

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年7月27日(27.07.2017)



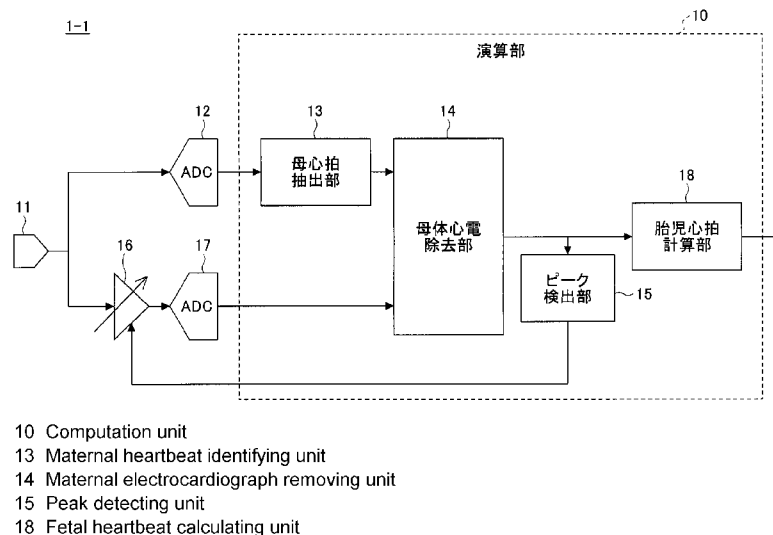
(10) 国際公開番号
WO 2017/126008 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0444 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/051291
- (22) 国際出願日: 2016年1月18日(18.01.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 富士通株式会社 (FUJITSU LIMITED) [JP/JP]; 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者: 佐藤 弘幸 (SATO, Hiroyuki); 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 伊東 忠重, 外 (ITOH, Tadashige et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目1番1号 丸の内 MY PLAZA (明治安田生命ビル) 16階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: FETAL HEARTBEAT IDENTIFYING DEVICE, METHOD THEREFOR, AND PROGRAM THEREFOR

(54) 発明の名称: 胎児心拍抽出装置、方法及びプログラム



- 10 Computation unit
13 Maternal heartbeat identifying unit
14 Maternal electrocardiograph removing unit
15 Peak detecting unit
18 Fetal heartbeat calculating unit

(57) Abstract: Provided is a fetal heartbeat identifying device including: a variable amplifier that amplifies an input signal in which a maternal heartbeat component and a fetal heartbeat component are mixed; an acquisition unit that acquires the fetal heartbeat component by removing the maternal heartbeat component from the input signal; and a peak detecting unit that detects a peak of the acquired fetal heartbeat component and that controls the variable amplifier so as to achieve a gain that is in accordance with the amplitude of the peak.

(57) 要約: 胎児心拍抽出装置は、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を増幅する可変増幅器と、前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得する取得部と、取得した前記胎児の心拍成分のピークを検出して前記可変増幅器を前記ピークの振幅に応じたゲインに制御するピーク検出部と、を備える。

WO 2017/126008 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：胎児心拍抽出装置、方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、胎児心拍抽出装置、方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 妊娠中の胎児の成長を胎児の心拍で確認することは、一般的に行われている。多くの医療機関では、妊娠確認のために、超音波診断により母体の腹部から胎児の様子と胎児の心拍を確認する。正常妊娠の場合、妊娠週数が8週間になれば胎児心拍動が全例で確認できる。また、流産の可能性についても、胎児心拍で確認することができる。このように、胎児心拍は、妊娠中の診断において取得する有用な情報の1つである。

[0003] 胎児心拍は、超音波診断の他に、胎児の心臓から発生した電気信号を母体の体表面で検知して心電図を取得する方法によっても取得できる。超音波診断では、超音波を胎児に当てることから、特別な診断装置と、診断装置を扱う知識を有する操作者が必要である。これに対し、母体の体表面の電気信号を検出する方法では、母体に電極を装着するだけで、比較的簡単な装置を用いて胎児の心電図を取得できる。

[0004] 母体の体表面の電気信号を検出する方法で取得した心電図には、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在しているため、胎児心拍を取得するためには心電図に信号処理を施す必要がある。しかし、胎児の心拍成分のピークは、母体の心拍成分のピークに比べて $1/10 \sim 1/100$ 程度と低い。このため、母体の心拍成分に比べてピークが非常に小さい胎児の心拍成分を、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在している心電図から抽出するには、演算部において複雑な演算を行わなければならない、演算部への負荷を軽減することは難しい。

[0005] 例えば、アナログ電気信号をデジタル電気信号に変換する際の分解能を落とすことで、演算部において行う演算量を減らして演算部への負荷を軽減す

ることは可能である。しかし、この場合、分解能を落としたことで胎児心拍の情報の一部が欠落すると、胎児の心電図の信頼性が低下するので、正確な胎児心拍を抽出することは難しい。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特表2002-538872号公報

特許文献2：特開2004-65605号公報

特許文献3：国際公開WO2012/102040号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 従来の胎児心拍抽出方法では、演算部への負荷を軽減することが難しい。

[0008] そこで、本発明は、演算部への負荷を軽減することができる胎児心拍抽出装置、方法及びプログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明の一側面によれば、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を増幅する可変増幅器と、前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得する取得部と、取得した前記胎児の心拍成分のピークを検出して前記可変増幅器を前記ピークの振幅に応じたゲインに制御するピーク検出部と、を備えた胎児心拍抽出装置が提供される。

発明の効果

[0010] 一態様によれば、演算部への負荷を軽減することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]第1実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。

[図2]母体心拍及び胎児心拍を含む心拍波形を示す入力信号の一例を示す波形図である。

[図3]心拍の判定の一例を説明する波形図である。

[図4]増幅された心拍波形の一例を示す波形図である。

[図5]胎児心拍の抽出の一例を説明する波形図である。

[図6]母体心拍及び胎児心拍を含む心拍波形の実測波形の一例を示す図である。

[図7]増幅された心拍波形のシミュレーション結果を示す図である。

[図8]計算された胎児心拍のシミュレーション結果を示す図である。

[図9]第1実施例における胎児心拍抽出装置の他の例を示すブロック図である。

[図10]第1実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

[図11]第1実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

[図12]第2実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。

[図13]増幅された心拍波形の一例を示す波形図である。

[図14]胎児心拍の一例を示す波形図である。

[図15]第2実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

[図16]第2実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

[図17]第3実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。

[図18]第3実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

[図19]第3実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0012] 開示の胎児心拍抽出装置、方法及びプログラムでは、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を可変増幅器で増幅し、入力信号から母

体の心拍成分を除去して胎児の心拍成分を取得し、取得した胎児の心拍成分のピークを検出して可変増幅器をピークの振幅に応じたゲインに制御する。

[0013] 以下に、開示の胎児心拍抽出装置、方法及びプログラムの各実施例を図面と共に説明する。

実施例

[0014] (第1実施例)

図1は、第1実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。図1に示すように、胎児心拍抽出装置1-1は、演算部10と、入力端子11と、アナログ／デジタル変換器(ADC: Analog-to-Digital Converter)12と、可変増幅器16と、ADC17とを有する。演算部10は、母心拍抽出部13、母体心電除去部14と、ピーク検出部15と、胎児心拍計算部18とを含む。入力端子11に入力される入力信号には、母体の心拍成分と、母体の心拍成分より低いピークを有する胎児の心拍成分とが混在する。入力信号は、例えば母体に電極を装着して母体の体表面の電気信号を検出する周知の方法により検出されて入力端子11に入力される。入力信号は、例えば心電図を示す信号であっても良い。

[0015] 第1のパスは、ADC12及び母心拍抽出部13で形成され、入力端子11に入力された入力信号を、ADC12及び母心拍抽出部15を介して母体心電除去部14に供給する。他方、第2のパスは、可変増幅器16及びADC17で形成され、入力端子11に入力された入力信号を、可変増幅器16及びADC17を介して母体心電除去部14に供給する。

[0016] 母心拍抽出部13は、ADC12を介して取得した入力信号から、母体の心拍成分を抽出して母体心電除去部14に供給する。母体心電除去部14は、可変増幅器16及びADC17を介して取得した入力信号から、母心拍抽出部13で抽出された母体の心拍成分を除去した信号をピーク検出部15及び胎児心拍計算部18に供給する。ピーク検出部15は、母体心電除去部14が出力する信号から、胎児の心拍成分のピークを検出して、可変増幅器16を検出したピークの振幅に応じたゲイン(即ち、利得)に制御する。また

、胎児心拍計算部 18 は、母体心電除去部 14 が出力する信号に基づき、胎児心拍を計算して出力する。

[0017] 図 2 は、母体心拍及び胎児心拍を含む心拍波形を示す入力信号の一例を示す波形図である。図 2 中、縦軸は信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。図 2 において、実線は母体の心拍成分を示し、破線は胎児の心拍成分を示す。図 2 に示す例では、時刻 t_1 , t_2 , t_3 , t_4 , ... で母体の心拍成分のピークが現れている。これに対し、胎児の心拍成分は、母体の心拍成分より低いピークを有する。胎児の心拍成分のピークは、母体の心拍成分のピークに比べて $1/10 \sim 1/100$ 程度と非常に低い。

[0018] 図 3 は、心拍の判定の一例を説明する波形図である。図 3 中、縦軸は入力端子 11 に入力される入力信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。図 3 において、P 波は心房の興奮を表し、Q, R, S は心室の興奮を表している。また、T 波は心室が興奮からさめる様子を表す。心拍成分は、例えば R 波の山 (R 点) を基準として、P-R 間の電位差、Q-R 間の電位差と時間間隔、及び R-S 間の電位差と時間間隔などに基づき、周知の方法により抽出することができる。

[0019] なお、R 点を基準として、母体の心拍成分が影響する範囲を $\pm \alpha$ として時間情報を取得しても良い。ここで、 $\pm \alpha$ は、心臓の大きさで決められるパラメータである。また、母体の心拍成分のピークは、胎児の心拍成分のピークに比べて高く、一定閾値を超えることが予めわかっている。このため、母心拍抽出部 13 は、第 1 のパスの ADC 12 を介して取得した入力信号から抽出された心拍成分のうち、一定閾値を超えるピークを有する心拍成分を、母体の心拍成分として抽出することができる。

[0020] 図 4 は、増幅された心拍波形の一例を示す波形図である。図 4 中、縦軸は第 2 のパスを介して母体心電除去部 14 に供給される入力信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。図 4 において、実線は母体の心拍成分を示し、破線は胎児の心拍成分を示す。図 4 に示す例では、時刻 t_1 , t_2 , t_3 , t_4 , ... で母体の心拍成分のピークが現れているが、可変増

幅器 16 における増幅によりピークが飽和している。これに対し、胎児の心拍成分は、母体の心拍成分より低いピークを有するため、可変増幅器 16 における増幅によりピークが飽和していない。つまり、可変増幅器 16 のゲインは、増幅された胎児の心拍成分のピークが飽和しない程度に制御されており、A D C 17 が出力する信号からは、胎児の心拍成分を高精度で取得することができる。

[0021] 図 5 は、胎児心拍の抽出の一例を説明する波形図である。図 5 中、縦軸は母体心電除去部 14 から出力される信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。母体心電除去部 14 は、第 2 のパスを介して取得される図 4 に示す入力信号から、第 1 のパスの母心拍抽出部 13 で抽出された母体の心拍成分の時間情報が示す図 5 中破線の空白区間 Δt_1 , Δt_2 , Δt_3 , Δt_4 , ... を除去することで、胎児の心拍成分を含む信号を出力する。つまり、母体の心拍成分の時間情報には、第 1 のパスを介して取得した時間情報を使い、その時間情報の該当箇所のデータを削除する。削除されたデータの箇所は、削除されたことが分かれば良いので、例えばデータ「0」を代入すれば良い。なお、図 5 では、説明の便宜上、胎児の心拍成分が A D C 17 によりデジタル信号に変換される前の状態を示す。

[0022] ピーク検出部 15 は、図 5 に示す信号波形のうち、ピークが第 1 の閾値を超えており、且つ、第 1 の閾値を超えているピーク間の間隔が第 2 の閾値未満である成分を、胎児の心拍成分として検出することができる。胎児の心拍成分のピーク間の間隔は、第 2 の閾値未満となることが予めわかっている。ここで、ピーク検出部 15 が図 5 に示す信号波形から、第 1 の閾値を超えるピークを検出できない場合には、可変増幅器 16 のゲインを一定値だけ増加させる信号を可変増幅器 16 に供給する。可変増幅器 16 のゲインを増加させる一定値は、任意に設定可能である。一方、ピーク検出部 15 が図 5 に示す信号波形から、第 1 の閾値を超えるピークを検出できるものの、ピークが高すぎて飽和している場合には、可変増幅器 16 のゲインを一定値だけ減少させる信号を可変増幅器 16 に供給する。可変増幅器 16 のゲインを減少さ

せる一定値は、任意に設定可能である。つまり、ピーク検出部 15 は、取得した胎児の心拍成分のピークを検出して可変増幅器 16 を検出したピークの振幅に応じたゲインに制御するものであれば良い。

[0023] 胎児の心拍成分のピークが検出できる信号波形になれば、母体の心拍成分の場合と同様に、R 点を基準として胎児の心拍成分を抽出することができる。従って、胎児心拍計算部 18 は、母体心電除去部 14 から供給される図 5 に示す信号波形から、胎児心拍を計算して出力することができる。

[0024] なお、母体の心拍のタイミングと胎児の心拍のタイミングとが同じ場合、母体の心拍成分を除去すると、胎児の心拍成分が消失してしまう。しかし、母体の心拍数と胎児の心拍数は異なるため、胎児の心拍成分が常に消失することはない。従って、複数箇所（例えば 5 点）で胎児の心拍成分のピークの間隔を取得すれば、胎児の心拍成分を取得することができる。また、ピーク間隔が広い箇所は、胎児心拍の計算から除外すれば良い。具体的には、胎児心拍の計算から除外する判断基準として、前後のピーク間隔の 1.5 倍以上のピーク間隔の箇所は、母体の心拍成分の波形と一緒に除去された箇所であると判断すれば良い。

[0025] 図 6 は、母体心拍及び胎児心拍を含む心拍波形の実測波形の一例を示す図である。図 6 に示す実測波形は、母体から周知の方法で検出されて入力端子 11 に入力された心電図を示す信号である。図 7 は、増幅された心拍波形のシミュレーション結果を示す図である。図 7 は、図 6 に示す実測波形を例えば 4 倍のゲインで増幅した場合のコンピュータによるシミュレーション結果の波形を示す。胎児の心拍を抽出するのに邪魔になる母体の心拍のピーク部分は、図 7 中、楕円の破線で囲んで示す。

[0026] 図 8 は、計算された胎児心拍のシミュレーション結果を示す図である。図 8 は、図 7 に示す増幅された心拍波形から、図 7 中楕円の破線で囲んで示す母体の心拍のピーク部分を上記の母体心電除去部 14 と同様の処理により除去した、コンピュータによるシミュレーションの結果の波形を示す。この例では、図 7 に示す増幅された心拍波形から、図 7 中楕円の破線で囲んで示す

母体の心拍のピーク部分±0.04秒の区間を除去した。これにより、図8中橢円の破線で囲んで示す胎児の心拍成分のピーク部分が検出できる信号波形が取得可能であることが確認された。

[0027] なお、図6乃至図8では、母体の心拍波形の極性と胎児の心拍波形の極性とが、互いに逆極性になっており、母体の心拍成分のピークは下側に現れ、胎児の心拍成分のピークは上側に現れている。また、図6乃至図8では、母体の心拍波形及び胎児の心拍波形を全て実線で示している。

[0028] 図9は、第1実施例における胎児心拍抽出装置の他の例を示すブロック図である。図9中、図1と同一部分には同一符号を付し、その説明は省略する。図1に示す演算部10の処理は、コンピュータにより実行可能である。この例では、胎児心拍抽出装置1-1Aの演算部10Aは、プロセッサ101と、メモリ102と、有線デバイス103と、無線装置104とを含む。プロセッサ101及びメモリ102は、コンピュータの一例を形成可能である。プロセッサ101は、例えばCPU (Central Processing Unit) などにより形成可能であり、メモリ102に記憶されたプログラムを実行する。メモリ102は、プロセッサ101が実行するプログラムに加え、プロセッサ101が実行する演算処理の結果などを含む各種データを記憶する。メモリ102は、例えば半導体記憶装置、磁気記録媒体、光記録媒体、光磁気記録媒体などにより形成可能である。また、プログラムを記憶したメモリ102は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の一例を形成可能である。

[0029] 有線デバイス103は、プロセッサ101が計算した胎児心拍を、有線で例えば表示装置を有するホスト装置などの外部装置（図示せず）へ出力する。また、無線デバイス104は、プロセッサ101が計算した胎児心拍を、無線で外部装置へ出力する。なお、プロセッサ101が計算した胎児心拍は、メモリ102に記憶した後読み出されて無線装置104（または、有線デバイス103）に供給されるようにしても良い。なお、胎児心拍抽出装置1-1Aには、有線デバイス103及び無線装置104のうち少なくとも一方が設けられていれば良い。また、有線デバイス103及び無線装置104の

うち少なくとも一方は、演算部 10A に対して外部接続されていても良い。

[0030] 図 10 及び図 11 は、第 1 実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。図 10 及び図 11 に示す胎児心拍抽出処理は、例えば図 9 に示すプロセッサ 101 がメモリ 102 に記憶されたプログラムを実行することにより実行可能である。

[0031] 図 10 中、プロセッサ 101 は、ステップ S 11 において、心電測定を開始し、入力端子 11 に入力された入力信号を第 1 のパスを介して取得する。プロセッサ 101 は、ステップ S 12 において、母体心電から心電ピークを抽出する。具体的には、図 1 と共に説明した母心拍抽出部 13 と同様の処理を行い、入力信号から母体の心拍のピークを抽出する。プロセッサ 101 は、ステップ S 13 において、心電ピークが抽出できたか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S 14 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S 16 へ進む。プロセッサ 101 は、ステップ S 14 において、母体の心拍が未検出である旨を有線デバイス 103 または無線装置 104 を介して外部装置へ通知する。プロセッサ 101 は、ステップ S 15 において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S 12 へ戻り、判定結果が YES であると処理は終了する。

[0032] プロセッサ 101 は、ステップ S 16 において、抽出したピークから母体の心拍を計算する。プロセッサ 101 は、ステップ S 17 において、計測した母体の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S 18 へ進み、判定結果が YES であると処理は図 11 に示すステップ S 20 へ進む。母体の心拍の正常範囲とは、母体の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ 101 は、ステップ S 18 において、母体の心拍が異常である旨を有線デバイス 103 または無線装置 104 を介して外部装置へ通知する。プロセッサ 101 は、ステップ S 19 において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S 12 へ戻り、判定結果が YES であると処理は終了する。

[0033] 図 11 中、プロセッサ 101 は、ステップ S 20 において、母体心電を除

去する。具体的には、図１と共に説明した母体心電除去部１４と同様の処理を行い、第２のパスを介して取得した入力信号から母体の心拍成分を除去する。プロセッサ１０１は、ステップＳ２１において、心電データから胎児の心電ピークを抽出する。具体的には、図１と共に説明したピーク検出部１５と同様の処理を行い、第２のパスを介して取得した入力信号から母体の心拍成分を除去した信号（心電データ）から、胎児の心拍成分のピークを検出する。プロセッサ１０１は、ステップＳ２２において、胎児の心拍成分のピークが検出されたか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ２３へ進み、判定結果がＹＥＳであると処理はステップＳ２７へ進む。

[0034] プロセッサ１０１は、ステップＳ２３において、ゲイン設定が最大値であるか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ２４へ進み、判定結果がＹＥＳであると処理はステップＳ２５へ進む。プロセッサ１０１は、ステップＳ２４において、第２のパスのゲインを一定値だけ増加し、処理はステップＳ２０へ戻る。プロセッサ１０１は、ステップＳ２５において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス１０３または無線装置１０４を介して外部装置へ通知する。プロセッサ１０１は、ステップＳ２６において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ２０へ戻り、判定結果がＹＥＳであると処理は終了する。

[0035] プロセッサ１０１は、ステップＳ２７において、図１と共に説明した胎児心拍計算部１８と同様の処理を行い、胎児の心拍を計算する。プロセッサ１０１は、ステップＳ２８において、計算した胎児の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ２９へ進み、判定結果がＹＥＳであると処理はステップＳ３３へ進む。胎児の心拍の正常範囲とは、胎児の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ１０１は、ステップＳ２９において、ゲイン設定が最小値であるか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ３０へ進み、判定結果がＹＥＳであると処理はステップＳ３１へ進む。プロセッサ１０１は、ステップＳ３０において、第２のパスのゲインを一定値だけ減少させ、処理はステップＳ２０へ戻る。プ

ロセッサ１０１は、ステップＳ３１において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス１０３または無線装置１０４を介して外部装置へ通知する。プロセッサ１０１は、ステップＳ３２において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ２０へ戻り、判定結果がＹＥＳであると処理は終了する。

[0036] プロセッサ１０１は、ステップＳ３３において、ステップＳ１６で計算された母体の心拍と、ステップＳ２７で計算された胎児の心拍とを別々に、有線デバイス１０３または無線装置１０４を介して外部装置へ送信する。なお、胎児の心拍のみを外部装置へ送信するようにしても良い。プロセッサ１０１は、ステップＳ３４において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理は図１０に示すステップＳ１１へ戻り、判定結果がＹＥＳであると処理は終了する。

[0037] 本実施例によれば、比較的簡単な演算を行うことで、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在している心電図から胎児の心拍成分を抽出することができる。このため、演算部１０（または、演算部１０Ａ）の演算量を抑えて、演算部１０（または、演算部１０Ａ）への負荷を軽減することが可能となる。また、元のアナログ波形の入力信号から母体の心拍成分を除去することで、より鮮明な胎児の心拍成分を抽出することができる。

（第２実施例）

図１２は、第２実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。図１２中、図１と同一部分には同一符号を付し、その説明は省略する。本実施例においても、演算部１０Ｂの処理をコンピュータにより実行しても良い。また、図９に示す有線デバイス１０３及び無線装置１０４のうち少なくとも一方が設けられていても良い。

[0038] 本実施例では、上記第１実施例における第１のパスが設けられていない。また、母体心電除去部１４Ｂは、可変増幅器１６及びＡＤＣ１７を介して取得した入力信号のうち、閾値を超えるピークが一定時間連続する母体の心拍成分を除去する。母体心電除去部１４Ｂは、この母体の心拍成分の除去で用

いる閾値と一定時間とを含むパラメータを記憶したメモリ 141 を有する。
このように、本実施例では、母体の心拍成分のピークが取り得る値が閾値を超えることと、閾値を超えるピークが連続し得る一定時間とを利用する。

[0039] 図 13 は、増幅された心拍波形の一例を示す波形図である。図 13 中、縦軸は第 2 のパスを介して母体心電除去部 14 B に供給される入力信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。図 13 において、実線は母体の心拍成分を示し、破線は胎児の心拍成分を示す。図 13 に示す例では、母体の心拍成分のピークが、可変増幅器 16 における増幅により接地レベル GND から見て正側の閾値 $T_{h_{Max}}$ を超えて飽和しており、負側の閾値 $T_{h_{Min}}$ を超えて飽和している。また、閾値（図 13 に示す例では閾値 $T_{h_{Max}}$ ）を超えるピークが連続し得る一定時間は、指定時間 t で示されている。これに対し、胎児の心拍成分は、母体の心拍成分より低いピークを有するため、可変増幅器 16 における増幅によりピークが飽和していない。つまり、可変増幅器 16 のゲインは、増幅された胎児の心拍成分のピークが飽和しない程度に制御されており、ADC 17 が出力する信号からは、胎児の心拍成分を高精度で取得することができる。

[0040] 図 14 は、胎児心拍の一例を示す波形図である。図 5 中、縦軸は母体心電除去部 14 から出力される信号の振幅を任意単位で示し、横軸は時間を任意単位で示す。母体心電除去部 14 は、第 2 のパスを介して取得される図 13 に示す入力信号から、閾値を超えるピークが指定時間 t で示される一定時間連続する母体の心拍成分を除去することで、胎児の心拍成分を含む信号を出力する。削除されたデータの箇所は、削除されたことが分かれば良いので、例えばデータ「0」を代入すれば良い。なお、図 14 では、説明の便宜上、胎児の心拍成分が ADC 17 によりデジタル信号に変換される前の状態を示す。

[0041] 図 12 に示す演算部 10 B の処理は、コンピュータにより実行可能である。従って、演算部 10 B の代わりに、図 9 に示すプロセッサ 101 及びメモリ 102 で形成されたコンピュータを設けても良い。

[0042] 図15及び図16は、第2実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。図15及び図16に示す胎児心拍抽出処理は、例えば図9に示すプロセッサ101がメモリ102に記憶されたプログラムを実行することにより実行可能である。この場合、メモリ102は、図12に示す母体心電除去部14B内のメモリ141が記憶するパラメータをも記憶する。

[0043] 図15中、プロセッサ101は、ステップS41において、心電測定を開始し、入力端子11に入力された入力信号を第2のパスを介して取得する。プロセッサ101は、ステップS42において、入力信号の振幅が閾値を超えているか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS43へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS45へ進む。プロセッサ101は、ステップS43において、母体の心拍が未検出である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS44において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0044] プロセッサ101は、ステップS45において、入力信号の振幅が閾値を超えている連続時間が一定時間以下であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS46へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS48へ進む。プロセッサ101は、ステップS46において、母体の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS47において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0045] プロセッサ101は、ステップS48において、入力信号の振幅が閾値を超えた連続時間の真ん中を母体心電ピーク、即ち、母体の心拍のピークとして取得する。プロセッサ101は、ステップS49において、抽出したピークから母体の心拍を計算する。プロセッサ101は、ステップS50におい

て、計測した母体の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS51へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS53へ進む。母体の心拍の正常範囲とは、母体の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ101は、ステップS51において、母体の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS52において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0046] プロセッサ101は、ステップS53において、入力信号の振幅が閾値を超える時間と、その前後の時間（ $\pm \alpha$ ミリ秒）の時間だけ信号を除去する。プロセッサ101は、ステップS54において、心電データから胎児の心電ピークを抽出する。具体的には、図1と共に説明したピーク検出部15と同様の処理を行い、第2のパスを介して取得した入力信号から母体の心拍成分を除去した信号（心電データ）から、胎児の心拍成分のピークを検出する。ステップS54の後、処理は図16に示すステップS55へ進む。

[0047] 図16中、プロセッサ101は、ステップS55において、胎児の心拍成分のピークが検出されたか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS56へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS60へ進む。プロセッサ101は、ステップS56において、ゲイン設定が最大値であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS57へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS58へ進む。プロセッサ101は、ステップS57において、第2のパスのゲインを一定値だけ増加し、処理は図15のステップS42へ戻る。プロセッサ101は、ステップS58において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS59において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理は図15のステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0048] プロセッサ101は、ステップS60において、図1と共に説明した胎児心拍計算部18と同様の処理を行い、胎児の心拍を計算する。プロセッサ101は、ステップS61において、計算した胎児の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS62へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS66へ進む。胎児の心拍の正常範囲とは、胎児の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ101は、ステップS62において、ゲイン設定が最小値であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS63へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS64へ進む。プロセッサ101は、ステップS63において、第2のパスのゲインを一定値だけ減少させ、処理は図15のステップS42へ戻る。プロセッサ101は、ステップS64において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS65において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理は図15のステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0049] プロセッサ101は、ステップS66において、ステップS49で計算された母体の心拍と、ステップS60で計算された胎児の心拍とを別々に、有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ送信する。なお、胎児の心拍のみを外部装置へ送信するようにしても良い。プロセッサ101は、ステップS67において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理は図15に示すステップS42へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0050] 本実施例では、第1のパスを設けないので、胎児心拍抽出装置1-2の構成が上記第1実施例の胎児心拍抽出装置1-1の構成より簡略化可能である。また、母体の心拍のタイミングを測定しないので、演算部10Bの処理も、第1実施例の演算部10（または、演算部10A）の処理より簡単になる。このため、演算部10Bの演算量をさらに抑えて、演算部10Bへの負荷をさらに軽減することが可能となる。

(第3実施例)

図17は、第3実施例における胎児心拍抽出装置の一例を示すブロック図である。図17中、図1と同一部分には同一符号を付し、その説明は省略する。本実施例においても、演算部10Cの処理をコンピュータにより実行しても良い。また、図9に示す有線デバイス103及び無線装置104のうち少なくとも一方が設けられていても良い。上記第1実施例では、2つのパスを用いるが、本実施例では、単一のパスを切り換えて第1のパスまたは第2のパスとして使用する。

[0051] 本実施例では、胎児心拍抽出回路1-3の演算部10Cは、タイミング調整回路19と、スイッチ回路SW1、SW2とを含む。タイミング調整回路19は、スイッチ回路SW1、SW2の接続を切り換え制御する。また、タイミング調整回路19は、ピーク検出部15が検出したピークに基づいて、可変増幅器16のゲインを可変制御する。第1の状態では、タイミング調整回路19は、可変増幅器16のゲインを例えば1に制御し、スイッチ回路SW1をオン（閉成）に切り換え制御すると共に、スイッチ回路SW2をオフ（開成）に切り換え制御する。一方、第2の状態では、タイミング調整回路19は、可変増幅器16のゲインを例えば2～100に制御し、スイッチ回路SW1をオフ（開成）に切り換え制御すると共に、スイッチ回路SW2をオン（閉成）に切り換え制御する。

[0052] 先ず、第1の状態では、入力信号をゲイン1（即ち、増幅しない設定）の可変増幅器16及びADC17を介して取得し、オンのスイッチ回路SW1及び母心拍抽出部13を介して母体心電除去部14Cに供給する。母体心電除去部14Cは、母心拍抽出部13で抽出された母体の心拍に基づき、母体の心拍間隔を母体心電除去部14C内のメモリ142に記憶する。

[0053] 次に、第2の状態では、入力信号を例えばゲイン2以上に可変制御された可変増幅器16及びADC17を介して取得し、オンのスイッチ回路SW2を介して母体心電除去部14Cに供給する。母体心電除去部14Cは、第2の状態で取得した入力信号から、メモリ142に記憶された、第1の状態

で抽出した母体の心拍成分を除去した信号を、ピーク検出部 15 及び胎児心拍計算部 18 に供給する。ピーク検出部 15 は、母体心電除去部 14 が出力する信号から、胎児の心拍成分のピークを検出して、可変増幅器 16 を検出したピークの振幅に応じたゲインに制御するための信号を、タイミング調整回路 19 を介して可変増幅器 16 に供給する。

[0054] 図 17 に示す演算部 10C の処理は、コンピュータにより実行可能である。従って、演算部 10C の代わりに、図 9 に示すプロセッサ 101 及びメモリ 102 で形成されたコンピュータを設けても良い。この場合、コンピュータは、母心拍抽出部 13、母体心電除去部 14C、ピーク検出部 15、胎児心拍計算部 18、及びタイミング調整回路 19 の処理を実行すると共に、スイッチ回路 SW1、SW2 を切り換え制御する。

[0055] 図 18 及び図 19 は、第 3 実施例における胎児心拍抽出処理の一例を説明するフローチャートである。図 18 及び図 19 に示す胎児心拍抽出処理は、例えば図 9 に示すプロセッサ 101 がメモリ 102 に記憶されたプログラムを実行することにより実行可能である。

[0056] 図 18 中、プロセッサ 101 は、ステップ S71 において、心電測定を開始し、入力端子 11 に入力された入力信号を演算部 10C で取得する。プロセッサ 101 は、ステップ S72 において、スイッチ回路 SW1 をオンに制御し、スイッチ回路 SW2 をオフに制御する。プロセッサ 101 は、ステップ S73 において、可変増幅器 16 のゲイン設定を 1 にする。プロセッサ 101 は、ステップ S74 において、母体心電から心電ピークを抽出する。具体的には、図 1 と共に説明した母心拍抽出部 13 と同様の処理を行い、入力信号から母体の心拍のピークを抽出する。プロセッサ 101 は、ステップ S75 において、心電ピークが抽出できたか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S76 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S78 へ進む。プロセッサ 101 は、ステップ S76 において、母体の心拍が未検出である旨を有線デバイス 103 または無線装置 104 を介して外部装置へ通知する。プロセッサ 101 は、ステップ S77 において、心電

測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS 7 2へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0057] プロセッサ101は、ステップS 7 8において、抽出したピークから母体の心拍を計算する。プロセッサ101は、ステップS 7 9において、計測した母体の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS 8 0へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS 8 2へ進む。母体の心拍の正常範囲とは、母体の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ101は、ステップS 8 0において、母体の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS 8 1において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS 7 2へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0058] プロセッサ101は、ステップS 8 2において、母体心拍のタイミングをメモリ102に記憶する。プロセッサ101は、ステップS 8 3において、メモリ102に記憶された母体心拍のタイミングに基づいて、母体の心拍を計算する。プロセッサ101は、ステップS 8 4において、計測した母体の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS 8 5へ進み、判定結果がYESであると処理はステップS 8 7へ進む。プロセッサ101は、ステップS 8 5において、母体の心拍が異常である旨を有線デバイス103または無線装置104を介して外部装置へ通知する。プロセッサ101は、ステップS 8 6において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がNOであると処理はステップS 7 2へ戻り、判定結果がYESであると処理は終了する。

[0059] プロセッサ101は、ステップS 8 7において、スイッチ回路SW1をオフに制御し、スイッチ回路SW2をオンに制御し、処理は図19に示すステップS 8 8へ進む。図19中、プロセッサ101は、ステップS 8 8において、可変増幅器16のゲイン設定を1以外にする。プロセッサ101は、ステップS 8 9において、母体心電を除去する。具体的には、図1と共に説明

した母体心電除去部 14 と同様の処理を行い、メモリ 102 に記憶された母体心拍のタイミングに基づいて、1 以外のゲインで増幅された入力信号から母体の心拍成分を除去する。プロセッサ 101 は、ステップ S90 において、心電データから胎児の心電ピークを抽出する。具体的には、図 1 と共に説明したピーク検出部 15 と同様の処理を行い、1 以外のゲインで増幅された入力信号から母体の心拍成分を除去した信号（心電データ）から、胎児の心拍成分のピークを検出する。プロセッサ 101 は、ステップ S91 において、胎児の心拍成分のピークが検出されたか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S92 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S96 へ進む。

[0060] プロセッサ 101 は、ステップ S92 において、ゲイン設定が最大値であるか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S93 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S94 へ進む。プロセッサ 101 は、ステップ S93 において、可変増幅器 16 のゲインを一定値だけ増加し、処理はステップ S88 へ戻る。プロセッサ 101 は、ステップ S94 において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス 103 または無線装置 104 を介して外部装置へ通知する。プロセッサ 101 は、ステップ S95 において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S88 へ戻り、判定結果が YES であると処理は終了する。

[0061] プロセッサ 101 は、ステップ S96 において、図 1 と共に説明した胎児心拍計算部 18 と同様の処理を行い、胎児の心拍を計算する。プロセッサ 101 は、ステップ S97 において、計算した胎児の心拍が正常範囲内であるか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S98 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S102 へ進む。胎児の心拍の正常範囲とは、胎児の心拍が取り得る範囲を指す。プロセッサ 101 は、ステップ S98 において、ゲイン設定が最小値であるか否かを判定し、判定結果が NO であると処理はステップ S99 へ進み、判定結果が YES であると処理はステップ S100 へ進む。プロセッサ 101 は、ステップ S99 において

、可変増幅器１６のゲインを一定値だけ減少させ、処理はステップＳ８８へ戻る。プロセッサ１０１は、ステップＳ１００において、胎児の心拍が異常である旨を有線デバイス１０３または無線装置１０４を介して外部装置へ通知する。プロセッサ１０１は、ステップＳ１０１において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理はステップＳ８８へ戻り、判定結果がＹＥＳであると処理は終了する。

[0062] プロセッサ１０１は、ステップＳ１０２において、ステップＳ８３で計算された母体の心拍と、ステップＳ９６で計算された胎児の心拍とを別々に、有線デバイス１０３または無線装置１０４を介して外部装置へ送信する。なお、胎児の心拍のみを外部装置へ送信するようにしても良い。プロセッサ１０１は、ステップＳ１０３において、心電測定が終了したか否かを判定し、判定結果がＮＯであると処理は図１８に示すステップＳ７２へ戻り、判定結果がＹＥＳであると処理は終了する。

[0063] 本実施例では、単一のパスを切り換えて第１のパスまたは第２のパスとして使用するので、胎児心拍抽出装置１－３の構成が上記第１実施例の胎児心拍抽出装置１－１の構成より簡略化可能である。また、演算部１０Ｃの処理も、第１実施例の演算部１０（または、演算部１０Ａ）の場合と同様に演算量を抑えて、演算部１０Ｃへの負荷を軽減することが可能となる。

[0064] 上記の各実施例によれば、演算部への負荷を軽減できる。また、胎児の心拍を高精度に抽出することができる。さらに、比較的簡単な演算処理を行うため、演算部を小型化できる。このため、胎児心拍抽出装置の小型化、低価格化、及び低消費電力化が可能となり、ウェアラブルな胎児心拍抽出装置も形成可能となる。

[0065] さらに、胎児の心拍、或いは、母体の心拍と胎児の心拍とを含む心電図情報をホスト装置に送信するので、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号をホスト装置に送信する場合と比較すると、ホスト装置との通信量を削減して、消費電力を削減できる。例えば２００Ｈｚのサンプリングで１６ビット分解能ＡＤＣを用いての母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが

混在する入力信号を無線で送信する場合、3.2 kbpsでデータを送信する必要があるが、心拍成分だけを送信する場合であれば、例えば8ビットのデータを1 Hzで送れば良いので、データ量は1/100に抑えられる。

[0066] また、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を送信する場合、通信量が多くなるため、通信処理に負荷がかかり、データが途切れる可能性が高くなる。また、通信量が多いと、通信時間も長くなり、母体への負担やストレスを軽減することは難しい。一方、通信処理の負荷を軽くするためにサンプリングの時間を少なくすると、心拍抽出精度が低下してしまう。また、ADCの分解能を落とすと胎児の心拍成分が消失する可能性がある。

[0067] これに対し、上記の各実施例によれば、胎児の心拍成分と母体の心拍成分とを別々にを送信する場合も、胎児の心拍成分のみを送信する場合も、母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を送信する場合と比較すると、通信量を削減して通信時間を短縮できるため、母体への負担やストレスを軽減することが可能となる。

[0068] なお、上記実施例には例えば「第1」、「第2」、及び「第3」なる順番が付けられているが、これらの順番は実施例の優先順位を表すものではない。

[0069] 以上、開示の胎児心拍抽出装置、方法及びプログラムを実施例により説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の範囲内で種々の変形及び改良が可能であることは言うまでもない。

符号の説明

[0070] 1-1, 1-1A, 1-2, 1-3 胎児心拍抽出装置
10, 10B, 10C 演算部
11 入力端子
12, 17 ADC
13 母心拍抽出部
14, 14B, 14C 母体心電除去部

1 5	ピーク検出部
1 6	可変増幅器
1 8	胎児心拍計算部
1 9	タイミング調整回路
1 0 1	プロセッサ
1 0 2	メモリ
1 0 3	有線デバイス
1 0 4	無線装置
1 4 1, 1 4 2	メモリ
SW 1, SW 2	スイッチ回路

請求の範囲

- [請求項1] 母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号を増幅する可変増幅器と、
前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得する取得部と、
取得した前記胎児の心拍成分のピークを検出して前記可変増幅器を前記ピークの振幅に応じたゲインに制御するピーク検出部と、
を備えたことを特徴とする、胎児心拍抽出装置。
- [請求項2] 前記取得部は、
前記入力信号から前記母体の心拍成分の心拍タイミングを計算し、
前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出する第1のパスを含むことを特徴とする、請求項1記載の胎児心拍抽出装置。
- [請求項3] 前記取得部は、
前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得する第2のパスをさらに含み、
前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から、前記第1のパスで抽出された前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項2記載の胎児心拍抽出装置。
- [請求項4] 前記取得部は、
前記入力信号のうち、閾値を超えるピークが一定時間連続する前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項1記載の胎児心拍抽出装置。
- [請求項5] 前記取得部は、
前記可変増幅器のゲインを制御する制御部を有し、
第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出し、
前記第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記

入力信号から、抽出した前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得し、

前記制御部は、取得した前記胎児の心拍成分のピークの振幅に応じて前記可変増幅器のゲインを第2のゲインに制御することを特徴とする、請求項1記載の胎児心拍抽出装置。

[請求項6]

前記取得部は、

前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去する除去回路と、

前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から前記母体の心拍成分の心拍タイミングを計算し、前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出して前記除去回路に供給する第1のパスと、

前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得して前記除去回路に供給する第2のパスと、

前記母体の心拍成分の前記心拍タイミングに応じて前記入力信号のパスを切り換えるスイッチ回路とを含み、

前記制御部は、前記可変増幅器のゲインを前記第1のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第1のパスを介して前記除去回路に接続するように前記スイッチ回路を切り換え、前記可変増幅器のゲインを前記第2のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第2のパスを介して前記除去回路に接続するように前記スイッチ回路を切り換えることを特徴とする、請求項5記載の胎児心拍抽出装置。

[請求項7]

母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号から、前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得し、

前記入力信号を増幅する可変増幅器のゲインを、取得した前記胎児の心拍成分のピークの振幅に応じたゲインに制御する、

処理をプロセッサが実行することを特徴とする、胎児心拍抽出方法。

- [請求項8] 前記取得は、
前記入力信号から前記母体の心拍成分の心拍タイミングを計算し、
前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出する第1の処理を含むことを特徴とする、請求項7記載の胎児心拍抽出方法。
- [請求項9] 前記取得は、
前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得する第2の処理をさらに含み、
前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から、前記第1の処理で抽出された前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項8記載の胎児心拍抽出方法。
- [請求項10] 前記取得は、
前記入力信号のうち、閾値を超えるピークが一定時間連続する前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項7記載の胎児心拍抽出方法。
- [請求項11] 前記取得は、
前記可変増幅器のゲインを制御し、
第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出し、
前記第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記入力信号から、抽出した前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得し、
前記制御は、取得した前記胎児の心拍成分のピークの振幅に応じて前記可変増幅器のゲインを第2のゲインに制御することを特徴とする、請求項7記載の胎児心拍抽出方法。
- [請求項12] 前記取得は、
前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去する除去処理と、
前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から前記母体の心拍

成分の心拍タイミングを計算し、前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出して前記除去処理に供給する第1の処理と、

前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得して前記除去回路に供給する第2の処理と、

前記母体の心拍成分の前記心拍タイミングに応じて前記入力信号のパスを切り換えるスイッチ処理とを含み、

前記制御は、前記可変増幅器のゲインを前記第1のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第1の処理を介して前記除去処理に供給するように前記スイッチ処理を切り換え制御し、前記可変増幅器のゲインを前記第2のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第2の処理を介して前記除去処理に供給するように前記スイッチ処理を切り換え制御することを特徴とする、請求項11記載の胎児心拍抽出方法。

[請求項13] コンピュータに、胎児心拍を抽出する処理を実行させるプログラムであって、

母体の心拍成分と胎児の心拍成分とが混在する入力信号から、前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得し、

前記入力信号を増幅する可変増幅器のゲインを、取得した前記胎児の心拍成分のピークの振幅に応じたゲインに制御する、

処理を前記コンピュータに実行させることを特徴とする、プログラム。

[請求項14] 前記取得は、

前記入力信号から前記母体の心拍成分の心拍タイミングを計算し、前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出する第1の処理を含むことを特徴とする、請求項13記載のプログラム。

[請求項15] 前記取得は、

前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得する第2の処理をさらに含み、

前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から、前記第1の処理で抽出された前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項14記載のプログラム。

[請求項16]

前記取得は、

前記入力信号のうち、閾値を超えるピークが一定時間連続する前記母体の心拍成分を除去することを特徴とする、請求項13記載のプログラム。

[請求項17]

前記取得は、

前記可変増幅器のゲインを制御し、

第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出し、

前記第1のゲインに制御した前記可変増幅器を介して入力した前記入力信号から、抽出した前記母体の心拍成分を除去して前記胎児の心拍成分を取得する、

処理を含み、

前記制御は、取得した前記胎児の心拍成分のピークの振幅に応じて前記可変増幅器のゲインを第2のゲインに制御することを特徴とする、請求項13記載のプログラム。

[請求項18]

前記取得は、

前記入力信号から前記母体の心拍成分を除去する除去処理と、

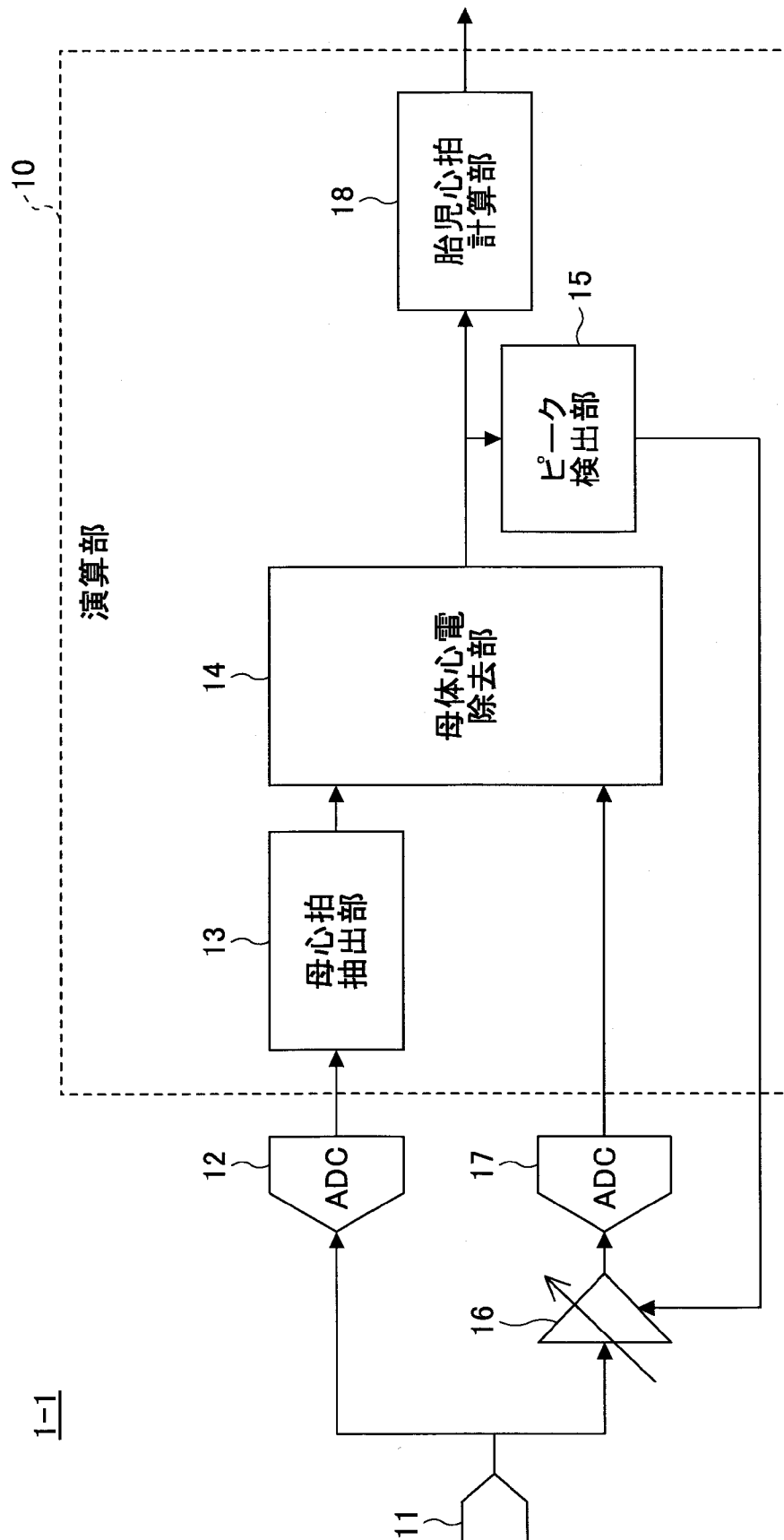
前記可変増幅器を介して取得した前記入力信号から前記母体の心拍成分の心拍タイミングを計算し、前記心拍タイミングに基づいて前記入力信号から前記母体の心拍成分を抽出して前記除去処理に供給する第1の処理と、

前記入力信号を前記可変増幅器を介して取得して前記除去処理に供給する第2の処理と、

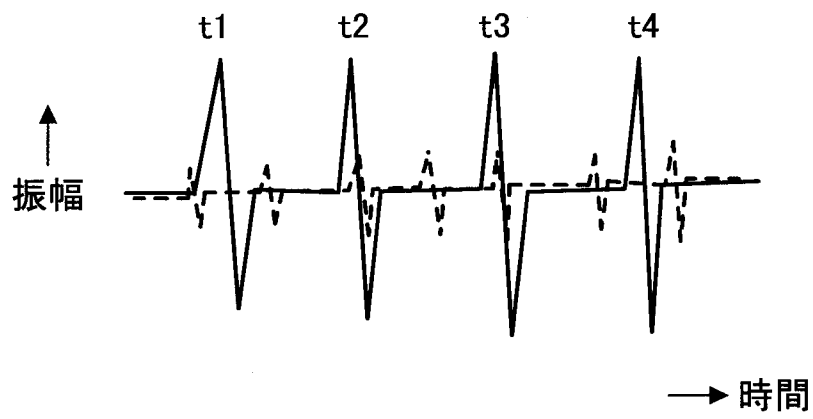
前記母体の心拍成分の前記心拍タイミングに応じて前記入力信号に対する処理を切り換えるスイッチ処理とを含み、

前記制御は、前記可変増幅器のゲインを前記第 1 のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第 1 の処理を介して前記除去処理に供給するように前記スイッチ処理を切り換え制御し、前記可変増幅器のゲインを前記第 2 のゲインに制御する期間は前記可変増幅器の出力を前記第 2 の処理を介して前記除去処理に供給するように前記スイッチ処理を切り換え制御することを特徴とする、請求項 17 記載のプログラム。

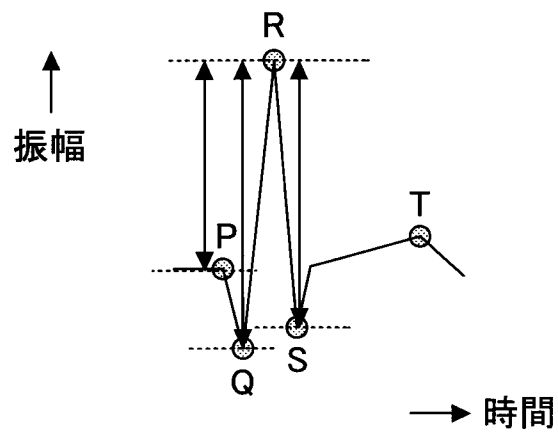
[図1]



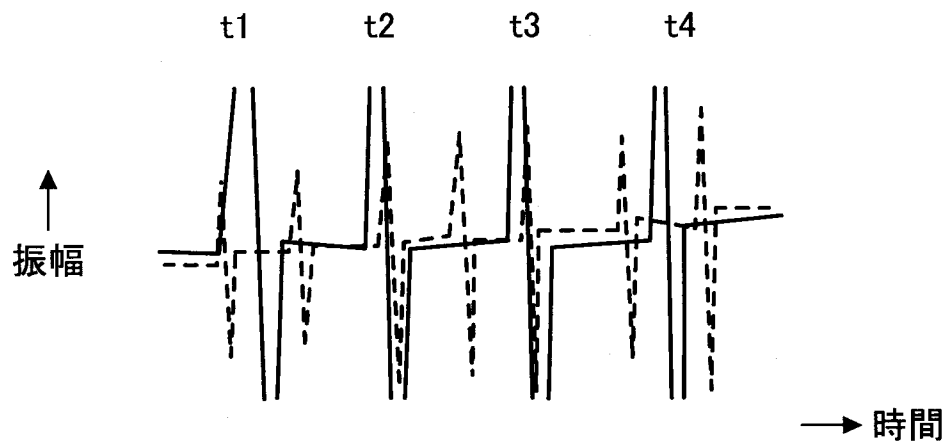
[図2]



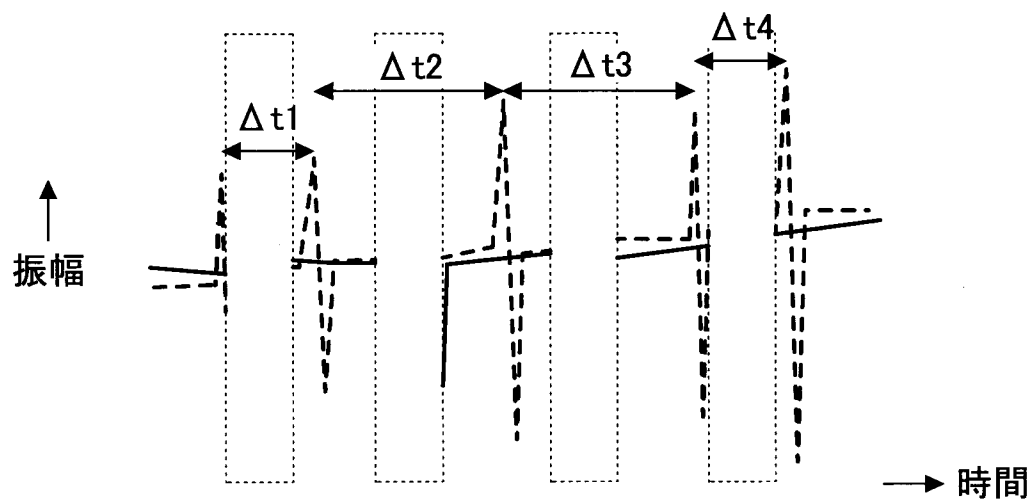
[図3]



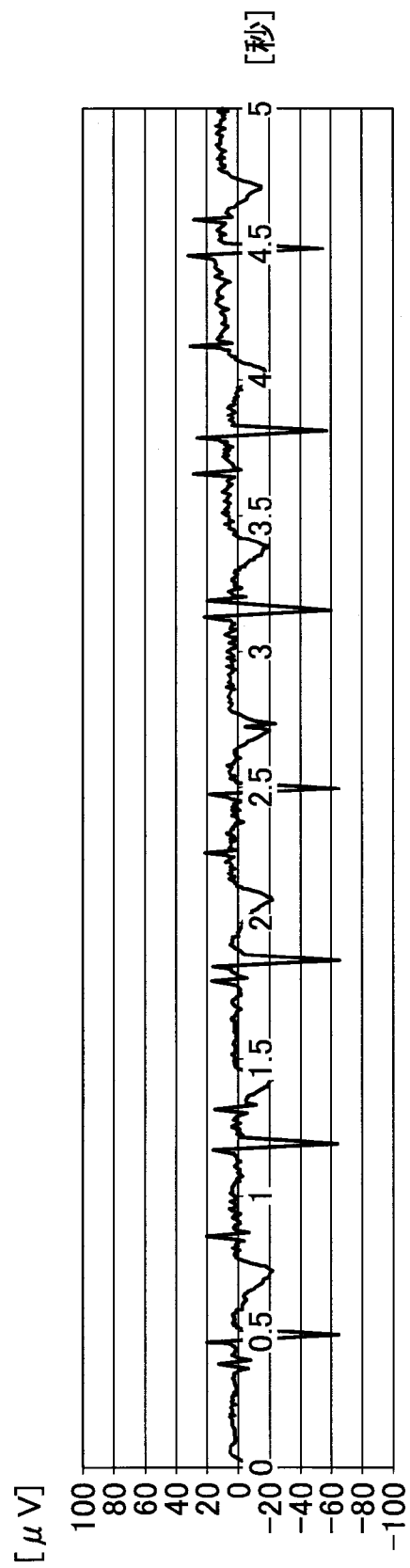
[図4]



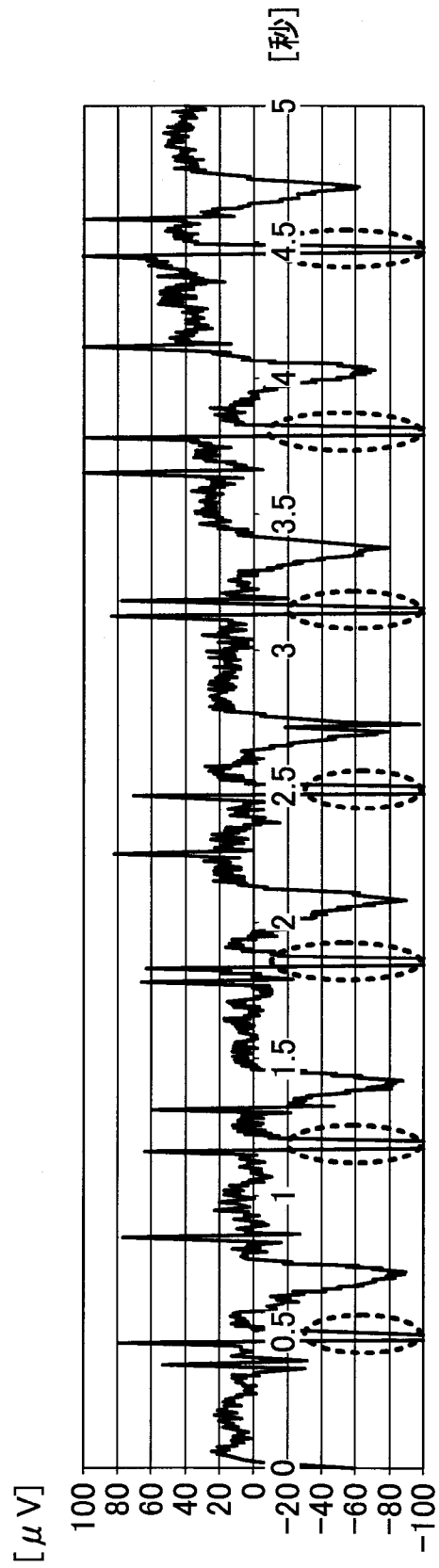
[図5]



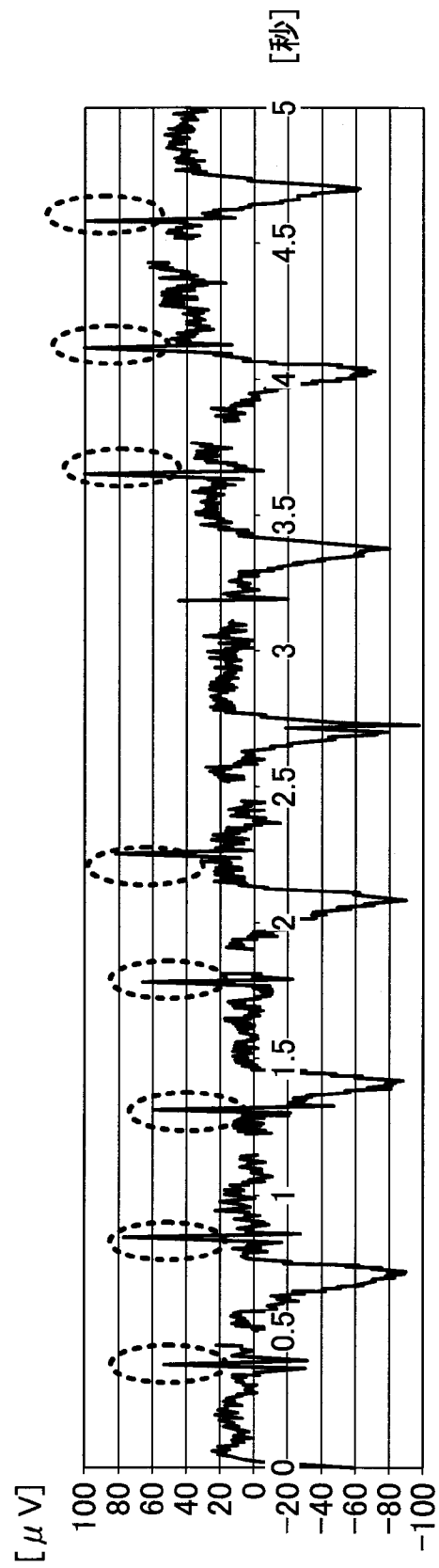
[図6]



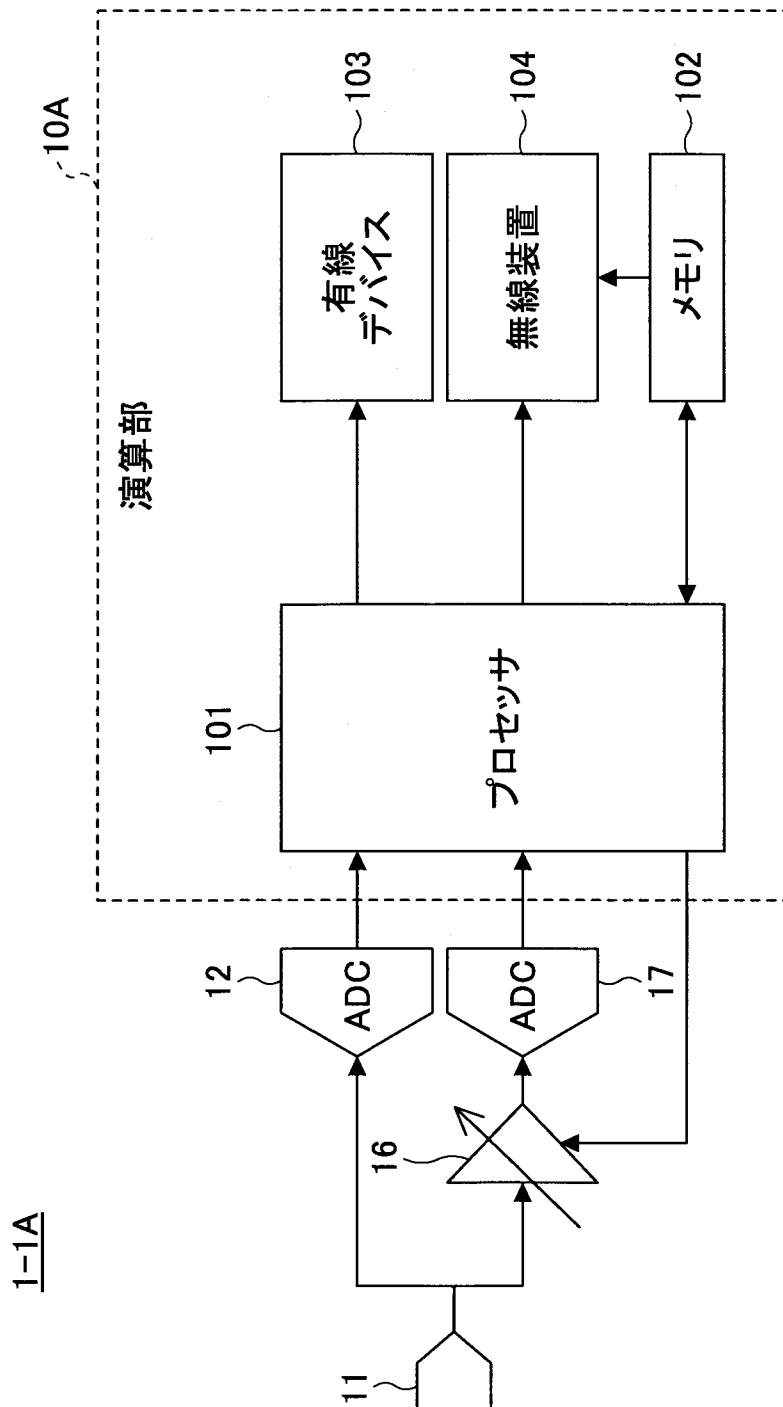
[図7]



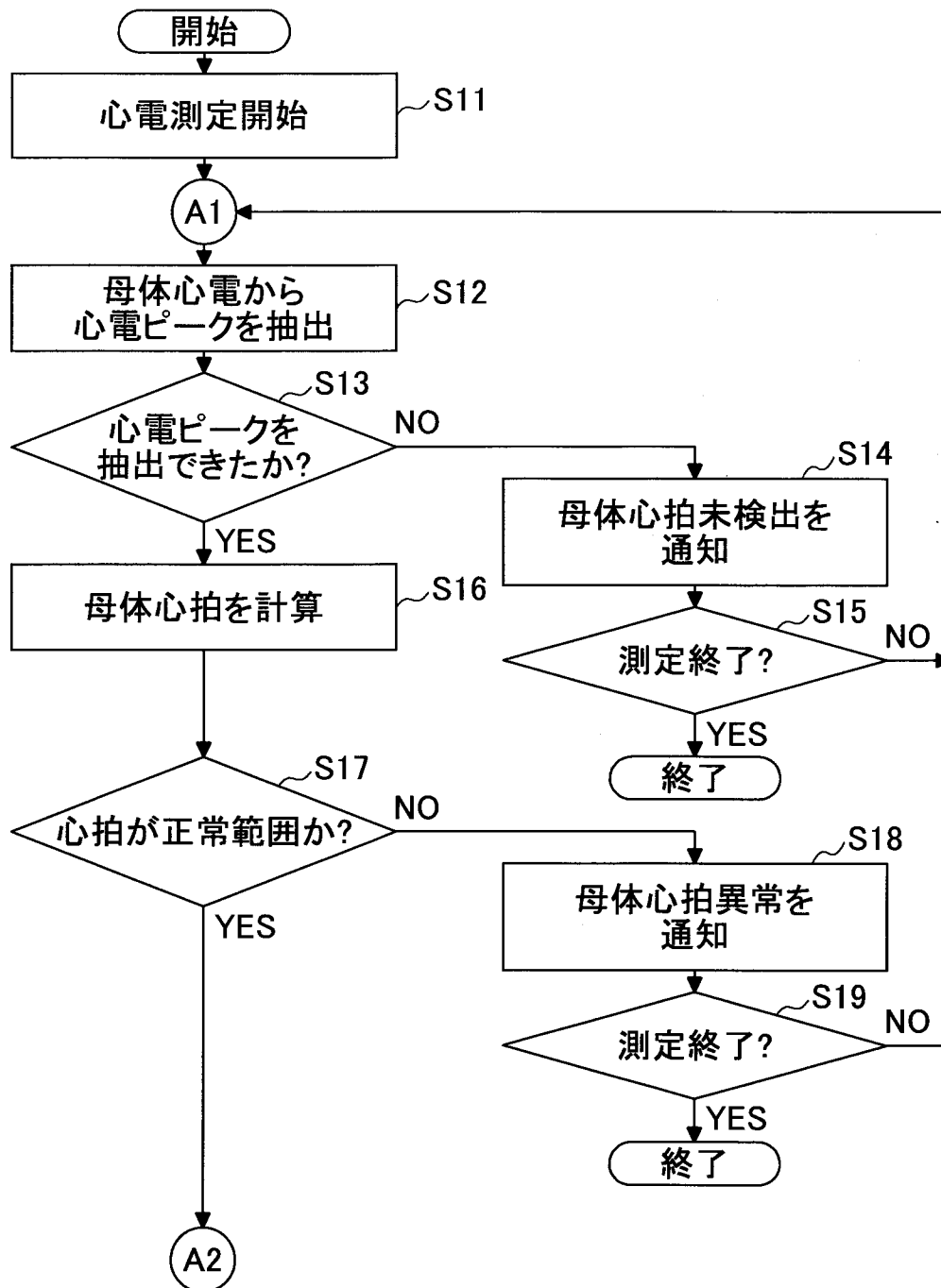
[図8]



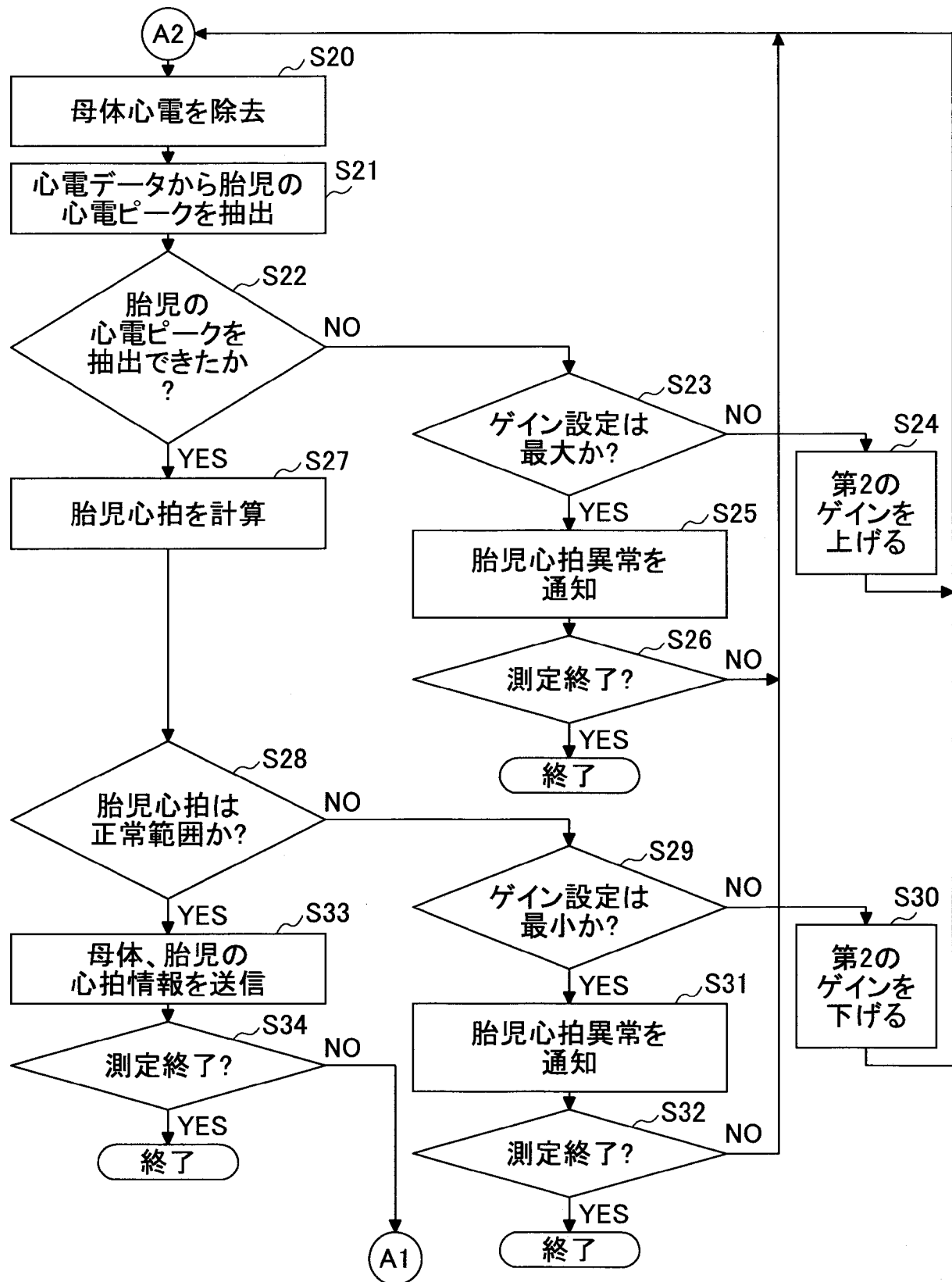
[図9]



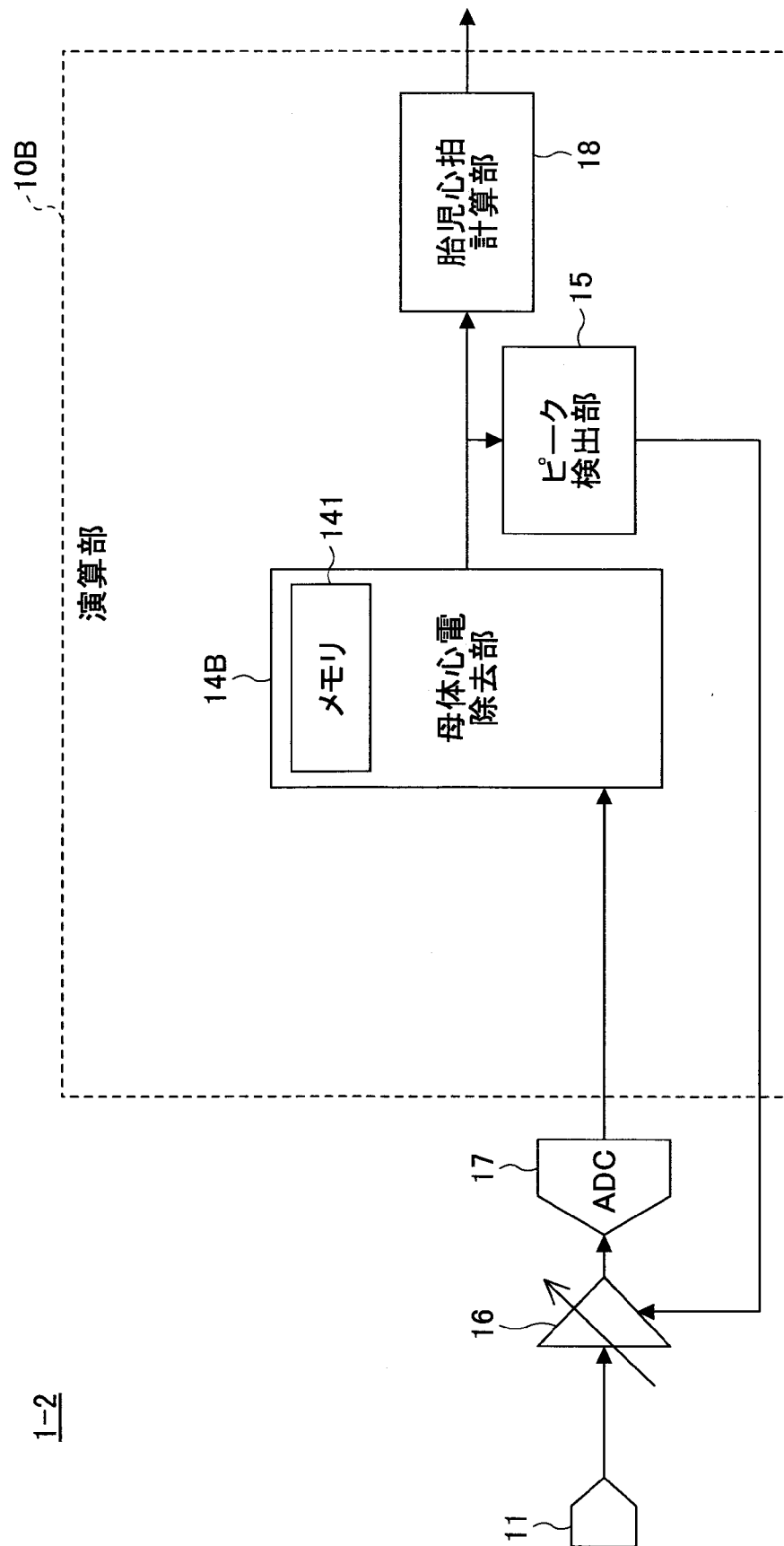
[図10]



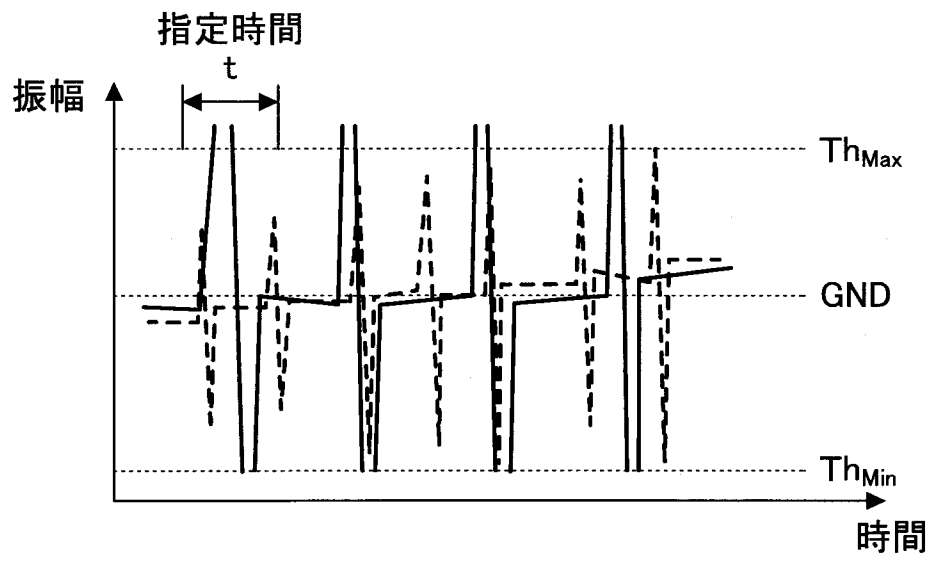
[図11]



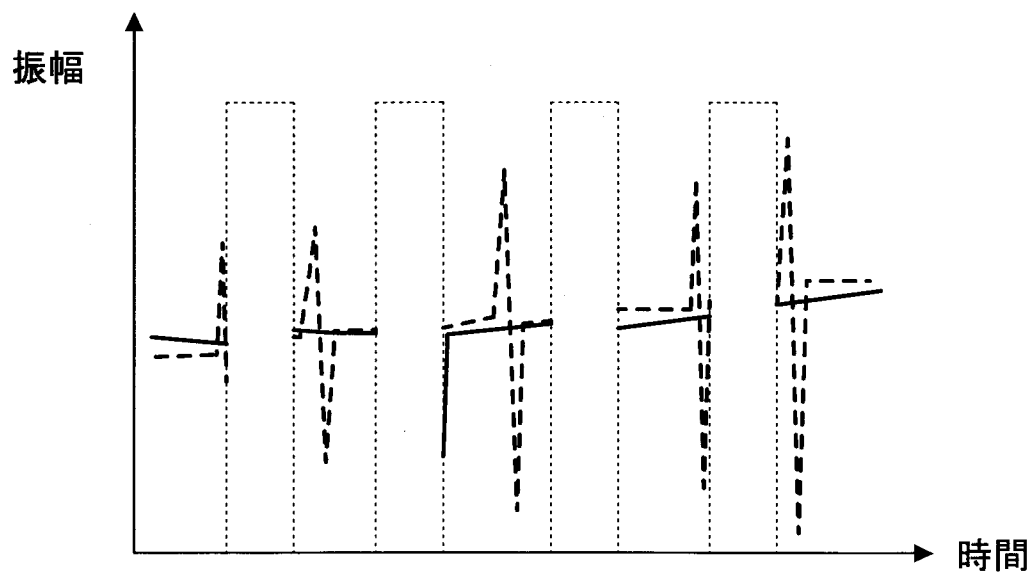
[図12]



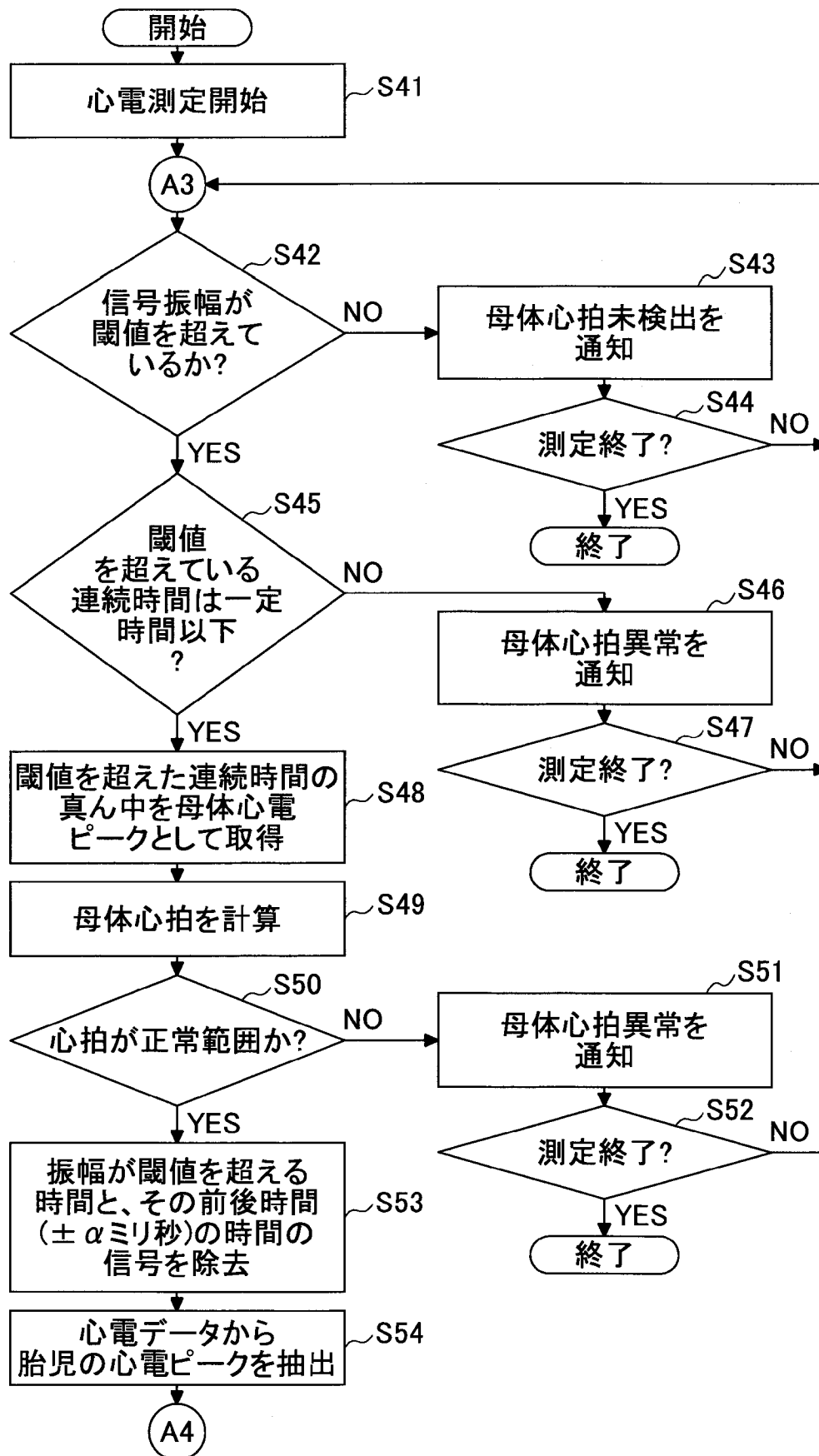
[図13]



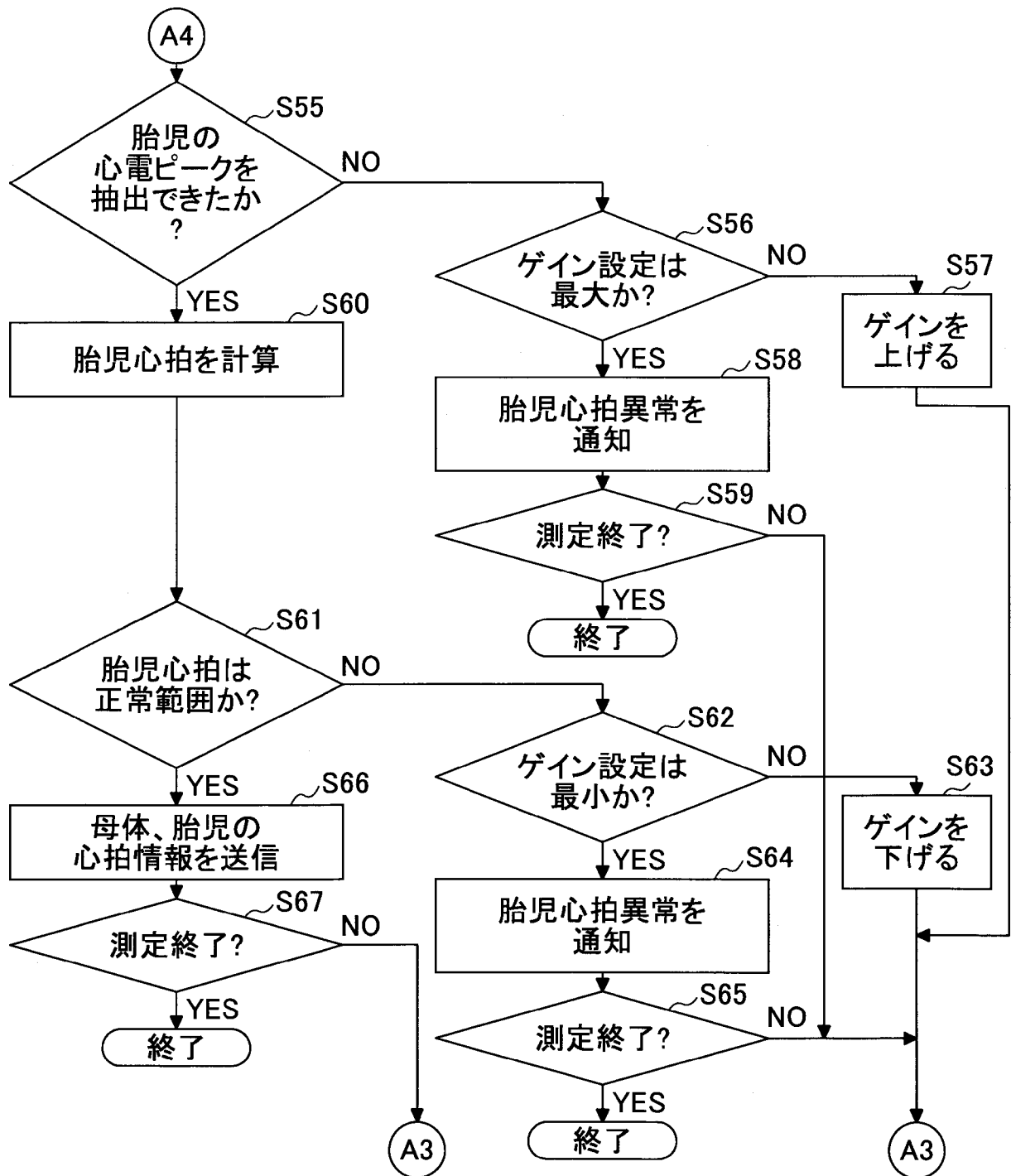
[図14]



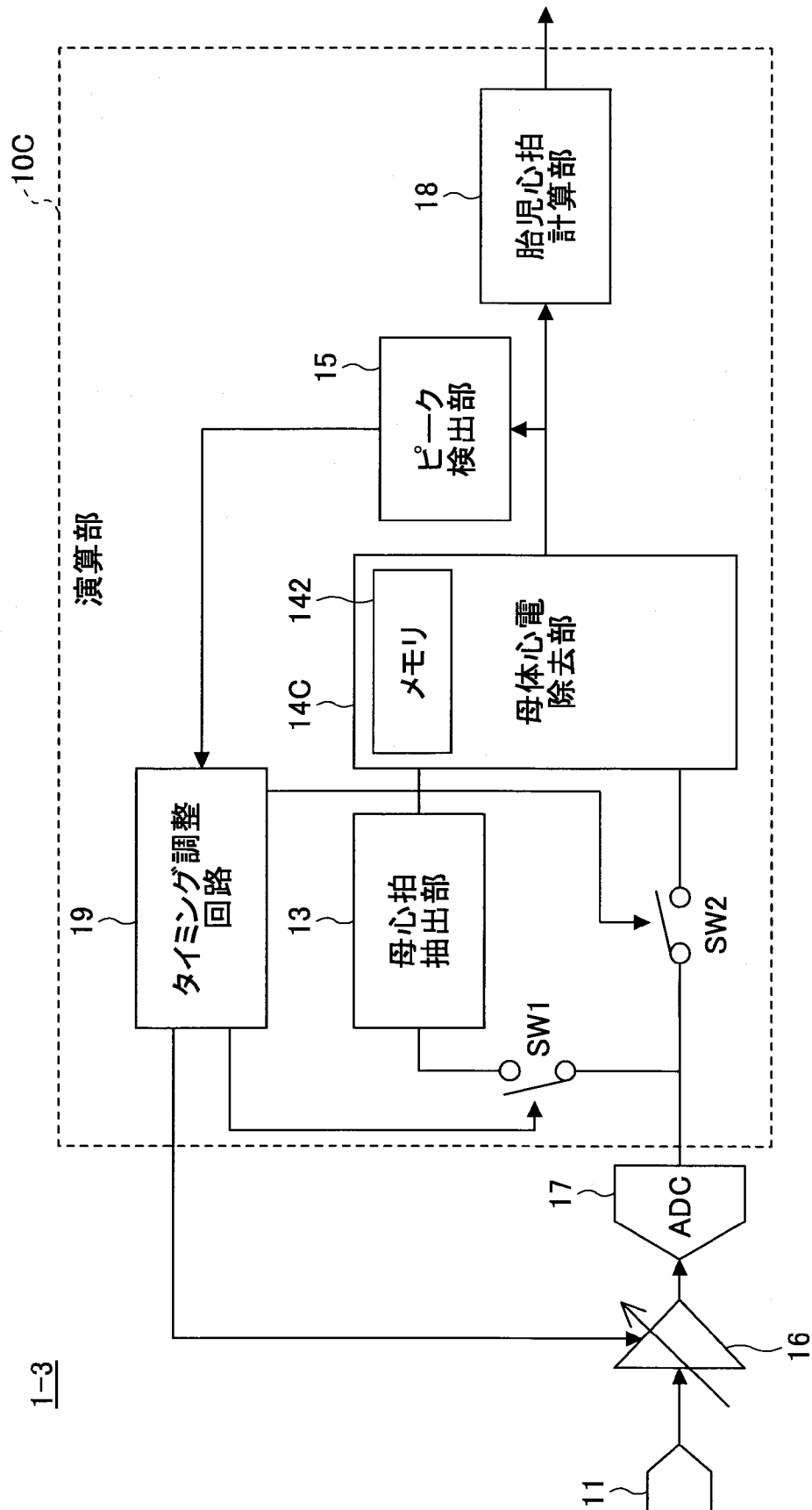
[図15]



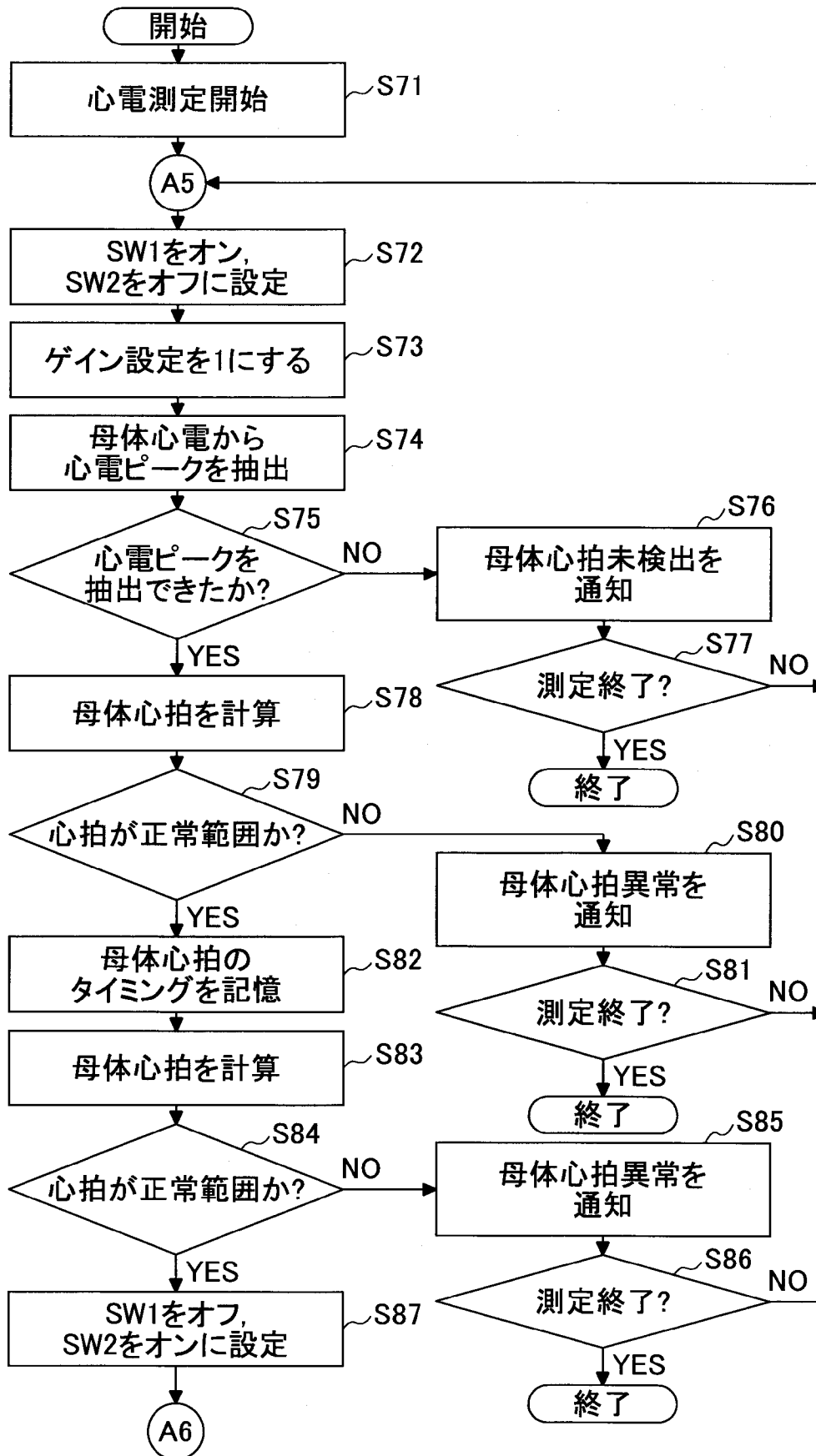
[図16]



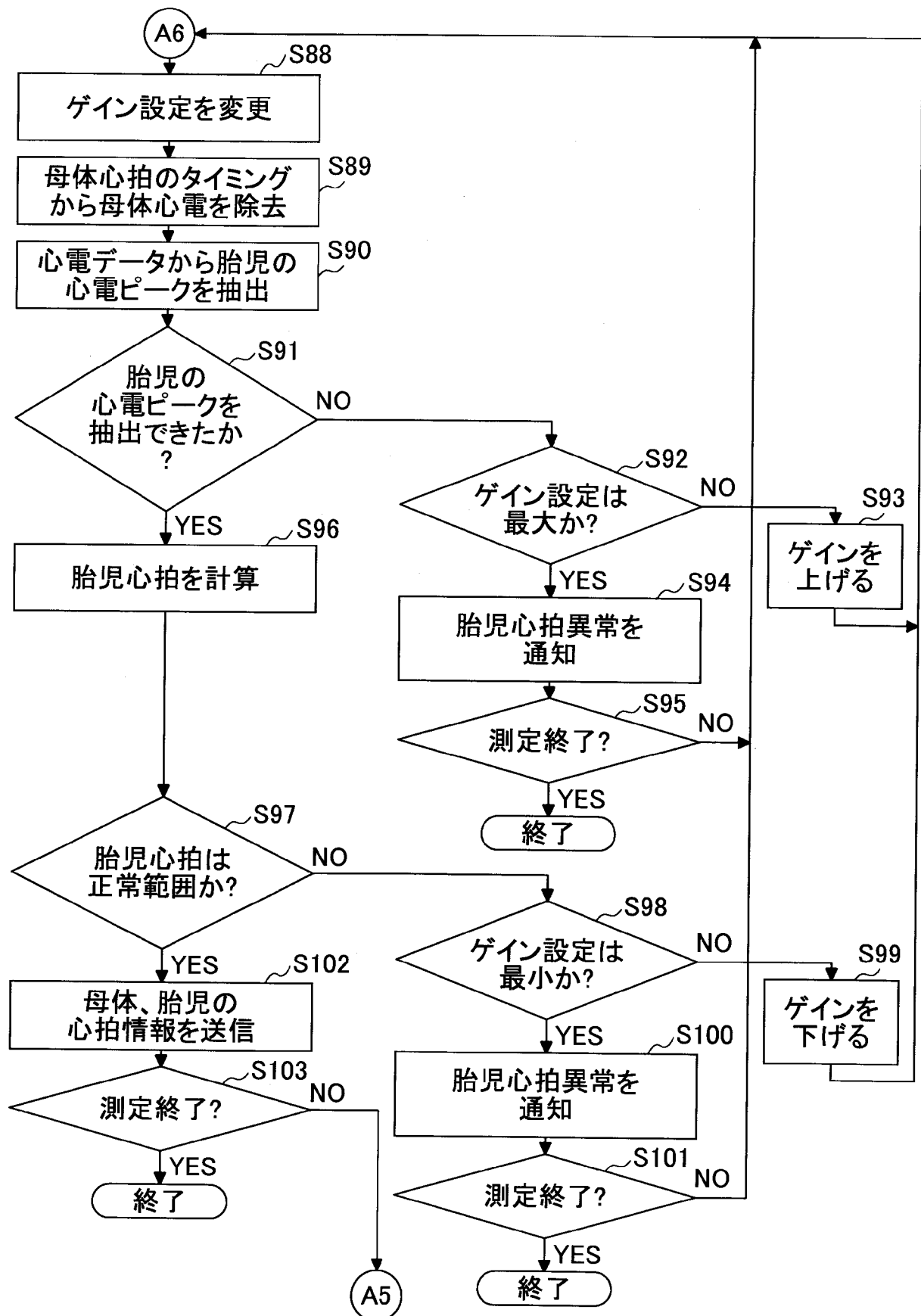
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/051291

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0444(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0444, A61B5/0245

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 54-22986 A (Yokogawa-Hewlett-Packard, Ltd.), 21 February 1979 (21.02.1979), page 3, upper left column to page 4, upper right column; fig. 1 (Family: none)	1-3, 5, 7-9, 11, 13-15, 17 4, 10, 16 6, 12, 18
Y		
A		
X	JP 52-56782 A (Yokogawa-Hewlett-Packard, Ltd.), 10 May 1977 (10.05.1977), claims; page 1, lower right column to page 2, upper left column; fig. 3 (Family: none)	1-3, 5, 7-9, 11, 13-15, 17 4, 10, 16 6, 12, 18
Y		
A		
X	JP 52-126084 A (Yokogawa-Hewlett-Packard, Ltd.), 22 October 1977 (22.10.1977), page 2, lower left column (Family: none)	1-3, 5, 7-9, 11, 13-15, 17 4, 10, 16 6, 12, 18
Y		
A		

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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 another 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
30 March 2016 (30.03.16)

Date of mailing of the international search report
12 April 2016 (12.04.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/051291

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 54005/1977 (Laid-open No. 148587/1978) (Masanobu HOGAKI), 22 November 1978 (22.11.1978), specification, page 9, the last paragraph to page 11, line 1 (Family: none)	4, 10, 16

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0444(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0444, A61B5/0245

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 54-22986 A（横河・ヒューレット・パカード株式会社） 1979.02.21, 3ページ左上欄－4ページ右上欄、第1図（ファミリーなし）	1-3, 5, 7-9, 11 , 13-15, 17 4, 10, 16 6, 12, 18
X Y A	JP 52-56782 A（横河・ヒューレット・パカード株式会社） 1977.05.10, 特許請求の範囲、1ページ右下欄－2ページ左上欄、 第3図（ファミリーなし）	1-3, 5, 7-9, 11 , 13-15, 17 4, 10, 16 6, 12, 18

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

30.03.2016

国際調査報告の発送日

12.04.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

多田 達也

2Q

3011

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 52-126084 A (横河・ヒューレット・パッカー株式会社) 1977. 10. 22, 2 ページ左下欄 (ファミリーなし)	1-3, 5, 7-9, 11 , 13-15, 17
Y		4, 10, 16
A		6, 12, 18
Y	日本国実用新案登録出願 52-54005 号(日本国実用新案登録出願公開 53-148587 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマ イクロフィルム (穂垣正暢) 1978. 11. 22, 明細書第 9 ページ最終段 落-第 1 1 ページ第 1 行目 (ファミリーなし)	4, 10, 16