

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4364138号
(P4364138)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 N

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 P

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 Q

A 6 1 B 5/0444 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 2 A

A 6 1 B 5/0452 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 2 O Q

請求項の数 7 (全 22 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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成17年10月24日(2005.10.24)

(73) 特許権者 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

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(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) 【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（胎児心拍数基線）を算出する平
 均演算手段と、

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、

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と、

前記大局的平均値の細変動（心拍数基線細変動）を算出する細変動演算手段と、

前記胎児心拍数、前記陣痛強度、前記大局的平均値、前記徐脈および頻脈、前記一過性
 徐脈判定の分類、および前記細変動を表示する表示手段と、

前記大局的平均値、前記徐脈、頻脈の判定、前記細変動、および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警報手段と、

を備えた分娩監視装置であって、

前記第1の所定値は160bpmであり、

前記第2の所定値は110bpmであり、

10

20

前記平均演算手段は、前記胎児心拍数の最頻値のグループが1個存在するときに、当該グループにおける中心値を胎児心拍数基線とし、前記胎児心拍数の最頻値のグループが複数存在するときに、最も心拍数の大きいグループにおける中心値を胎児心拍数基線とし、

前記細変動演算手段は、前記胎児心拍数の、前記胎児心拍数基線を中心にした、所定範囲内の経時的増加の振幅の平均値を算出して、心拍数基線細変動とする、

分娩監視装置。

【請求項2】

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に記載の分娩監視装置。

10

【請求項3】

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または2に記載の分娩監視装置。

【請求項4】

胎児心拍数検出手段、陣痛強度検出手段、演算処理部、表示手段および警報手段を備えた分娩監視装置の作動方法であって、

前記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、

20

前記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、

前記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、

前記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、

前記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（胎児心拍数基線）を算出する平均演算ステップと、

前記演算処理部によって、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ステップと、

30

前記演算処理部によって、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ステップと、

前記演算処理部によって、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ステップと、

前記演算処理部によって、前記大局的平均値の細変動（心拍数基線細変動）を算出する細変動演算ステップと、

前記表示手段によって、前記胎児心拍数、前記陣痛強度、前記大局的平均値、前記徐脈および頻脈、前記一過性徐脈判定の分類、および前記細変動を表示する表示ステップと、

前記警報手段によって、前記大局的平均値、前記徐脈、頻脈の判定、前記細変動、および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警報発信ステップと、

40

を備え、

前記第1の所定値は160bpmであり、

前記第2の所定値は110bpmであり、

前記平均演算ステップは、前記胎児心拍数の最頻値のグループが1個存在するときに、当該グループにおける中心値を胎児心拍数基線とし、前記胎児心拍数の最頻値のグループが複数存在するときに、最も心拍数の大きいグループにおける中心値を胎児心拍数基線とし、

前記細変動演算ステップは、前記胎児心拍数の、前記胎児心拍数基線を中心にした、所定範囲内の経時的増加の振幅の平均値を算出して、心拍数基線細変動とする、

50

分娩監視装置の作動方法。

【請求項 5】

請求項 4 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 6】

請求項 5 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 7】

請求項 3 記載の分娩監視装置のための記録紙であって、

10

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、

前記頻脈領域は 1 6 0 b p m が下限に設定され、

前記徐脈領域は 1 1 0 b p m が上限に設定されている、

ことを特徴とする記録紙。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【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】

従来の分娩監視装置としては、以下が知られていた。

【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】

30

(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、陣痛強度曲線の目盛を併用して行い、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)。

【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。

40

【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、p23-27、平成14年4月1日

【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、p1205-1216、平成15年8月1日

50

【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るがあった。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。

【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。

【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。

【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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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】

【 0 0 2 0 】

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】

【 0 0 2 1 】

[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。

【 0 0 2 2 】

図 1 において、分娩監視装置は分娩監視装置本体 1 0 0、および分娩監視装置本体 1 0 0 に接続された心電電極 1 1 0、超音波トランスジューサ 1 1 2、内圧トランスジューサ 1 1 4、陣痛トランスジューサ 1 1 6 を備え、分娩監視装置本体 1 0 0 は記録紙 1 6 2 を出力する。

【 0 0 2 3 】

分娩監視装置本体 1 0 0 は、心電電極 1 1 0、超音波トランスジューサ 1 1 2、内圧トランスジューサ 1 1 4、陣痛トランスジューサ 1 1 6 にそれぞれ接続された心電用アンプ部 1 2 0、超音波用アンプ部 1 2 2、内圧用アンプ部 1 2 4、陣痛用アンプ部 1 2 6 を備え、心電電極 1 1 0、超音波トランスジューサ 1 1 2、内圧トランスジューサ 1 1 4、陣痛トランスジューサ 1 1 6 のアナログ検出信号は、心電用アンプ部 1 2 0、超音波用アンプ部 1 2 2、内圧用アンプ部 1 2 4、陣痛用アンプ部 1 2 6 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。

【 0 0 2 4 】

心電用アンプ部 1 2 0、超音波用アンプ部 1 2 2、内圧用アンプ部 1 2 4、陣痛用アンプ部 1 2 6 にはそれぞれ A / D 変換部 1 3 0、1 3 2、1 3 4、1 3 6 が接続され、心電用アンプ部 1 2 0、超音波用アンプ部 1 2 2、内圧用アンプ部 1 2 4、陣痛用アンプ部 1 2 6 の出力信号は、A / D 変換部 1 3 0、1 3 2、1 3 4、1 3 6 においてそれぞれデジタル信号 S 1 1、S 1 2、S 1 3、S 1 4 に変換されて、演算処理部 1 4 0 に入力される。

【 0 0 2 5 】

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。

10

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

20

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

30

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

40

【 0 0 3 2 】

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 に基づいてドブラ心拍信号 S 2 2 を算出する。

【 0 0 3 3 】

心拍内 / 外測切替処理部 2 4 0 は、瞬時心拍数 S 2 1 またはドブラ心拍信号 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。

【 0 0 3 4 】

50

陣痛内／外測切替処理部 230 は、入力された信号 S13、S14 を選択的に切替出力し、陣痛強度演算部 250 は、入力信号 (S13 または 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。陣痛強度信号 S24 の生成に関して、陣痛強度演算部 250 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 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

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、医師を呼びべき緊急度) 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びべき緊急度) 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

50

軽減される。

【 0 0 4 5 】

{ 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 S 2 3 を所定時間 (例えば 1 0 分間) 記録した胎児心拍数曲線 L 4 0 において、胎児心拍数を所定心拍数 (例えば 5 b p m) ごとの段階のグループに分け、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 1 5 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 2 9 0 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 2 9 0 は、平均演算手段として機能する。

10

【 0 0 4 6 】

胎児心拍数基線が第 1 の所定値 (例えば 1 6 0 b p m) より大のとき頻脈、所定範囲 (例えば 1 1 0 ~ 1 6 0 b p m) のとき正常整脈、第 2 の所定値 (例えば 1 1 0 b p m) 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 2 9 0 は頻脈判定手段、徐脈判定手段として機能する。

20

【 0 0 4 7 】

(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 L 4 0 において、胎児心拍数基線を中心にした所定範囲 D H (例えば - 2 0 ~ + 2 0 b p m) の範囲内の経時的増加の振幅 L T V (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 2 9 0 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 2 9 0 は、細変動演算手段として機能する。

【 0 0 4 8 】

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 0 b p m、5 b p m 以下、6 ~ 2 5 b p m、2 6 b p m 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。

30

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。

【 0 0 4 9 】

(3) 一過性徐脈

図 9 の胎児心拍数曲線 L 4 0 において、所定時間 T T P (例えば 1 5 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 C P を一過性徐脈という。

40

【 0 0 5 0 】

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 3 0 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 3 0 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 1 5 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 1 0 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 1 0 分以上の変化は胎児心拍数基線の変動として処理する。

50

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。

【0052】

図4において、記録紙162には、胎児心拍数の経時的变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变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。

【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

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

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

一方、図 5 に示すように、従来の記録紙では記録領域 A 4 0、A 4 1 に胎児心拍数曲線 L 4 0、母体陣痛曲線 L 4 1 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。

【 0 0 5 6 】

すなわち実施例 1 の記録紙 1 6 2 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。

【 0 0 5 7 】

〔 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 1 0 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。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 6 0 1 : 1 秒ごとに、胎児心拍信号 S 2 3 および陣痛強度信号 S 2 4 を、心拍陣痛解析処理部 2 9 0 に取り込み、ステップ S 6 0 2 に進む。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 6 0 2 : 胎児心拍数基線を算出するための所定期間（例えば 1 0 分）の胎児心拍信号 S 2 3 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。1 0 分以上経過したときはステップ S 6 0 3 に進み、そうでないときはそのまま処理を終了する。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 6 0 3 : ステップ S 6 0 4 ~ S 6 0 7 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 S 6 0 4 ~ S 6 0 7 の処理を実行すべきときはステップ S 6 0 4 に進み、そうでないときはそのまま処理を終了する。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 6 0 4 : 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 S 6 0 5 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。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 6 0 5 : 一過性徐脈の検出および分類を行い、ステップ S 6 0 6 に進む。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 6 0 6 : ステップ S 6 0 4、S 6 0 6 の結果に基づいて、胎児の健康状態を判定し、警報サイン 4 6 0、4 6 2 や警報サイン D 4 4 1、D 4 4 2 等の表示を行うか否かを判断する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 6 0 7 : ステップ S 6 0 6 の判断に基づいて、警報サイン 4 6 0、4 6 2 や警報サイン D 4 4 1、D 4 4 2 等の表示を行う。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 6 0 8 : ステップ S 6 0 4 ~ S 6 0 7 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。

【 0 0 6 7 】

図 7 において、ステップ S 6 0 4 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。

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

ステップ S 7 0 1 : 胎児心拍数基線算出期間 (例えば 1 0 分間) における胎児心拍数 P_i (信号 S 2 3) を特定するためのカウンタ i を 0 に初期化する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 7 0 2 : 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。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 7 0 3 : $i = 0$ 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 S 7 0 5 にジャンプし、そうでなければステップ S 7 0 4 に進む。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 7 0 4 : 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 1 5 b p m) 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 S 7 0 6 にジャンプし、そうでなければステップ S 7 0 5 に進む。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 7 0 5 : i を 1 進め、ステップ S 7 1 0 に進む。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 7 0 6 : 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。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 7 0 7 : 次回の胎児心拍数 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 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 S 7 0 8 に進み、そうでなければステップ S 7 0 9 にジャンプする。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 7 0 8 : 前回の胎児心拍数 P_{i-1} と次回の胎児心拍数 P_{i+1} の平均を今回の胎児心拍数 P_i とし、ステップ S 7 0 9 に進む。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 7 0 9 : i を 2 進め、ステップ S 7 1 0 に進む。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 7 1 0 : 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 S 7 1 1 に進み、そうでなければステップ S 7 0 2 に戻る。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 7 1 1 : 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 S 7 1 2 に進む。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 7 1 2 : 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 S 7 1 3 に進む。ステップ S 7 1 3 : 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。

【 0 0 8 0 】

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。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 9 0 1 : まず胎児心拍数基線を算出した期間 (例えば 1 0 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。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 9 0 2 : 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 S 9 0 3 に進み、そうでないときはステップ S

10

20

30

40

50

905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。

【0084】

ステップS904: 振幅を計測するカウンタ i_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_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。

10

【0086】

ステップS906: カウンタ i_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。

【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】

20

ステップS908: $j = 0 \sim j_{max}$ の LPV_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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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_i を $(P_{i-1} - P_i)$ だけ増加する。その後ステップS1008に進む。

50

ステップ S 1 0 0 8 : 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 S 1 0 0 2 に戻り、終了すべきときはそのまま処理を終了する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 1 0 0 9 : ステップ S 1 0 0 3 で胎児心拍数 P_i の減少が検出されなかったときは、 $F_1 = ON$ 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。 $F_1 = ON$ 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。

【 0 0 9 8 】

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 OFF (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 ON (追跡状態を示すステータス) とする。

10

【 0 0 9 9 】

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。

【 0 1 0 0 】

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。

20

【 0 1 0 1 】

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。

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

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} よりも大きいか否か、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。

30

【 0 1 0 4 】

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。

【 0 1 0 5 】

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。

40

【 0 1 0 6 】

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。

【 0 1 0 7 】

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。

【 0 1 0 8 】

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。

50

【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 11 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 12 は図 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。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 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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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）。

【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。

【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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

【 0 1 3 2 】

【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)

【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)

10

【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)

20

【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】

【 0 1 3 3 】

1 0 0 分娩監視装置

1 1 0 心電電極

1 1 2 超音波トランスジューサ

1 1 4 内圧トランスジューサ

1 1 6 陣痛トランスジューサ

1 2 0 心電図用アンプ部

1 2 2 超音波用アンプ部

30

1 2 4 内圧用アンプ部

1 2 6 陣痛用アンプ部

1 3 0 ~ 1 3 6 A / D 変換部

1 4 0 演算処理部

1 4 2 表示部

1 5 0 外部入出力部

1 6 0 記録部

1 6 2 記録紙

2 1 0 心電心拍数演算部

2 2 0 自己相関心拍数演算部

40

2 3 0 陣痛内 / 外測切替処理部

2 4 0 心拍内 / 外測切替処理部

2 5 0 陣痛強度演算部

2 6 0 外部入出力処理部

2 7 0 胎児心拍描画処理部

2 8 0 陣痛強度描画処理部

2 9 0 心拍陣痛解析処理部

4 1 0 胎児心拍数表示

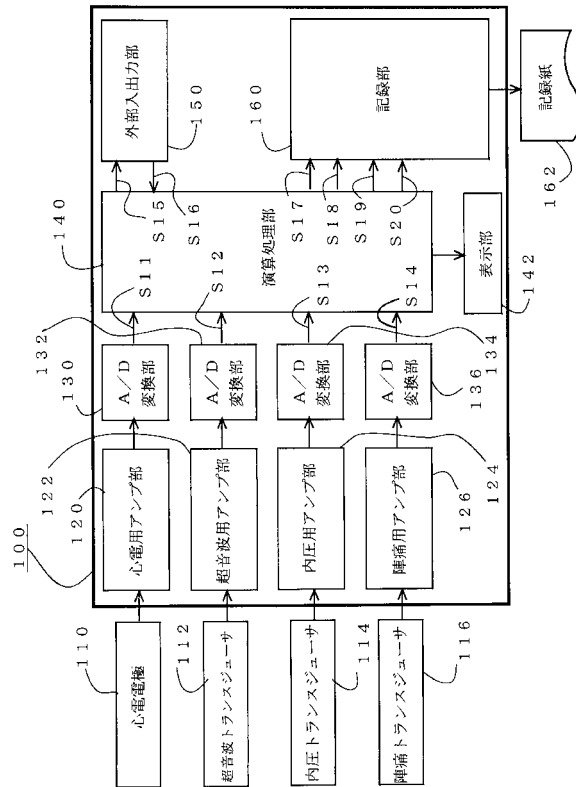
4 2 0 陣痛強度表示

4 3 0 胎児心拍数基線表示

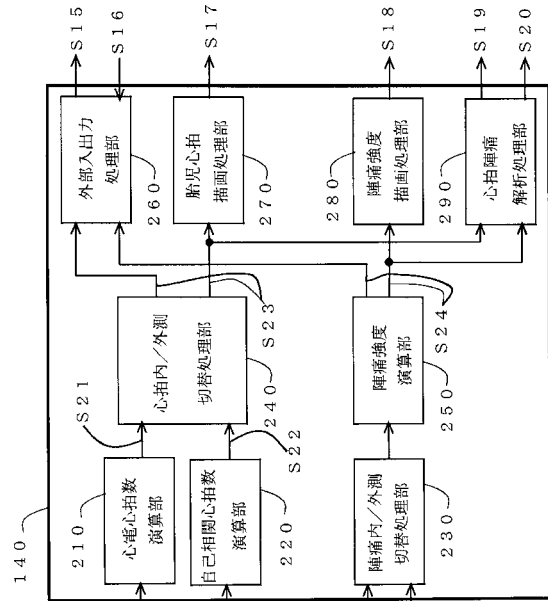
50

4 3 2	頻脈表示	
4 3 4	徐脈表示	
4 4 0	一過性徐脈表示（早発）	
4 4 2	一過性徐脈表示（遅発）	
4 4 4	一過性徐脈表示（変動）	
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）	10
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	C P U	
1 4 0 0	フレームメモリ	20
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	

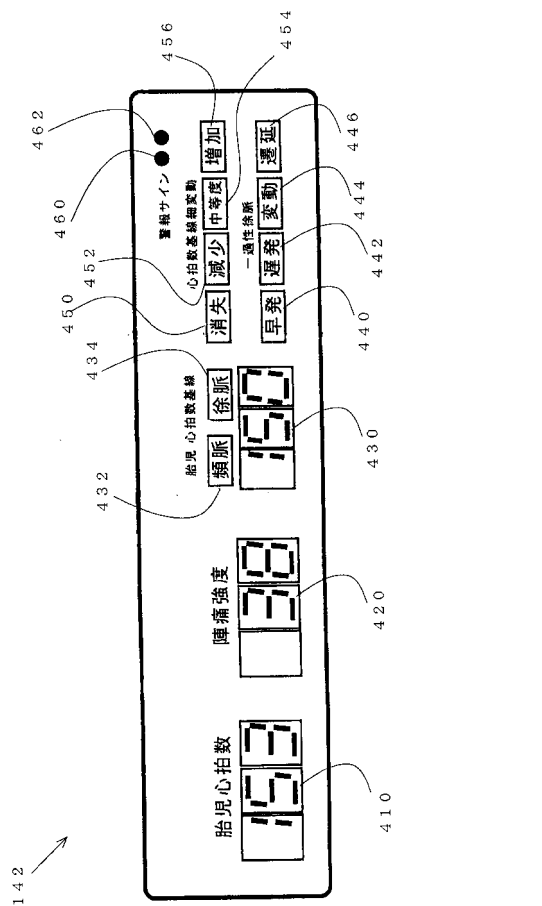
【 図 1 】



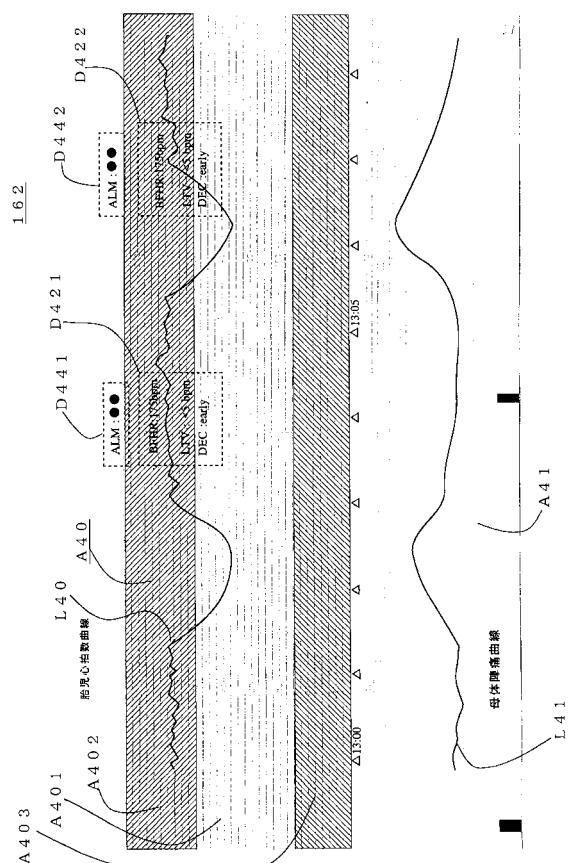
【 図 2 】



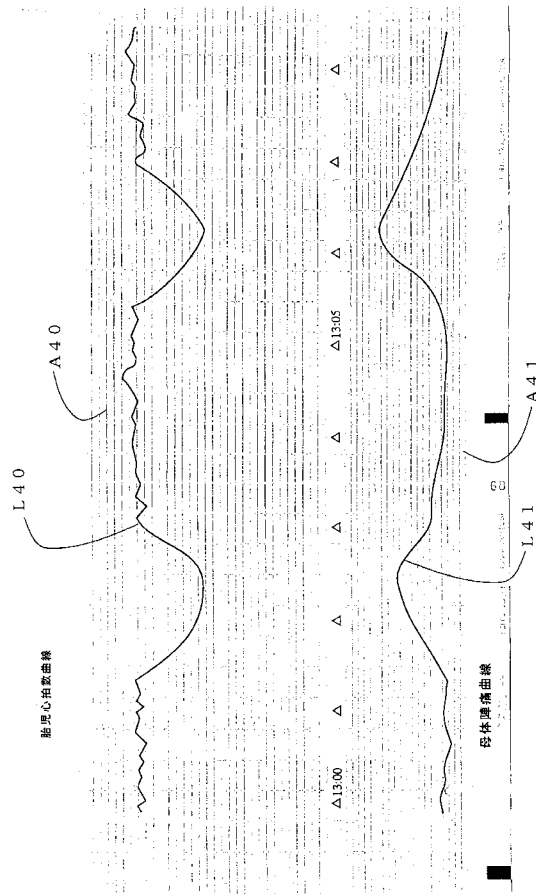
【 図 3 】



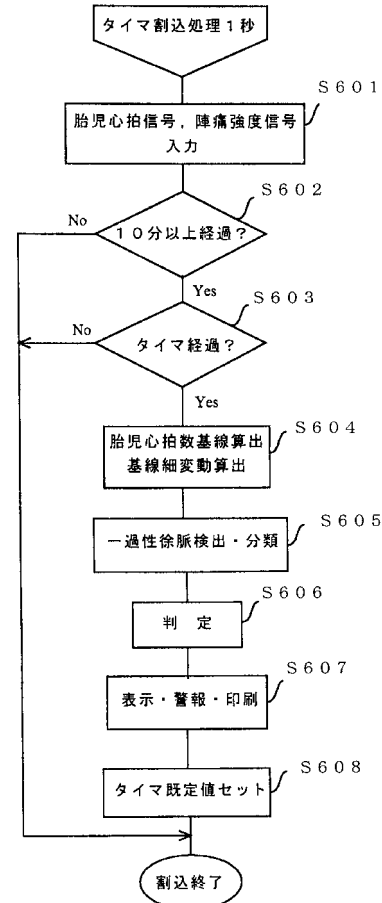
【 図 4 】



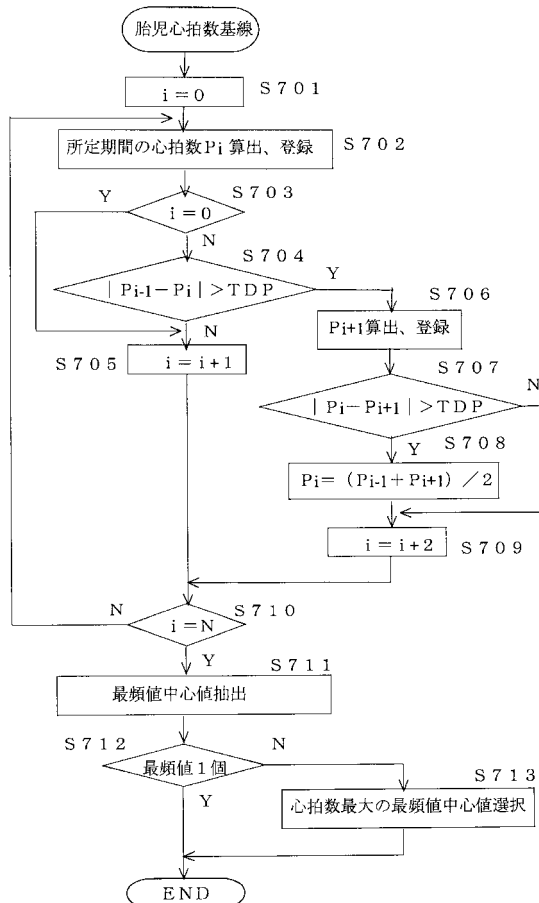
【 図 5 】



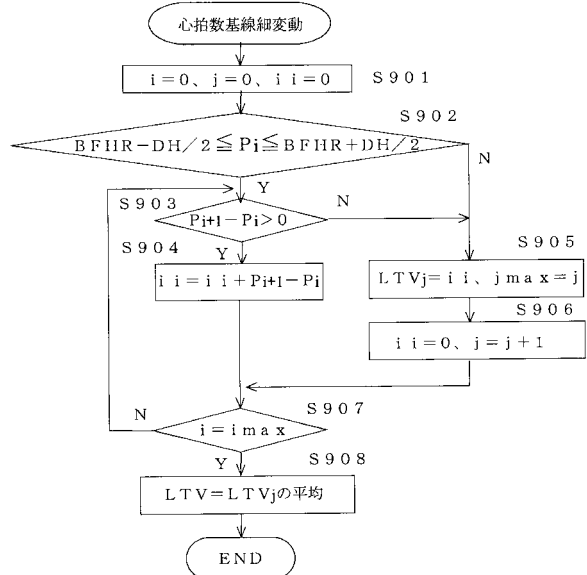
【 図 6 】



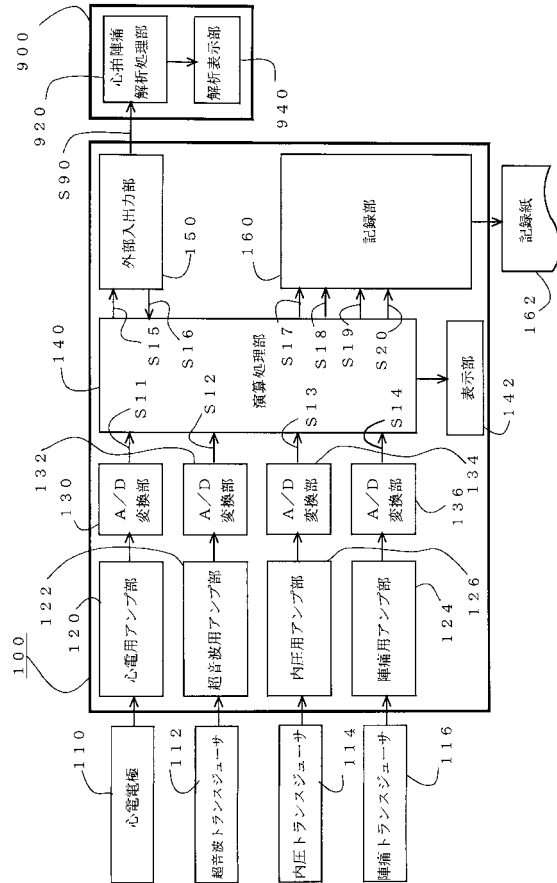
【圖 7】



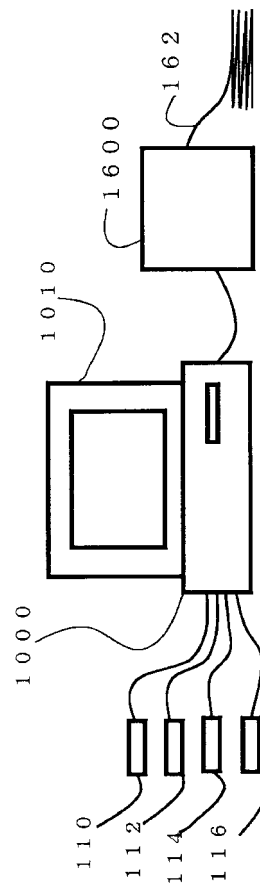
【 図 8 】



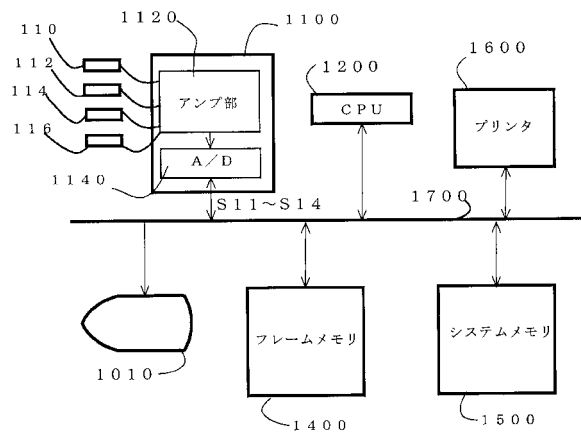
【図 13】



【図 14】



【図 15】



 フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		
A 6 1 B 17/42	(2006.01)	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
		A 6 1 B	17/42	3 2 0

(56) 参考文献 特表平 1 0 - 5 0 6 0 3 4 (J P , A)
 特開昭 5 6 - 0 0 1 1 4 2 (J P , A)
 実開昭 5 8 - 0 2 2 1 0 8 (J P , U)
 特開昭 6 3 - 1 9 2 4 2 0 (J P , A)
 特開 2 0 0 2 - 1 5 9 4 5 2 (J P , A)
 特表 2 0 0 5 - 5 1 2 7 1 9 (J P , A)

(58) 調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 1 0 / 0 0
 A 6 1 B 5 / 0 0
 A 6 1 B 5 / 0 2 4 5
 A 6 1 B 5 / 0 4 4 4
 A 6 1 B 5 / 0 4 5 2
 A 6 1 B 1 7 / 4 2

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	JP4364138B2	公开(公告)日	2009-11-11
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		
当前申请(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 A61B5/0245 A61B5/0444 A61B5/0452 A61B17/42		
FI分类号	A61B10/00.N A61B5/00.P A61B5/00.101.Q A61B5/00.102.A A61B5/02.320.Q A61B5/02.322 A61B5/04.310.J A61B5/04.312.U A61B17/42.320 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	JP2006223335A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：无需高水平的阅读操作即可确定胎儿的健康状况，从而实现高度准确的判断。解决方案：分娩监测装置配备有心电电极（110），超声换能器（112），内压传感器（114）和分娩疼痛传感器（116），以及分娩监测装置的主体100输出一张记录纸（162）。显示部分（142）和记录部分（160）连接到运算处理部分（140），并且在显示部分（142）上显示监视分娩所需的各种信息。记录部分（160）在记录纸上记录胎儿的心率曲线和母亲的分娩曲线（162）。Ž

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		●●