や、徐脈、頻脈の判読を医師自らが行っており、判読結果の精度にばらつきが生じる可能性があり、また判読の作業を常時実行することは極めて困難であった。

50

【0056】

すなわち実施例1の記録紙162によれば、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業は不要であり、かつ医師の負担が軽減される。

【0057】

〔分娩監視方法〕

次に、図1の分娩監視装置における分娩監視方法を図面に基づいて説明する。

図6は、図1の分娩監視装置における分娩監視方法を示すフローチャート、図7は、図6の分娩監視方法における胎児心拍数基線算出の処理を示すフローチャート、図8は、図6の分娩監視方法における心拍数基線細変動算出の処理を示すフローチャート、図9は、図8で処理される心拍数基線細変動の概念を示すグラフ、図10は、図6の分娩監視方法における一過性徐脈判定の処理を示すフローチャートである。 10

【0058】

図6において、分娩監視方法は、例えば以下の各ステップによって実行される。

【0059】

ステップS601：1秒ごとに、胎児心拍信号S23および陣痛強度信号S24を、心拍陣痛解析処理部290に取り込み、ステップS602に進む。

【0060】

ステップS602：胎児心拍数基線を算出するための所定期間（例えば10分）の胎児心拍信号S23が取り込まれたか否か、すなわち所定期間が経過したか否かを判断する。10分以上経過したときはステップS603に進み、そうでないときはそのまま処理を終了する。 20

【0061】

ステップS603：ステップS604～S607の処理を実行するタイミングであるか否かを判断する。ステップS604～S607の処理を実行すべきときはステップS604に進み、そうでないときはそのまま処理を終了する。

【0062】

ステップS604：胎児心拍数基線および心拍数基線細変動を算出し、ステップS605に進む。算出された胎児心拍数基線および心拍数基線細変動はランダム・アクセス・メモリ（図示省略）等に記録し、順次新たなデータに更新する。

【0063】

ステップS605：一過性徐脈の検出および分類を行い、ステップS606に進む。 30

【0064】

ステップS606：ステップS604、S605の結果に基づいて、胎児の健康状態を判定し、警報サイン460、462や警報サインD441、D442等の表示を行うか否かを判断する。

【0065】

ステップS607：ステップS606の判断に基づいて、警報サイン460、462や警報サインD441、D442等の表示を行う。

【0066】

ステップS608：ステップS604～S607の処理を実行するタイミングを検出するためのタイマを既定値に設定して、次回の実行に備え、そのまま処理を終了する。 40

【0067】

図7において、ステップS604の胎児心拍数基線算出の処理は、例えば、胎児心拍数信号に対する所定の雑音除去を行った後、以下の各ステップによって実行される。

【0068】

ステップS701：胎児心拍数基線算出期間（例えば10分間）における胎児心拍数 P_i （信号S23）を特定するためのカウンタ i を0に初期化する。

【0069】

ステップS702：所定期間に胎児心拍数 P_i を算出し、ランダム・アクセス・メモリ等に登録する。ここに所定期間の胎児心拍数 P_i の計測回数を $N+1$ 回とする。 50

【0070】

ステップS703: $i = 0$ か否か、すなわち既に胎児心拍数 P_i の評価が開始されていたか否かを判断する。 $i = 0$ のときにはステップS705にジャンプし、そうでなければステップS704に進む。

【0071】

ステップS704: 前回の胎児心拍数 P_{i-1} と今回の胎児心拍数 P_i との差の絶対値が所定値 TDP (例えば 15 bpm) より大きいと判断する。胎児心拍数 P_i の差の絶対値が所定値 TDP より大きいときはステップS706にジャンプし、そうでなければステップS705に進む。

【0072】

10

ステップS705: i を1進め、ステップS710に進む。

【0073】

ステップS706: 次の胎児心拍数 P_{i+1} を算出し、ランダム・アクセス・メモリ等に登録する。

【0074】

ステップS707: 次の胎児心拍数 P_{i+1} と今回の胎児心拍数 P_i との差の絶対値が所定値 TDP より大きいと判断する。胎児心拍数の差の絶対値が所定値 TDP より大きいときはステップS708に進み、そうでなければステップS709にジャンプする。

【0075】

ステップS708: 前回の胎児心拍数 P_{i-1} と次の胎児心拍数 P_{i+1} の平均を今回の胎児心拍数 P_i とし、ステップS709に進む。 20

【0076】

ステップS709: i を2進め、ステップS710に進む。

【0077】

ステップS710: i が N に到達したか否かを判断する。 $i = N$ のときはステップS711に進み、そうでなければステップS702に戻る。

【0078】

ステップS711: 胎児心拍数を複数グループに分類し、検出結果の最頻値のグループを抽出するとともに、そのグループの中心値(中央値)を算出する。その後ステップS712に進む。 30

【0079】

ステップS712: 最頻値が1個であったか否かを判断する。最頻値が1個のときはそのまま処理を終了し、そうでなければステップS713に進む。 ステップS713: 最も胎児心拍数が最も大きいグループの中心値を胎児心拍数基線として選択し、そのまま処理を終了する。

【0080】

図8において、心拍数基線細変動算出は以下の各ステップによって実行される。

【0081】

ステップS901: まず胎児心拍数基線を算出した期間(例えば10分間)における胎児心拍数 P_i ($i = 0 \sim i_{\max}$ とする。)のカウンタ i 、個々の増加振幅部分を特定するカウンタ j 、個々の増加振幅部分の振幅を計測するカウンタ i_i を0に初期化する。 40

【0082】

ステップS902: P_i が胎児心拍数基線に対して所定範囲(例えば $-DH/2 \sim +DH/2$)にあるか否か、 $B F H R - DH/2 \leq P_i \leq B F H R + DH/2$ か否かを判断する。所定範囲内にあるときはステップS903に進み、そうでないときはステップS905に進む。

【0083】

ステップS903: P_i が増加傾向にあるか否か、すなわち $P_{i+1} - P_i > 0$ か否かを判断する。増加傾向にあるときはステップS904に進み、そうでないときはステップS905に進む。 50

【0084】

ステップS904：振幅を計測するカウンタ i を $(P_{i+1} - P_i)$ だけ増加し、ステップS907に進む。

【0085】

ステップS905： P_i が所定範囲でなかったとき、増加傾向でなかったとき、あるいは増加傾向が終了したときは、それまでの振幅計測値 i を j 番目の増加振幅 LTV_j として登録する。同時に増加振幅 LTV_j の個数 j_{max} を j とする。次にステップS906に進む。

【0086】

ステップS906：カウンタ i を0に初期化するとともに、 j を1進め、次の増加振幅計測に備える。次にステップS907に進む。 10

【0087】

ステップS907：胎児心拍数基線を算出した期間内の全ての胎児心拍数 P_i を評価したか否か、すなわち $i = i_{max}$ か否かを判断する。

【0088】

ステップS908： $j = 0 \sim j_{max}$ の LTV_j についてその平均値を算出する。

【0089】

図10において、一過性徐脈判定の処理は以下の各ステップによって実行される。

【0090】

ステップS1001：まず、一過性徐脈判定期間の胎児心拍数を特定するためのカウンタ i を0に初期化する。 20

【0091】

ステップS1002：カウンタ i が0であるか否か、すなわち胎児心拍数 P_i より前の P_{i-1} が未登録か否かを判断する。カウンタ i が0でないときにはステップS1003に進み、胎児心拍数 P_i 減少が生じているか否かを判断する。カウンタ i が0のときは胎児心拍数 P_i 減少を判断できないので、ステップS1004にジャンプする。

【0092】

ステップS1003：胎児心拍数 P_i が1個前の胎児心拍数 P_{i-1} よりも小さいか否か、すなわち胎児心拍数 P_i が減少しているか否かを判断する。減少しているときはステップS1004に進み、そうでないときはステップS1009に進む。 30

【0093】

ステップS1004：ステップS1003で胎児心拍数 P_i の減少が検出されたときは、減少状態の追跡を示すフラグ F_1 をON（追跡状態を示すステータス）とし、増加状態の追跡を示すフラグ F_2 をOFF（追跡状態でないことを示すステータス）とする。また減少開始点 P_{ini} に P_i を登録する。

【0094】

ステップS1005：子宮収縮最強点が検出されたか否かを判断する。子宮収縮最強点が検出されたときはステップS1006に進み、検出されなかったときはステップS1007にジャンプする。

【0095】

ステップS1006：子宮収縮最強点のタイミング i を F_t として登録し、ステップS1007に進む。 40

【0096】

ステップS1007： i を1進めるとともに、胎児心拍数 P_i の減少量 i を $(P_{i-1} - P_i)$ だけ増加する。その後ステップS1008に進む。

ステップS1008：一過性徐脈判定の処理を終了すべきか否かを判断する。継続するときはステップS1002に戻り、終了すべきときはそのまま処理を終了する。

【0097】

ステップS1009：ステップS1003で胎児心拍数 P_i の減少が検出されなかったときは、 $F_1 = \text{ON}$ か否か、すなわち、それまで減少状態を追跡していたか否かを判断す 50

る。これによって減少が停止した時点すなわち胎児心拍数減少最下点を検出し得る。F 1 = O N のときはステップ S 1 0 1 0 に進み、そうでないときはステップ S 1 0 0 3 に戻る。

【0098】

ステップ S 1 0 1 0 : 胎児心拍数減少最下点に至ったときはその後の上昇を追跡するために、フラグ F 1 を O F F (追跡状態でないことを示すステータス) とし、フラグ F 2 を O N (追跡状態を示すステータス) とする。

【0099】

ステップ S 1 0 1 1 : 胎児心拍数減少開始点から最下点までのカウント数 i が所定値 T_{tt1} (例えば 30 秒の時間に対応するカウント数) 以上か否かを判断する。カウント数 i が所定値 T_{tt1} 以上のときは早発または遅発であるので、ステップ S 1 0 1 2 に進む。カウント数 i が所定値 T_{tt1} 未満のときはステップ変動または遷延であるので、ステップ S 1 0 1 5 に進む。

【0100】

ステップ S 1 0 1 2 : 胎児心拍数減少最下点の i と子宮収縮最強点 F_t が略一致しているか否か、すなわちその差が所定値 T_{Ft} より小さいか否かを判断する。早発は胎児心拍数減少最下点の i と子宮収縮最強点 F_t が略一致するので、差が所定値 T_{Ft} より小さいときはステップ S 1 0 1 3 に進み、早発の判断を行う。差が所定値 T_{Ft} 以上のときはステップ S 1 0 1 4 に進み、遅発の判断を行う。

【0101】

ステップ S 1 0 1 3 : 早発の判断を行いそのまま処理を終了する。

【0102】

ステップ S 1 0 1 4 : 遅発の判断を行いそのまま処理を終了する。

【0103】

ステップ S 1 0 1 5 : 胎児心拍数 P_i が 1 個前の胎児心拍数 P_{i-1} よりも大きいかな、すなわち胎児心拍数 P_i が増加しているか否かを判断する。増加しているときはステップ S 1 0 1 6 に進み、そうでないときはステップ S 1 0 0 3 に戻る。

【0104】

ステップ S 1 0 1 6 : i を 1 進めるとともに、胎児心拍数 P_i の減少量 i_i を ($P_{i-1} - P_i$) だけ減少する。その後ステップ S 1 0 1 7 に進む。

【0105】

ステップ S 1 0 1 7 : 胎児心拍数 P_i が減少開始点 P_{ini} 以上の値になったか否か、また P_{ini} 近傍の値 (差が所定値 ΔP より小さくなった) に戻ったか否かを判断する。すなわち胎児心拍数 P_i が減少開始点 P_{ini} に戻ったか否かを判断する。胎児心拍数 P_i が減少開始点 P_{ini} に戻ったときはステップ S 1 0 1 8 に進み、そうでないときはステップ S 1 0 1 5 に戻る。

【0106】

ステップ S 1 0 1 8 : 胎児心拍数減少開始点からのカウント数 i が所定値 T_{tt2} (例えば 2 分の時間に対応するカウント数) 以上か否かを判断する。カウント数 i が所定値 T_{tt2} 未満のときは変動であるので、ステップ S 1 0 1 9 に進む。カウント数 i が所定値 T_{tt2} 以上のときは遷延であるので、ステップ S 1 0 2 0 に進む。

【0107】

ステップ S 1 0 1 9 : 変動の判断を行いそのまま処理を終了する。

【0108】

ステップ S 1 0 2 0 : 遷延の判断を行いそのまま処理を終了する。

【実施例 2】

【0109】

次に本発明に係る分娩監視装置の実施例 2 を図面に基づいて説明する。

図 1 1 は本発明に係る分娩監視装置の実施例 2 を示すブロック図、図 1 2 は図 1 1 の分娩監視装置における演算処理部を示すブロック図である。なお、図中実施例 1 と同一若しく

10

20

30

40

50

は相当部分には同一符号を付し、説明を省略する。

実施例 2 は心拍系、陣痛系の両者について外測法のみを採用している。

【0110】

図 11 において、分娩監視装置は分娩監視装置本体 100、超音波トランスジューサ 112、陣痛トランスジューサ 116 を備え、分娩監視装置本体 100 は記録紙 162 を出力する。

【0111】

分娩監視装置本体 100 は、超音波トランスジューサ 112、陣痛トランスジューサ 116 にそれぞれ接続された超音波用アンプ部 122、陣痛用アンプ部 126 を備え、超音波トランスジューサ 112、陣痛トランスジューサ 116 のアナログ検出信号は、超音波用アンプ部 122、陣痛用アンプ部 126 においてそれぞれ適正レベルのアナログ信号に増幅される。 10

【0112】

超音波用アンプ部 122、陣痛用アンプ部 126 にはそれぞれ A/D 変換部 132、136 が接続され、超音波用アンプ部 122、陣痛用アンプ部 126 の出力信号は、A/D 変換部 132、136 においてそれぞれデジタル信号 S12、S14 に変換されて、演算処理部 140 に入力される。

【0113】

演算処理部 140 には表示部 142、外部入出力部 150、記録部 160 が接続されており、表示部 142 において分娩監視に必要な種々の情報が表示される。 20

【0114】

記録部 160 には演算処理部 140 から信号 S17~S20 が入力され、外部入出力部 150 には演算処理部 140 から心拍系あるいは陣痛系の信号 S15 が入力される。また外部入出力部 150 からは演算処理部 140 に対して、外部装置で計測された心拍系あるいは陣痛系の信号 S16 が入力される。

【0115】

図 12 において、演算処理部 140 は、S12 が入力される自己相関心拍数演算部 220、信号 S14 が入力される陣痛強度演算部 250 を有する。

【0116】

自己相関心拍数演算部 220 は信号 S12 に基づいて胎児心拍信号 S23 を算出する。 30

【0117】

陣痛強度演算部 250 は、信号 S14 に基づいて陣痛強度を算出し、陣痛強度信号 S24 として陣痛強度描画処理部 280 および心拍陣痛解析処理部 290 に入力する。

【0118】

心拍陣痛解析処理部 290 は、胎児心拍信号 S23 および陣痛強度信号 S24 に基づいて波形解析を実行し、解析結果信号 S19 および警報信号 S20 を出力する。

【0119】

胎児心拍描画処理部 270 は記録部において心拍系の信号を記録するための信号 S17 を生成し、陣痛強度描画処理部 280 は記録部において陣痛系の信号を記録するための信号 S18 を生成する。 40

【0120】

心拍陣痛解析処理部 290 は、胎児心拍信号 S23 および陣痛強度信号 S24 に基づいて波形解析を実行し、解析結果信号 S19 および警報信号 S20 を出力する。

【0121】

実施例 2 は実施例 1 に比較して構成が単純であり、また外測法に関して実施例 1 と同様の効果を奏する。

【実施例 3】

【0122】

次に本発明に係る分娩監視装置の実施例 3 を図面に基づいて説明する。

図 13 は本発明に係る分娩監視装置の実施例 3 を示すブロック図である。なお、図中実 50

施例 1 と同一若しくは相当部分には同一符号を付し、説明を省略する。

実施例 3 は、実施例 1 と同様の分娩監視装置本体 100 における外部入出力部 150 に外部解析部 900 を接続したものである。

【0123】

外部解析部 900 は心拍陣痛解析処理部 920 および解析表示部 940 を有し、外部入出力部 150 から胎児心拍信号 S23 および陣痛強度信号 S24 が、外部出力信号 S90 として心拍陣痛解析処理部 920 に入力される。

【0124】

心拍陣痛解析処理部 920 は、胎児心拍信号 S23 および陣痛強度信号 S24 を波形解析し、適宜、解析表示部 940 に解析結果および警報サインを表示する（例えば表 1）。 10

【実施例 4】

【0125】

次に本発明に係る分娩監視装置の実施例 4 を図面に基づいて説明する。

図 14 は、本発明に係る分娩監視装置の実施例 4 を示す正面図、図 15 は、図 14 の分娩監視装置を示すブロック図である。なお、図中実施例 1 と同一若しくは相当部分には同一符号を付し、説明を省略する。

実施例 4 は、汎用コンピュータによって分娩監視装置を構成する。

【0126】

図 14、図 15 において、心電電極 110、超音波トランスジューサ 112、内圧トランスジューサ 114、陣痛トランスジューサ 116 が、汎用コンピュータ 1000 に装着された、インターフェース 1100 に接続され、汎用コンピュータ 1000 には、図 6～8 に示した分娩監視方法を汎用コンピュータ 1000 に実行させる、コンピュータ読取可能なプログラムコードを含む分娩監視プログラムが搭載されている。 20

【0127】

汎用コンピュータ 1000 にはモニタ 1010、汎用プリンタ 1600 が接続され、実施例 1 の表示部 142、記録部 160 の機能を有する。汎用プリンタ 1600 には記録紙 162 がセットされ、実施例 1 と同様の記録が可能である。

【0128】

インターフェース 1100 は、心電用アンプ部 120、超音波用アンプ部 122、内圧用アンプ部 124、陣痛用アンプ部 126 の機能を備えたアンプ部 1120 と、A/D 変換部 130～136 の機能を備えた A/D 変換部 1140 を含み、信号 S11～S14 に対応した信号を汎用コンピュータ 1000 のバス 1700 に入力し得る。 30

【0129】

汎用コンピュータ 1000 は CPU（中央演算処理部）1200、フレームメモリ 1400、システムメモリ 1500 をバス 1700 に接続してなり、インターフェース 1100 はバス 1700 に接続されている。

【0130】

分娩監視プログラムは CD-ROM その他の記憶媒体から汎用コンピュータ 1000 に読み込まれ、あるいは種々の通信手段によって他のコンピュータから汎用コンピュータ 1000 に読み込まれる。 40

【0131】

このように汎用コンピュータ 1000 によって分娩監視装置を構成することによって、分娩監視に関連した業務あるいはその他の業務を分娩監視とともに実行でき、また機器を分娩監視以外の業務に容易に転用できる。

【図面の簡単な説明】

【0132】

【図 1】本発明に係る分娩監視装置の実施例 1 を示すブロック図である。（実施例 1）

【図 2】図 1 の分娩監視装置における演算処理部を示すブロック図である。（実施例 1）

【図 3】図 1 の分娩監視装置における表示部を示す正面図である。（実施例 1）

【図 4】図 1 の分娩監視装置における記録紙を示す平面図である。（実施例 1） 50

- 【図 5】従来の分娩監視装置における記録紙を示す平面図である。（従来例）
- 【図 6】図 1 の分娩監視装置における分娩監視方法を示すフローチャートである。（実施例 1）
- 【図 7】図 6 の分娩監視方法における胎児心拍数基線算出の処理を示すフローチャートである。（実施例 1）
- 【図 8】図 6 の分娩監視方法における心拍数基線細変動算出の処理を示すフローチャートである。（実施例 1）
- 【図 9】図 8 で処理される心拍数基線細変動の概念を示すグラフである。（実施例 1）
- 【図 10】図 6 の分娩監視方法における一過性徐脈判定の処理を示すフローチャートである。（実施例 1）
- 【図 11】本発明に係る分娩監視装置の実施例 2 を示すブロック図である。（実施例 2）
- 【図 12】図 11 の分娩監視装置における演算処理部を示すブロック図である。（実施例 2）
- 【図 13】本発明に係る分娩監視装置の実施例 3 を示すブロック図である。（実施例 3）
- 【図 14】本発明に係る分娩監視装置の実施例 4 を示す正面図である。（実施例 4）
- 【図 15】図 14 の分娩監視装置を示すブロック図である。（実施例 4）
- 【符号の説明】

【0133】

100	分娩監視装置	
110	心電電極	20
112	超音波トランスジューサ	
114	内圧トランスジューサ	
116	陣痛トランスジューサ	
120	心電図用アンプ部	
122	超音波用アンプ部	
124	内圧用アンプ部	
126	陣痛用アンプ部	
130～136	A/D変換部	
140	演算処理部	
142	表示部	30
150	外部入出力部	
160	記録部	
162	記録紙	
210	心電心拍数演算部	
220	自己相関心拍数演算部	
230	陣痛内／外測切替処理部	
240	心拍内／外測切替処理部	
250	陣痛強度演算部	
260	外部入出力処理部	
270	胎児心拍描画処理部	40
280	陣痛強度描画処理部	
290	心拍陣痛解析処理部	
410	胎児心拍数表示	
420	陣痛強度表示	
430	胎児心拍数基線表示	
432	頻脈表示	
434	徐脈表示	
440	一過性徐脈表示（早発）	
442	一過性徐脈表示（遅発）	
444	一過性徐脈表示（変動）	50

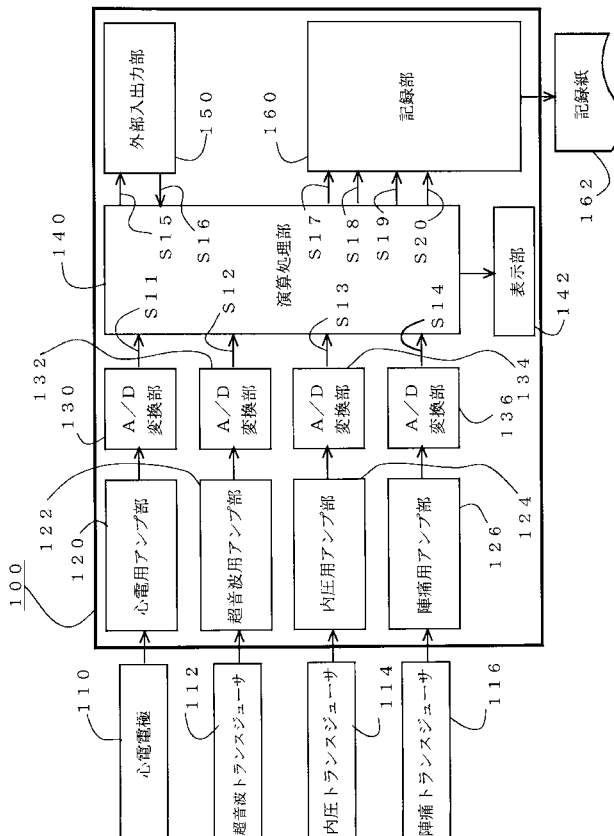
4 4 6 一過性徐脈表示 (遷延)
 4 5 0 心拍数基線細変動 (消失)
 4 5 2 心拍数基線細変動 (減少)
 4 5 4 心拍数基線細変動 (中等度)
 4 5 6 心拍数基線細変動 (増加)
 9 0 0 外部解析部
 9 2 0 心拍陣痛解析処理部
 9 4 0 解析表示部
 1 0 0 0 汎用コンピュータ
 1 0 1 0 モニタ
 1 1 0 0 インターフェース
 1 1 2 0 アンプ部
 1 1 4 0 A/D変換部
 1 2 0 0 CPU
 1 4 0 0 フレームメモリ
 1 5 0 0 システムメモリ
 1 6 0 0 汎用プリンタ
 1 7 0 0 バス

S 1 1、S 1 2、S 1 3、S 1 4、S 1 5、S 1 6、S 1 7、S 1 8、S 1 9、S 2 0
 、S 2 1、S 2 2、S 2 3、S 2 4 信号

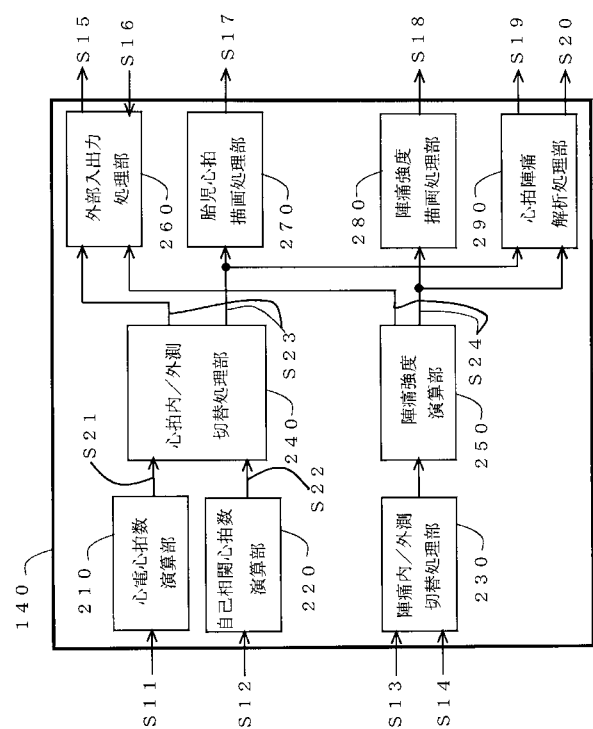
10

20

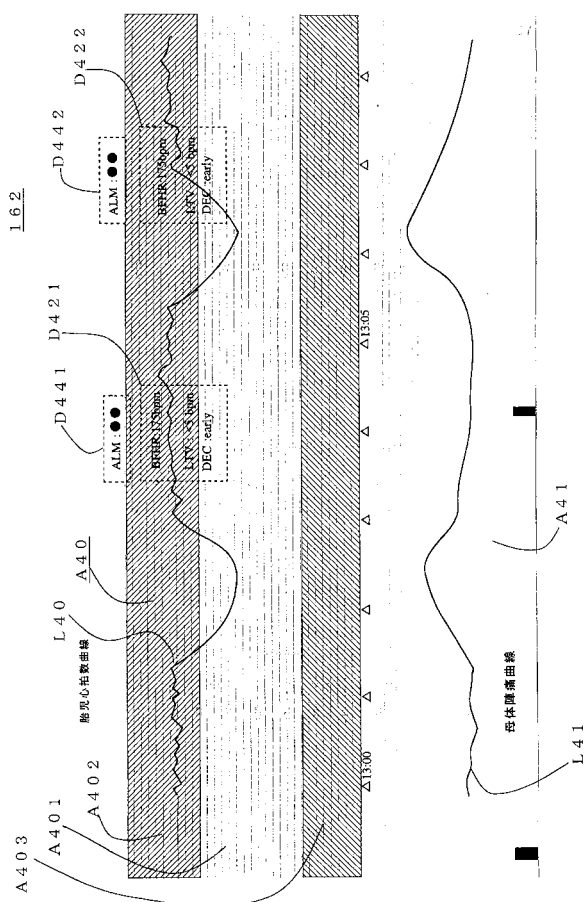
【図 1】



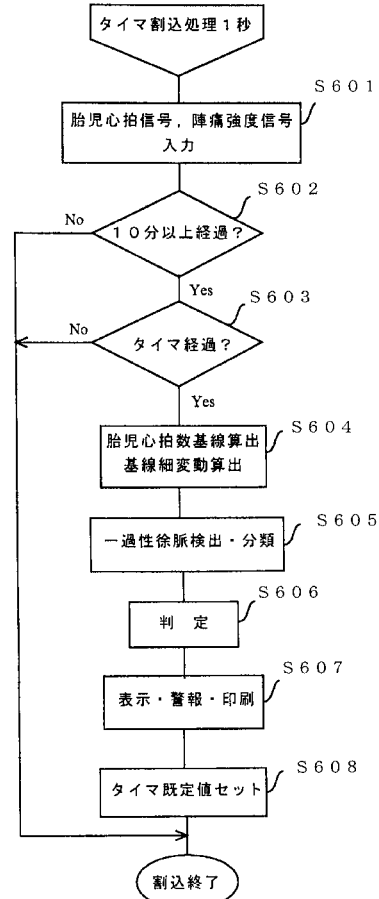
【図 2】



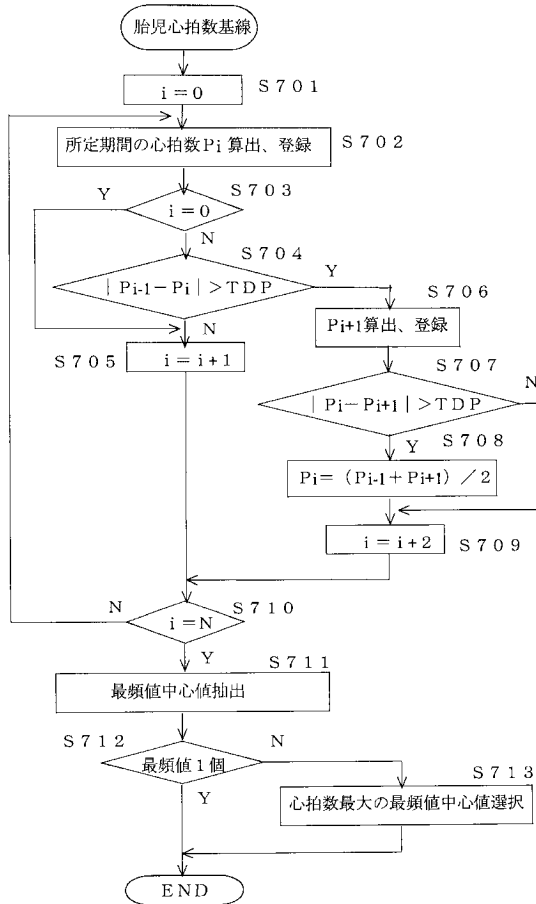
【図 4】



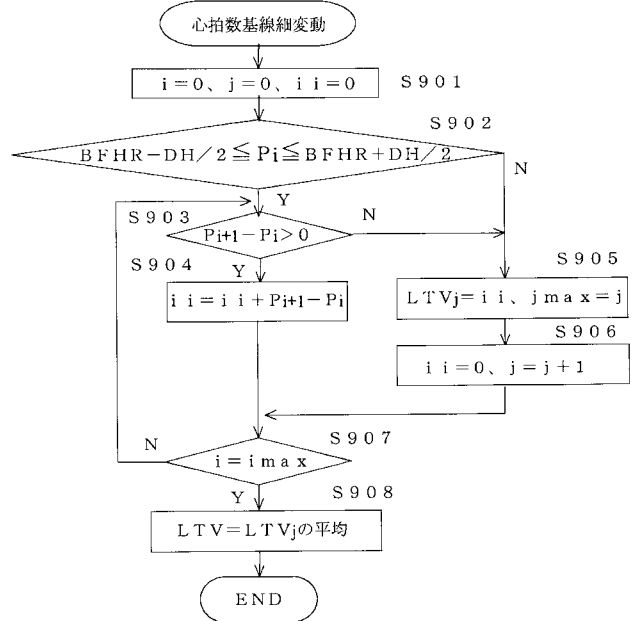
【図 6】



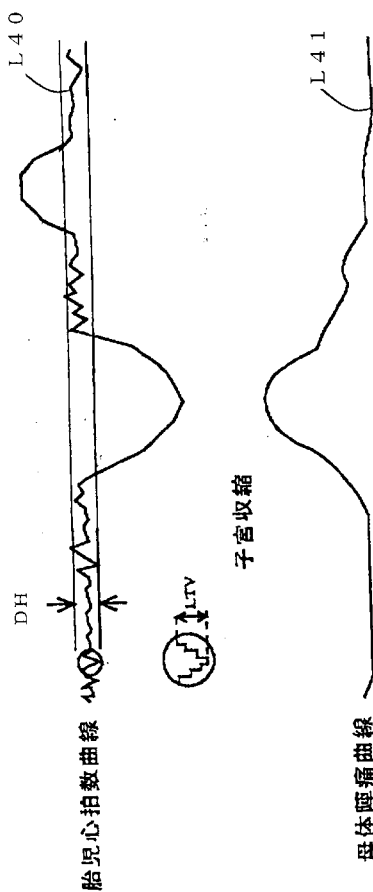
【図 7】



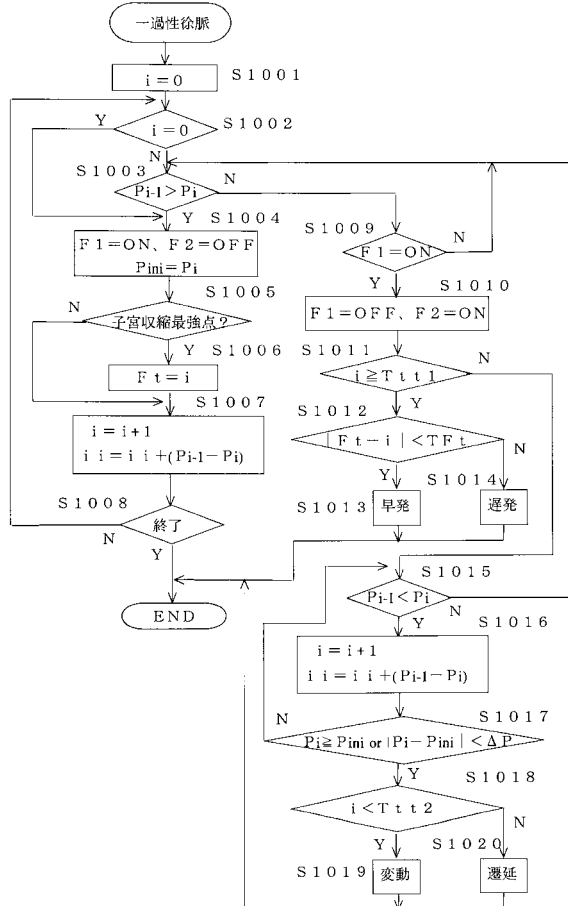
【図 8】



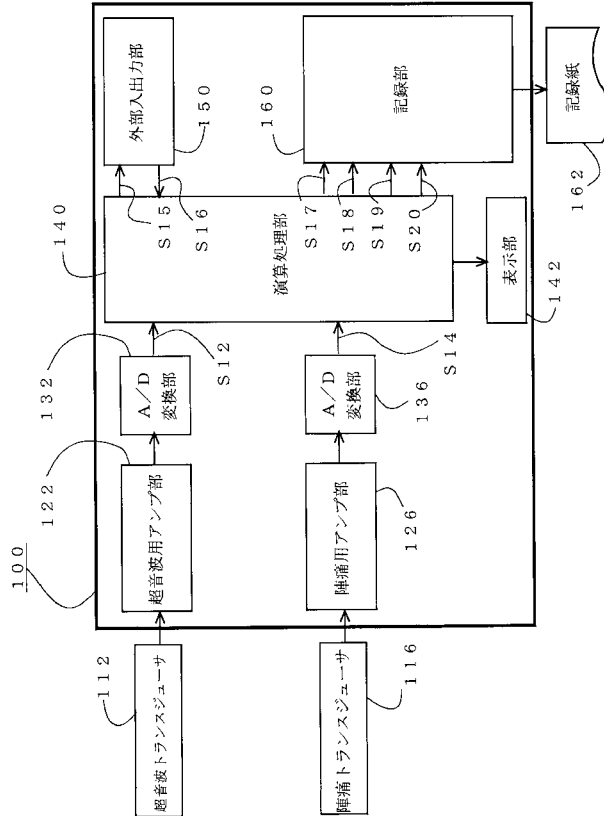
【図 9】



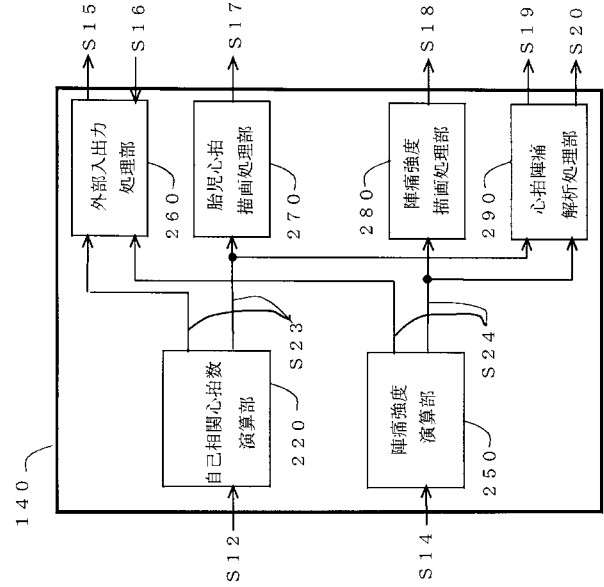
【図 10】



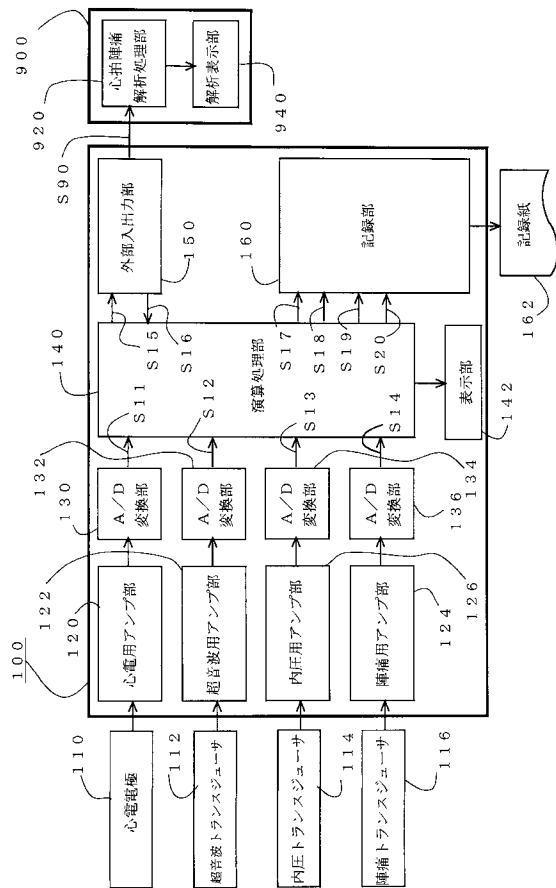
【図 1 1】



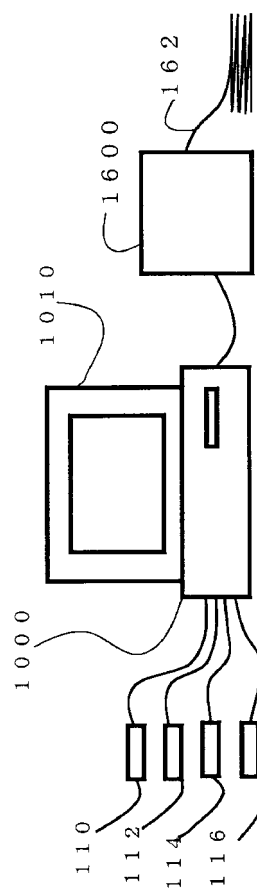
【図 1 2】



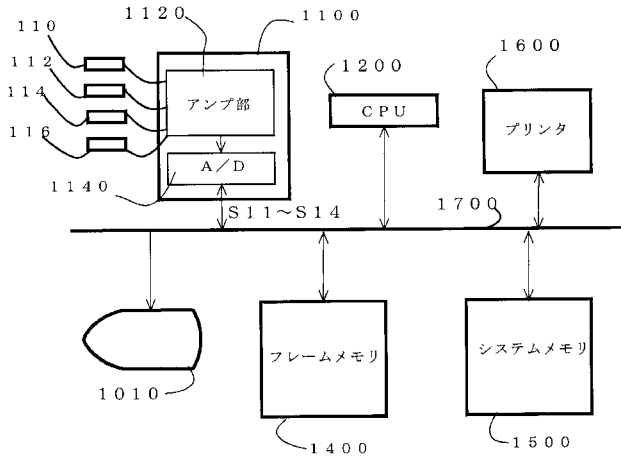
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



【手続補正書】

【提出日】平成17年8月24日(2005.8.24)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項8】

胎児心拍数検出手段によって、胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出ステップと、

陣痛強度検出手段によって、母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出ステップと、

演算処理部によって、前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算ステップと、

演算処理部によって、前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算ステップと、

演算処理部によって、前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値を算出する平均演算ステップと、

前記大局的平均値を表示する表示ステップと、

前記大局的平均値に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報発信ステップと

、

を備えた分娩監視方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

本発明に係る分娩監視方法は、胎児心拍数検出手段によって、胎児心拍数を代表する信号を検出する胎児心拍数検出ステップと、陣痛強度検出手段によって、母体の陣痛強度を代表する信号を検出する陣痛強度検出ステップと、演算処理部によって、前記胎児心拍数を代表する信号に基づいて胎児心拍数を算出する胎児心拍数演算ステップと、演算処理部によって、前記陣痛強度を代表する信号に基づいて陣痛強度を算出する陣痛強度演算ステップと、演算処理部によって、前記胎児心拍数に基づいて胎児心拍数の大局的平均値を算出する平均演算ステップと、前記大局的平均値を表示する表示ステップと、前記大局的平均値に基づいて胎児の健康状態に関する警報を発する警報発信ステップとを備える。これによって、胎児の健康状態判断のための高度な判読作業を要することなく、高精度の判断が可能である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0054

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0054】

【表1】

表1 警報サインの定義

表示パラメータ	段階	数値	警報サイン
胎児心拍数基線	頻脈	$> 160 \text{ bpm}$	●
	正常整脈	$110 \sim 160 \text{ bpm}$	
	徐脈	$< 110 \text{ bpm}$	●●
心拍数基線細変動	細変動消失	0 bpm	●●
	細変動減少	$\leq 5 \text{ bpm}$	●●
	細変動中等度	$6 \sim 25 \text{ bpm}$	
	細変動増加	$\geq 26 \text{ bpm}$	●●
一過性徐脈	早発一過性徐脈		
	遅発一過性徐脈		●●
	変動一過性徐脈		●●
	遷延一過性徐脈		●●

● 医師に報告する緊急度

●● 大至急、医師に報告する緊急度

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

A 6 1 B 5/0452 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/02 3 2 0 Q

A 6 1 B 5/02 3 2 2

A 6 1 B 5/04 3 1 0 J

A 6 1 B 5/04 3 1 2 U

テーマコード (参考)

专利名称(译)	生育监测装置，交付监测方法，交付交付监控程序，记录纸		
公开(公告)号	JP2006223335A	公开(公告)日	2006-08-31
申请号	JP2005037428	申请日	2005-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	Toitsu		
申请(专利权)人(译)	トーイツ株式会社		
[标]发明人	長沢孝		
发明人	長沢 孝		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/00 A61B17/42 A61B5/0245 A61B5/0444 A61B5/0452		
FI分类号	A61B10/00.N A61B5/00.P A61B5/00.101.Q A61B5/00.102.A A61B17/42.320 A61B5/02.320.Q A61B5/02.322 A61B5/04.310.J A61B5/04.312.U A61B17/42.520 A61B5/02.710.Q A61B5/02.712 A61B5/0245.Q A61B5/0245.200		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AB05 4C017/BB13 4C017/BD01 4C017/CC02 4C017/EE15 4C027/AA02 4C027/BB01 4C027/BB05 4C027/GG16 4C027/GG18 4C060/HH04 4C060/HH20 4C117/XA02 4C117/XB04 4C117/XD02 4C117/XD24 4C117/XD26 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE27 4C117/XE64 4C117/XG17 4C117/XG18 4C117/XJ38 4C117/XJ45 4C117/XP11 4C117/XR02 4C127/AA02 4C127/BB01 4C127/BB05 4C127/GG16 4C127/GG18		
代理人(译)	山本诚		
其他公开文献	JP4364138B2		

摘要(译)

解决的问题：无需进行高级的判断胎儿健康状况的解释工作即可进行高度准确的判断。输送监视装置包括心电图电极（110），超声换能器（112），内部压力传感器（114）和人工换能器（116），并且输送监视装置主体100输出记录纸162。显示单元（142）和记录单元（160）连接到算术处理单元（140），并且在显示单元（142）上显示传送监视所需的各种信息。记录单元（160）在记录纸（162）上记录胎儿心率曲线和母亲分娩痛曲线。[选型图]图1

