

(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5月26日(26.05.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/086294 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/083770
- (22) 国際出願日: 2016年11月15日(15.11.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-224729 2015年11月17日(17.11.2015) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人東北大学(TOHOKU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 Miyagi (JP).
- (72) 発明者: 早瀬 敏幸(HAYASE, Toshiyuki); 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP).
- (74) 代理人: 真田 有(SANADA, Tamotsu); 〒1800004 東京都武蔵野市吉祥寺本町1丁目10番31号 NMF 吉祥寺本町ビル5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, DJ, 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, KW, 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.

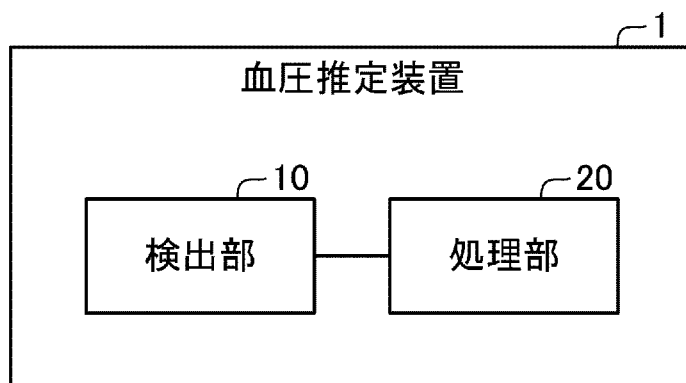
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BLOOD PRESSURE ESTIMATION DEVICE, INFORMATION PROCESSING DEVICE, BLOOD PRESSURE ESTIMATION METHOD, AND BLOOD PRESSURE ESTIMATION PROGRAM

(54) 発明の名称: 血圧推定装置、情報処理装置、血圧推定方法、及び、血圧推定プログラム



- 1 Blood pressure estimation device
10 Detection unit
20 Processing unit

(57) Abstract: A blood pressure estimation device (1) is provided with: a detection unit (10) which detects a first parameter indicating a period length that represents a heartbeat period of a living body; and a processing unit (20) that, in a mathematical model where the blood circulating in the circulatory system of the living body is represented by a fluid flowing through a flow passage formed by linking a plurality of elastically deformable vessels in an annular configuration, determines a temporal change in the volume of at least one of the vessels on the basis of the detected first parameter, and then estimates the pressure of the circulating blood on the basis of the mathematical model and the determined change.

(57) 要約: 血圧推定装置 (1) は、生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第 1 パラメータを検出する検出部 (10) と、弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、上記生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、上記複数の容器のうちの少なくとも 1 つの容器の容積の時間に対する変化を、上記検出された第

1 パラメータに基づいて決定し、上記決定された変化と、上記数理モデルと、に基づいて、上記血液が有する圧力を推定する処理部 (20) と、を備える。

WO 2017/086294 A1

明 細 書

発明の名称：

血圧推定装置、情報処理装置、血圧推定方法、及び、血圧推定プログラム
技術分野

[0001] 本発明は、血圧推定装置、情報処理装置、血圧推定方法、及び、血圧推定プログラムに関する。

背景技術

[0002] 生体の循環器系を流れる血液が有する圧力（換言すると、血圧）を推定する血圧推定装置が知られている（例えば、特許文献1を参照）。血圧推定装置は、指の表面における2つの位置にて動脈径を検出するとともに、当該2つの位置の間の生体の電気インピーダンスを検出する。更に、血圧推定装置は、検出された動脈径及び電気インピーダンスと、カルマンフィルタと、に基づいて血圧を推定する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特表2003-500148号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、動脈径及び電気インピーダンスは、高い精度にて検出されにくい。このため、上記血圧推定装置において、血圧を高い精度にて推定できないことがあった。

[0005] 本発明の目的の一つは、血圧を高い精度にて推定することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 一つの側面では、血圧推定装置は、
生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータを検出する検出部と、

弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、上記生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、上記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、上記検出された第1パラメータに基づいて決定し、上記決定された変化と、上記数理モデルと、に基づいて、上記血液が有する圧力を推定する処理部と、
を備える。

[0007] 他の一つの側面では、情報処理装置は、

弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、上記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、上記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決定する決定部と、

上記決定された変化と、上記数理モデルと、に基づいて、上記血液が有する圧力を推定する推定部と、
を備える。

[0008] 他の一つの側面では、血圧推定方法は、

弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、上記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、上記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決定し、

上記決定された変化と、上記数理モデルと、に基づいて、上記血液が有する圧力を推定する。

[0009] 他の一つの側面では、血圧推定プログラムは、

弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、上記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、上記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決

定し、

上記決定された変化と、上記数理モデルと、に基づいて、上記血液が有する圧力を推定する、処理をコンピュータに実行させる。

発明の効果

[0010] 血圧を高い精度にて推定できる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]第1実施形態の血圧推定装置の構成を表すブロック図である。

[図2]図1の処理部の構成を表すブロック図である。

[図3]図1の処理部が用いる数理モデルを表す説明図である。

[図4]図1の処理部が記憶する基準無負荷容積の時間に対する変化を表すグラフである。

[図5]図1の処理部が記憶する基準目標抵抗の脈拍数比に対する変化を表すグラフである。

[図6]図1の処理部が記憶する基準目標抵抗比の脈拍数比に対する変化を表すグラフである。

[図7]図1の処理部の機能を表すブロック図である。

[図8]図1の処理部が実行する処理を表すフローチャートである。

[図9]図1の処理部が実行する処理を表すフローチャートである。

[図10]図1の処理部が実行する処理を表すフローチャートである。

[図11]図1の検出部により検出された脈拍数の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図12]図1の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図13]図1の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図14]図1の処理部により推定された最高血圧と、図1の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図15]図1の検出部により検出された脈拍数の時間に対する変化の一例を表

すグラフである。

[図16]図1の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図17]図1の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図18]図1の処理部により推定された最高血圧と、図1の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図19]第1実施形態の第1変形例の処理部が記憶する目標振幅の脈拍数比に対する変化を表すグラフである。

[図20]第1実施形態の第1変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図21]第1実施形態の第1変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図22]第1実施形態の第1変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第1変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図23]第1実施形態の第1変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図24]第1実施形態の第1変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図25]第1実施形態の第1変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第1変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図26]第1実施形態の第2変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図27]第1実施形態の第2変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図28]第1実施形態の第2変形例の処理部により推定された最高血圧と、第

1 実施形態の第2変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図29]第1実施形態の第2変形例の処理部により推定された血圧と、比較例としての血圧測定装置により測定された血圧と、の関係の一例を表すグラフである。

[図30]第1実施形態の第3変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図31]第1実施形態の第3変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図32]第1実施形態の第3変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第3変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図33]第1実施形態の第3変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図34]第1実施形態の第3変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図35]第1実施形態の第3変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第3変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図36]第1実施形態の第4変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図37]第1実施形態の第4変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図38]第1実施形態の第4変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第4変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

[図39]第1実施形態の第4変形例の処理部により推定された血圧の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図40]第1実施形態の第4変形例の処理部により決定された抵抗の時間に対する変化の一例を表すグラフである。

[図41]第1実施形態の第4変形例の処理部により推定された最高血圧と、第1実施形態の第4変形例の検出部により検出された脈拍数と、の関係の一例を表すグラフである。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明の、血圧推定装置、情報処理装置、血圧推定方法、及び、血圧推定プログラム、に関する各実施形態について図1乃至図41を参照しながら説明する。

[0013] <第1実施形態>

(構成)

図1に表されるように、第1実施形態の血圧推定装置1は、検出部10と、処理部20と、を備える。本例では、血圧推定装置1は、腕時計型である。なお、血圧推定装置1は、腕時計型と異なる型（例えば、絆創膏型等）であってもよい。

[0014] 検出部10は、生体の心拍（換言すると、脈拍）の周期の長さである周期長を表す第1パラメータを検出する。本例では、生体は、人間の生体である。なお、生体は、人間以外の動物の生体であってもよい。

[0015] 本例では、第1パラメータは、脈拍数である。脈拍数は、所定の単位時間（本例では、1分）あたりの生体の脈拍の数である。本例では、脈拍数は、1回の脈拍の周期長により単位時間を除することにより算出される。なお、周期長は、単位時間を脈拍数により除することにより算出されてもよい。なお、第1パラメータは、周期長であってもよい。

[0016] 更に、検出部10は、生体の心拍の大きさを表す第2パラメータを検出する。本例では、第2パラメータは、動脈における血液の量を表す信号の、1回の脈拍における最小値及び最大値の差である。なお、第2パラメータは、動脈の幅、動脈の断面積、動脈における血液の量、動脈における血液の流量、動脈における血液の流速、又は、これらの少なくとも1つを表す信号の、

1回の脈拍における最小値及び最大値の差であってもよい。第2パラメータは、脈拍振幅と表されてもよい。

[0017] 本例では、検出部10は、生体の動脈に光を照射するとともに、当該光が当該生体によって反射された光の強度を検出し、検出された強度の時間に対する変化に基づいて、脈拍数及び脈拍振幅を検出する。例えば、検出部10は、検出された強度の変化において連続する2つのピーク間の時間に基づいて脈拍数を検出する。また、例えば、検出部10は、検出された強度の変化において連続する2つのピーク間における、強度の最小値及び強度の最大値の差に基づいて脈拍振幅を検出する。

[0018] なお、検出部10は、動脈の近傍（例えば、手首等）において生体の表面を押圧する部材を備えるとともに、当該部材が当該表面から受ける圧力を検出することにより、脈拍数及び脈拍振幅を検出してもよい。この場合、検出部10は、圧電素子を用いることにより、圧力の検出を行なってよい。

[0019] また、検出部10は、心臓の近傍において生体の表面に取り付けられた電極を備えるとともに、当該電極を介して当該表面における電位を検出することにより、第1パラメータ及び第2パラメータを検出してもよい。この場合、検出部10は、絆創膏型であってもよい。

[0020] 図2に表されるように、処理部20は、バスBUを介して互いに接続された、処理装置21、記憶装置22、入力装置23、及び、出力装置24を備える。処理部20は、情報処理装置の一例である。

[0021] 処理装置21は、記憶装置22に記憶されたプログラムを実行することにより、処理部20を構成する各要素を制御する。これにより、処理部20は、後述する機能を実現する。本例では、処理装置21は、CPU（Central Processing Unit）を含む。なお、処理装置21は、CPUに代えて、又は、CPUに加えて、MPU（Micro Processing Unit）、又は、DSP（Digital Signal Processor）を含んでもよい。また、処理装置21は、LSI（Large Scale Integration）により構成されてもよ

い。

[0022] 記憶装置 22 は、情報を読み書き可能に記憶する。本例では、記憶装置 22 は、RAM (Random Access Memory)、半導体メモリ、及び、有機メモリの少なくとも 1 つを備える。なお、記憶装置 22 は、HDD (Hard Disk Drive)、及び、SSD (Solid State Drive) の少なくとも 1 つを備えていてもよい。また、記憶装置 22 は、フレキシブルディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は、半導体メモリ等の記録媒体と、記録媒体から情報を読み取り可能な読取装置と、を備えていてもよい。

[0023] 入力装置 23 は、血圧推定装置 1 の外部から情報を入力する。本例では、入力装置 23 は、キー式のボタンを備える。なお、入力装置 23 は、マイクロフォンを備えてもよい。

出力装置 24 は、血圧推定装置 1 の外部に情報を出力する。本例では、出力装置 24 は、ディスプレイを備える。なお、出力装置 24 は、スピーカを備えてもよい。

なお、処理部 20 は、入力装置 23 及び出力装置 24 の両方を構成するタッチパネル式のディスプレイを備えてもよい。

[0024] (機能)

処理部 20 は、検出部 10 により検出された脈拍数及び脈拍振幅と、数理モデルと、に基づいて、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力（換言すると、血圧）を推定する。

ここで、数理モデルについて説明する。本例では、数理モデルは、弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す。

[0025] 本例では、図 3 に表されるように、数理モデルにおける流路は、第 1 乃至第 8 の容器 FV1～FV8 と、第 1 乃至第 8 の連通管 FC1～FC8 と、により形成される。なお、流路は、9 個以上の容器により形成されてもよい。例えば、流路は、9 個以上の容器と、容器と同じ数の連通管と、により形成

されてもよい。

[0026] 第1乃至第8の容器F V 1～F V 8は、環状に連結される。本例では、第1乃至第7の容器F V 1～F V 7と、第2乃至第8の容器F V 2～F V 8と、は、第2乃至第8の連通管F C 2～F C 8により、それぞれ連結される。第8の容器F V 8と第1の容器F V 1とは、第1の連通管F C 1により連結される。

[0027] 流路において、流体は、第1乃至第7の容器F V 1～F V 7から、第2乃至第8の容器F V 2～F V 8へ、それぞれ流れる。更に、流路において、流体は、第8の容器F V 8から第1の容器F V 1へ流れる。

[0028] 本例では、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8は、左心房、左心室、大動脈及び大動脈よりも下流側の動脈、大静脈及び大静脈よりも上流側の静脈、右心房、右心室、肺動脈、並びに、肺静脈をそれぞれ表す。

各容器F V 1～F V 8は、弾性変形する球殻である。第1乃至第8の容器F V 1～F V 8のうちの、第*i*の容器F V *i*における流体の圧力*P_i*の時間*t*に関する微分*d P_i / d t*は、数式1により表される。*i*は、1から8の各整数を表す。

[数1]

$$\frac{dP_i(t)}{dt} = E_i \left\{ Q_i(t) - Q_{i+1}(t) - \frac{dV_i(t)}{dt} \right\}, \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[0029] *Q_i*は、第*i*の容器F V *i*に流入する流量を表す。*Q_{i+1}*は、第*i*の容器F V *i*から流出する流量を表す。*V_i*は、第*i*の容器F V *i*における流体の圧力*P_i*が0である場合における第*i*の容器F V *i*の容積（換言すると、無負荷容積）を表す。*E_i*は、第*i*の容器F V *i*に関連付けられた所定の係数を表す。係数*E_i*は、第*i*の容器F V *i*の容積の時間に対する変化に対する、第*i*の容器F V *i*における流体の圧力*P_i*の時間に対する変化の比を表すパラメータであると捉えられてよい。また、係数*E_i*は、第*i*の容器F V *i*から単位時間あたりに流出する流体の量、及び、第*i*の容器F V *i*の無負荷容積*V_i*の時間に対する変化を、第*i*の容器F V *i*に単位時間あたりに流入する流体の量から

減じた量に対する、第 i の容器 FV_i における流体の圧力 P_i の時間に対する変化の比を表すパラメータであると捉えられてもよい。

[0030] 第1乃至第8の容器 $FV_1 \sim FV_8$ のうちの、第2及び第6の容器 FV_2 , FV_6 以外の容器 FV_1 , $FV_3 \sim FV_5$, FV_7 , FV_8 の無負荷容積 V_1 , $V_3 \sim V_5$, V_7 , V_8 は、時間に対して変化しない。一方、第2及び第6の容器 FV_2 , FV_6 の無負荷容積 V_2 , V_6 は、数式2に表されるように、時間に対して変化する。第2及び第6の容器 FV_2 , FV_6 の無負荷容積 V_2 , V_6 の時間に対する変化は、左心室及び右心室の拍動を表すと捉えられてよい。

[数2]

$$V_i(t) = f_i(a(t), b(t), \tau(t)), \text{ where } i = 2, 6$$

[0031] a は、検出部10により検出された脈拍振幅を表す。 b は、検出部10により検出された脈拍数を表す。 τ は、1回の脈拍の周期における、当該周期が開始する時点からの時間（換言すると、周期内時間）を表す。

[0032] f_i は、無負荷容積 V_i を表す。無負荷容積 f_i は、脈拍振幅 a 、脈拍数 b 、及び、時間 τ に応じて予め定められた値を有する。本例では、無負荷容積 f_i は、数式3により表される。このように、本例では、第2及び第6の容器 FV_2 , FV_6 の無負荷容積 f_2 , f_6 は、脈拍振幅 a 、及び、脈拍数 b に基づいて決定される。

[数3]

$$f_i(a(t), b(t), \tau(t)) = \frac{a(t)}{a_0} f_{i,0} \left(\frac{b(t)}{b_0} \tau(t) \right), \text{ where } i = 2, 6$$

[0033] $f_{i,0}$ は、脈拍振幅 a が基準値 a_0 である場合における無負荷容積 f_i の基準値（換言すると、基準無負荷容積）を表す。基準無負荷容積 $f_{i,0}$ は、1回の脈拍の周期における、当該周期が開始する時点からの時間 τ と、脈拍数 b の基準値 b_0 に対する比（換言すると、脈拍数比） b/b_0 と、に応じて予め定められた値を有する。本例では、第2及び第6の容器 FV_2 , FV_6 に対す

る基準無負荷容積 $f_{2,0}$, $f_{6,0}$ は、図4の曲線VL, VRによりそれぞれ表される。

[0034] 数式4により表されるように、第8の容器FV8から流出する流量 Q_9 は、第1の容器FV1に流入する流量 Q_1 と等しい。また、第1乃至第8の容器FV1～FV8へ流入する流量 Q_i は、それぞれ、第1乃至第8の連通管FC1～FC8における流量であると捉えられてもよい。

[数4]

$$Q_9(t) = Q_1(t)$$

[0035] 各連通管FC1～FC8における流量 Q_i は、数式5により表される。

[数5]

$$Q_i(t) = C(P_{i-1}(t), P_i(t)) \left\{ \frac{P_{i-1}(t) - P_i(t)}{R_i(t)} \right\}, \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[0036] 関数Cは、数式6により表されるように、第iの連通管FCiに連結された上流側の容器の圧力 P_{i-1} が、第iの連通管FCiに連結された下流側の容器の圧力 P_i よりも小さい場合に、0を表す。更に、関数Cは、数式6により表されるように、第iの連通管FCiに連結された上流側の容器の圧力 P_{i-1} が、第iの連通管FCiに連結された下流側の容器の圧力 P_i 以上である場合に、1を表す。関数Cは、流体が逆流することを防止する弁（換言すると、逆止弁）を表すと捉えられてもよい。

[数6]

$$C(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{if } x < y \\ 1, & \text{if } x \geq y \end{cases}$$

[0037] 数式7により表されるように、第1の連通管FC1に連結された上流側の容器の圧力 P_0 は、第8の連通管FC8に連結された下流側の容器の圧力 P_8 と等しい。

[数7]

$$P_0(t) = P_8(t)$$

[0038] R_i は、第iの連通管FCiに連結された上流側の容器から、第iの連通管

$F C_i$ に連結された下流側の容器への流体の流れに対する抵抗を表す。抵抗 R_i は、複数の容器 $F V 1 \sim F V 8$ のうちの、互いに連結された一対の容器間の流体の流量に対する、当該一対の容器における流体が有する圧力の容器間の差の比であると捉えられてよい。

[0039] 第1乃至第8の連通管 $F C 1 \sim F C 8$ のうちの、第4及び第8の連通管 $F C 4$, $F C 8$ 以外の連通管 $F C 1 \sim F C 3$, $F C 5 \sim F C 7$ に対する抵抗 $R_1 \sim R_3$, $R_5 \sim R_7$ は、時間に対して変化しない。一方、第4及び第8の連通管 $F C 4$, $F C 8$ に対する抵抗 R_4 , R_8 は、数式8に表されるように、時間に対して変化する。第4及び第8の連通管 $F C 4$, $F C 8$ に対する抵抗 R_4 , R_8 は、末梢血管抵抗を表すと捉えられてよい。

[数8]

$$\frac{dR_i(t)}{dt} = \frac{1}{T_i} [g_i(a(t), b(t)) - R_i(t)], \text{ where } i = 4, 8$$

[0040] g_i は、抵抗 R_i の目標値（換言すると、目標抵抗）を表す。数式8に表されるように、抵抗 R_i は、目標抵抗 g_i に遅延を伴って近づくと捉えられてよい。目標抵抗 g_i は、脈拍振幅 a 、及び、脈拍数 b に応じて予め定められた値を有する。本例では、目標抵抗 g_i は、数式9により表される。

[数9]

$$g_i(a(t), b(t)) = \gamma_i \left(\frac{a(t)}{a_0} \right) g_{i,0} \left(\frac{b(t)}{b_0} \right), \text{ where } i = 4, 8$$

[0041] $g_{i,0}$ は、脈拍振幅 a が基準値 a_0 である場合における目標抵抗 g_i の基準値（換言すると、基準目標抵抗）を表す。基準目標抵抗 $g_{i,0}$ は、脈拍数比 b/b_0 に応じて予め定められた値を有する。本例では、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ は、図5に表されるように、脈拍数比 b/b_0 が大きくなるにつれて減少する。

[0042] γ_i は、目標抵抗 g_i の基準目標抵抗 $g_{i,0}$ に対する比（換言すると、基準目標抵抗比）を表す。基準目標抵抗比 γ_i は、脈拍振幅 a の基準値 a_0 に対する比（換言すると、脈拍振幅比） a/a_0 に応じて予め定められた値を有する。本例では、基準目標抵抗比 γ_i は、図6に表されるように、脈拍振幅比 a/a_0

が大きくなるにつれて減少するとともに、脈拍振幅比 a/a_0 が 1 である場合に 1 である。

[0043] T_i は、抵抗 R_i の変化の時定数を表す。時定数 T_i は、抵抗 R_i の変化が目標抵抗 g_i の変化に対して遅延する程度を表すと捉えられてよい。

このように、本例では、第 4 及び第 8 の連通管 FC 4, FC 8 に対する抵抗 R_4 , R_8 は、脈拍振幅 a 、及び、脈拍数 b に基づいて決定される。

[0044] 図 7 に表されるように、処理部 20 の機能は、記憶部 201 と、決定部 202 と、推定部 203 と、を含む。

[0045] 処理部 20 は、数式 1 乃至数式 9 に基づいて、時間（換言すると、時点） t における、第 1 乃至第 8 の容器 FV 1 ~ FV 8 内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ から、時間 t から所定のステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第 1 乃至第 8 の容器 FV 1 ~ FV 8 内の流体の圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ を推定する処理を繰り返し実行する。

[0046] 記憶部 201 は、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ 、及び、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ を予め記憶する。なお、処理部 20 は、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ の記憶に代えて、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ を算出する関数を記憶していてもよい。同様に、処理部 20 は、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ の記憶に代えて、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ を算出する関数を記憶していてもよい。

本例では、記憶部 201 は、基準目標抵抗比 γ_i を予め記憶する。なお、処理部 20 は、基準目標抵抗比 γ_i の記憶に代えて、基準目標抵抗比 γ_i を算出する関数を記憶していてもよい。

[0047] 推定部 203 は、時間 t 、圧力 $P_1 \sim P_8$ 、及び、抵抗 $R_1 \sim R_8$ を、初期値 t_{ini} 、初期値 $P_{1,ini} \sim P_{8,ini}$ 、及び、初期値 $R_{1,ini} \sim R_{8,ini}$ にそれぞれ設定する。

[0048] 推定部 203 は、検出部 10 により検出された脈拍数及び脈拍振幅に基づいて、時間 t における脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ を取得する。本例では、推定部 203 は、検出部 10 により脈拍数及び脈拍振幅が検出された時間と、時間 t と、検出部 10 により検出された脈拍数及び脈拍振幅と、

に基づいて、補間（例えば、線形補間）を行なうことにより、時間 t における脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ を取得する。

[0049] なお、推定部 203 は、補間を行わずに、時間 t と最も近い時間にて検出部 10 により検出された脈拍数及び脈拍振幅を、時間 t における脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ として取得してもよい。

[0050] 決定部 202 は、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗 $g_{i,0}$ と、数式 9 と、推定部 203 により取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、に基づいて、目標抵抗 g_i を算出する。本例では、決定部 202 は、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗 $g_{i,0}$ と、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗比 γ_i と、数式 9 と、推定部 203 により取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、に基づいて、目標抵抗 g_i を算出する。目標抵抗 g_i の算出は、目標抵抗 g_i の決定の一例である。

[0051] 推定部 203 は、取得された脈拍数 $b(t)$ と、数式 10 と、に基づいて、時間 t における周期長 τ_e を算出する。

[数10]

$$\tau_e = \frac{60}{b(t)}$$

[0052] 推定部 203 は、周期開始時間 t_0 を時間 t に設定する。周期開始時間 t_0 は、脈拍毎の当該脈拍の周期が開始する時間である。

推定部 203 は、時間 t から、周期開始時間 t_0 を減じることにより、周期内時間 τ を算出する。

[0053] 推定部 203 は、数式 8 に対する差分方程式である数式 11 と、決定部 202 により算出された目標抵抗 g_i と、に基づいて、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第 4 及び第 8 の連通管 FC4, FC8 に対する抵抗 $R_4(t + \Delta t)$, $R_8(t + \Delta t)$ を算出する。抵抗 R_i の算出は、抵抗 R_i の決定の一例である。

[数11]

$$R_i(t + \Delta t) = R_i(t) + \frac{\Delta t}{T_i} [g_i(a(t), b(t)) - R_i(t)], \text{ where } i = 4, 8$$

[0054] 決定部 202 は、記憶部 201 に記憶されている基準無負荷容積 $f_{i,0}$ と、数式 3 と、数式 12 と、推定部 203 により取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、推定部 203 により算出された周期内時間 $\tau(t)$ と、に基づいて、時間 t における、第 2 及び第 6 の容器 FV2, FV6 の無負荷容積 V_2, V_6 の時間微分 $\Phi_2(\tau), \Phi_6(\tau)$ を算出する。無負荷容積 V_i の時間微分 Φ_i は、無負荷容積 V_i の時間に対する変化の一例である。時間微分 Φ_i の算出は、時間微分 Φ_i の決定の一例である。

[数12]

$$\Phi_i(\tau) = \frac{d}{dt} f_i(a(t), b(t), \tau(t)), \text{ where } i = 2, 6$$

[0055] なお、記憶部 201 は、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ に代えて、又は、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ に加えて、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ の時間微分を記憶していてもよい。この場合、決定部 202 は、記憶部 201 に記憶されている基準無負荷容積 $f_{i,0}$ の時間微分と、推定部 203 により取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、推定部 203 により算出された周期内時間 $\tau(t)$ と、に基づいて、時間 t における、第 2 及び第 6 の容器 FV2, FV6 の無負荷容積 V_2, V_6 の時間微分 $\Phi_2(\tau), \Phi_6(\tau)$ を算出してよい。また、この場合、処理部 20 は、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ の時間微分の記憶に代えて、基準無負荷容積 $f_{i,0}$ の時間微分を算出する関数を記憶していてもよい。

[0056] 上述したように、本例では、第 1 乃至第 8 の容器 FV1 ~ FV8 のうちの、第 2 及び第 6 の容器 FV2, FV6 以外の容器 FV1, FV3 ~ FV5, FV7, FV8 の無負荷容積 $V_1, V_3 \sim V_5, V_7, V_8$ は、時間に対して変化しない。従って、第 1 乃至第 8 の容器 FV1 ~ FV8 のうちの、第 2 及び第 6 の容器 FV2, FV6 以外の容器 FV1, FV3 ~ FV5, FV7, FV8 の無負荷容積 $V_1, V_3 \sim V_5, V_7, V_8$ の時間微分 $\Phi_1(\tau), \Phi_3(\tau) \sim \Phi_5(\tau), \Phi_7(\tau), \Phi_8(\tau)$ は、0 である。

[0057] 推定部 203 は、数式 1 により表される微分方程式に、4 次のルンゲ・クッタ法を適用することにより得られる、数式 13 乃至数式 21 に基づいて、

時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第 1 乃至第 8 の容器 F V 1 ～ F V 8 内の流体の圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ を算出する。圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ の算出は、圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ の推定の一例である。

[数13]

$$P_i(t + \Delta t) = P_i(t) + \frac{\Delta t}{6} (K_{i,1} + 2K_{i,2} + 2K_{i,3} + K_{i,4}), \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数14]

$$P_{i,0} = P_i(t), \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数15]

$$K_{i,1} = E_i \left[C(P_{i-1,0}, P_{i,0}) \left\{ \frac{P_{i-1,0} - P_{i,0}}{R_i(t + \Delta t)} \right\} - C(P_{i,0}, P_{i+1,0}) \left\{ \frac{P_{i,0} - P_{i+1,0}}{R_{i+1}(t + \Delta t)} \right\} - \Phi_i(\tau) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数16]

$$P_{i,1} = P_i(t) + \frac{\Delta t}{2} K_{i,1}, \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数17]

$$K_{i,2} = E_i \left[C(P_{i-1,1}, P_{i,1}) \left\{ \frac{P_{i-1,1} - P_{i,1}}{R_i(t + \Delta t)} \right\} - C(P_{i,1}, P_{i+1,1}) \left\{ \frac{P_{i,1} - P_{i+1,1}}{R_{i+1}(t + \Delta t)} \right\} - \Phi_i\left(\tau + \frac{\Delta t}{2}\right) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数18]

$$P_{i,2} = P_i(t) + \frac{\Delta t}{2} K_{i,2}, \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数19]

$$K_{i,3} = E_i \left[C(P_{i-1,2}, P_{i,2}) \left\{ \frac{P_{i-1,2} - P_{i,2}}{R_i(t + \Delta t)} \right\} - C(P_{i,2}, P_{i+1,2}) \left\{ \frac{P_{i,2} - P_{i+1,2}}{R_{i+1}(t + \Delta t)} \right\} - \Phi_i\left(\tau + \frac{\Delta t}{2}\right) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数20]

$$P_{i,3} = P_i(t) + \Delta t K_{i,3}, \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数21]

$$K_{i,4} = E_i \left[C(P_{i-1,3}, P_{i,3}) \left\{ \frac{P_{i-1,3} - P_{i,3}}{R_i(t + \Delta t)} \right\} - C(P_{i,3}, P_{i+1,3}) \left\{ \frac{P_{i,3} - P_{i+1,3}}{R_{i+1}(t + \Delta t)} \right\} - \Phi_i(\tau + \Delta t) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[0058] 推定部203は、圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ を推定した後、時間 t を、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ に更新する。

推定部203は、周期内時間 τ 、抵抗 $R_4(t + \Delta t)$ 、 $R_8(t + \Delta t)$ 、無負荷容積 V_2 、 V_6 の時間微分 $\Phi_2(\tau)$ 、 $\Phi_6(\tau)$ 、及び、圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ の算出と、時間 t の更新と、を含む周期内処理を、周期内時間 τ が周期長 τ_0 以下である間、繰り返し実行する。

[0059] 推定部203は、周期内時間 τ が周期長 τ_0 よりも大きくなった場合、脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ の取得、目標抵抗 g_i 及び周期長 τ_0 の算出、並びに、周期開始時間 t_0 の設定、を再び行ない、その後、周期内処理を再び行なう。

[0060] 本例では、処理部20は、時間 t が更新される毎に、時間 t と、当該時間 t における圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ と、を関連付けて記憶する。また、本例では、処理部20は、所定の表示周期（例えば、5秒）が経過する毎に、算出された最新の血圧を出力装置24を介して出力（例えば、ディスプレイに表示）する。本例では、処理部20は、第3の容器FV3における流体の圧力 P_3 を血圧として出力する。

[0061] なお、推定部203は、周期内時間 τ と、周期内時間 τ からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $\tau + \Delta t$ と、の間の期間における、第2及び第6の容器FV2、FV6の無負荷容積 V_2 、 V_6 の時間微分として一定の値（例えば、周期内時間 τ における時間微分 $\Phi_i(\tau)$ ）を用いてもよい。

[0062] また、推定部203は、数式15、数式17、数式19、及び、数式21に代えて、数式22乃至数式25をそれぞれ用いてもよい。この場合、推定部203は、数式26に基づいて、時間 t から、ステップ時間 Δt の半分 $\Delta t / 2$ が経過した後の時間 $t + \Delta t / 2$ における、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 $R_4(t + \Delta t / 2)$, $R_8(t + \Delta t / 2)$ を算出してよい。

[数22]

$$K_{i,1} = E_i \left[C(P_{i-1,0}, P_{i,0}) \left\{ \frac{P_{i-1,0} - P_{i,0}}{R_i(t)} \right\} - C(P_{i,0}, P_{i+1,0}) \left\{ \frac{P_{i,0} - P_{i+1,0}}{R_{i+1}(t)} \right\} - \Phi_i(\tau) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数23]

$$K_{i,2} = E_i \left[C(P_{i-1,1}, P_{i,1}) \left\{ \frac{P_{i-1,1} - P_{i,1}}{R_i\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right)} \right\} - C(P_{i,1}, P_{i+1,1}) \left\{ \frac{P_{i,1} - P_{i+1,1}}{R_{i+1}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right)} \right\} - \Phi_i\left(\tau + \frac{\Delta t}{2}\right) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数24]

$$K_{i,3} = E_i \left[C(P_{i-1,2}, P_{i,2}) \left\{ \frac{P_{i-1,2} - P_{i,2}}{R_i\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right)} \right\} - C(P_{i,2}, P_{i+1,2}) \left\{ \frac{P_{i,2} - P_{i+1,2}}{R_{i+1}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right)} \right\} - \Phi_i\left(\tau + \frac{\Delta t}{2}\right) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数25]

$$K_{i,4} = E_i \left[C(P_{i-1,3}, P_{i,3}) \left\{ \frac{P_{i-1,3} - P_{i,3}}{R_i(t + \Delta t)} \right\} - C(P_{i,3}, P_{i+1,3}) \left\{ \frac{P_{i,3} - P_{i+1,3}}{R_{i+1}(t + \Delta t)} \right\} - \Phi_i(\tau + \Delta t) \right], \text{ where } i = 1, \dots, 8$$

[数26]

$$R_i \left(t + \frac{\Delta t}{2} \right) = R_i(t) + \frac{\Delta t}{2T_i} [g_i(a(t), b(t)) - R_i(t)], \text{ where } i = 4, 8$$

[0063] (動作)

次に、血圧推定装置 1 の動作について説明する。

検出部 10 は、所定の検出周期（例えば、1 秒）が経過する毎に、脈拍数及び脈拍振幅を検出する。

また、処理部 20 は、図 8 に表される処理を実行する。以下、図 8 の処理について説明を加える。

[0064] 処理部 20 は、時間 t 、圧力 $P_1 \sim P_8$ 、及び、抵抗 $R_1 \sim R_8$ を、初期値 t_{ini} 、初期値 $P_{1, ini} \sim P_{8, ini}$ 、及び、初期値 $R_{1, ini} \sim R_{8, ini}$ にそれぞれ設定する（図 8 のステップ S101）。

次いで、処理部 20 は、検出部 10 により検出された脈拍数及び脈拍振幅に基づいて、時間 t における脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ を取得する（図 8 のステップ S102）。

[0065] そして、処理部 20 は、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗 $g_{i, 0}$ と、ステップ S102 にて取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、に基づいて、目標抵抗 g_i を算出する（図 8 のステップ S103）。本例では、処理部 20 は、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗 $g_{i, 0}$ と、記憶部 201 に記憶されている基準目標抵抗比 γ_i と、ステップ S102 にて取得された脈拍数 $b(t)$ 及び脈拍振幅 $a(t)$ と、に基づいて、目標抵抗 g_i を算出する。

[0066] 次いで、処理部 20 は、ステップ S102 にて取得された脈拍数 $b(t)$ に基づいて、時間 t における周期長 τ_0 を算出するとともに、周期開始時間 t_0 を時間 t に設定する（図 8 のステップ S104）。

[0067] そして、処理部 20 は、時間 t から、ステップ S104 にて設定された周期開始時間 t_0 を減じた値を、周期内時間 τ として算出する（図 8 のステップ S105）。次いで、処理部 20 は、ステップ S105 にて算出された周期

内時間 τ が、ステップS104にて算出された周期長 τ_0 以下であるか否かを判定する（図8のステップS106）。

[0068] 先ず、周期内時間 τ が周期長 τ_0 以下である場合について説明する。この場合、処理部20は、「Yes」と判定し、図8のステップS107へ進む。そして、処理部20は、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第1乃至第8の連通管FC1～FC8のうちの、第4及び第8の連通管FC4，FC8以外の連通管FC1～FC3，FC5～FC7に対する抵抗 $R_1(t + \Delta t) \sim R_3(t + \Delta t)$ ， $R_5(t + \Delta t) \sim R_7(t + \Delta t)$ を、時間 t における抵抗 $R_1(t) \sim R_3(t)$ ， $R_5(t) \sim R_7(t)$ にそれぞれ設定する。

[0069] 更に、処理部20は、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第4及び第8の連通管FC4，FC8に対する抵抗 $R_4(t + \Delta t)$ ， $R_8(t + \Delta t)$ を、ステップS103にて算出された目標抵抗 g_i に基づいて算出する。加えて、処理部20は、ステップS108にて、便宜上、用いられる抵抗 $R_9(t + \Delta t)$ を、第1の連通管FC1に対する抵抗 $R_1(t + \Delta t)$ に設定する。

[0070] 次いで、処理部20は、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第1乃至第8の容器FV1～FV8内の流体の圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ を算出する（図8のステップS108）。ステップS108の処理は、後述される。

[0071] その後、処理部20は、時間 t を、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ に更新する（図8のステップS109）。そして、処理部20は、図8のステップS105へ戻り、周期内時間 τ が周期長 τ_0 よりも大きくなるまで、ステップS105からステップS109までの処理を繰り返し実行する。

[0072] 周期内時間 τ が周期長 τ_0 よりも大きくなった場合、処理部20は、図8のステップS106にて「No」と判定し、図8のステップS102へ戻る。そして、処理部20は、ステップS109にて更新された時間 t に対して、

再び、ステップS 1 0 2以降の処理を実行する。本例では、処理部2 0は、図8のステップS 1 0 2に進んだ場合、検出部1 0により脈拍数及び脈拍振幅が検出された時間のうちの最新の時間が、ステップS 1 0 9にて更新された時間 t よりも先の（将来の）時間となるまで待機する。

[0073] 図8のステップS 1 0 8の処理について説明を加える。

処理部2 0は、図8のステップS 1 0 8の処理として、図9及び図1 0に表される処理を実行する。以下、図9及び図1 0の処理について説明を加える。

[0074] 処理部2 0は、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力の暫定値である第1暫定圧力 $P_{1,0} \sim P_{8,0}$ を、時間 t における、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ にそれぞれ設定する。

[0075] 更に、処理部2 0は、便宜上、用いられる第1暫定圧力 $P_{0,0}, P_{9,0}$ を、第1暫定圧力 $P_{8,0}, P_{1,0}$ にそれぞれ設定する。加えて、処理部2 0は、第1暫定圧力 $P_{0,0} \sim P_{9,0}$ と、図8のステップS 1 0 7にて算出された抵抗 $R_1(t + \Delta t) \sim R_9(t + \Delta t)$ と、周期内時間 τ における時間微分 $\Phi_1(\tau) \sim \Phi_8(\tau)$ と、に基づいて第1時間変化率 $K_{1,1} \sim K_{8,1}$ を算出する（図9のステップS 2 0 1）。

[0076] 次いで、処理部2 0は、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力の暫定値である第2暫定圧力 $P_{1,1} \sim P_{8,1}$ を、時間 t における、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ に、図9のステップS 2 0 1にて算出された第1時間変化率 $K_{1,1} \sim K_{8,1}$ と、ステップ時間 Δt を2により除した値と、の積をそれぞれ加えた値にそれぞれ設定する。

[0077] 更に、処理部2 0は、便宜上、用いられる第2暫定圧力 $P_{0,1}, P_{9,1}$ を、第2暫定圧力 $P_{8,1}, P_{1,1}$ にそれぞれ設定する。加えて、処理部2 0は、第2暫定圧力 $P_{0,1} \sim P_{9,1}$ と、図8のステップS 1 0 7にて算出された抵抗 $R_1(t + \Delta t) \sim R_9(t + \Delta t)$ と、周期内時間 τ よりもステップ時間 Δt

の半分の時間だけ後の時間 $\tau + \Delta t / 2$ における時間微分 $\Phi_1 (\tau + \Delta t / 2) \sim \Phi_8 (\tau + \Delta t / 2)$ と、に基づいて第2時間変化率 $K_{1,2} \sim K_{8,2}$ を算出する (図9のステップS202)。

[0078] 次いで、処理部20は、第1乃至第8の容器FV1～FV8内の流体の圧力の暫定値である第3暫定圧力 $P_{1,2} \sim P_{8,2}$ を、時間 t における、第1乃至第8の容器FV1～FV8内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ に、図9のステップS202にて算出された第2時間変化率 $K_{1,2} \sim K_{8,2}$ と、ステップ時間 Δt を2により除した値と、の積をそれぞれ加えた値にそれぞれ設定する。

[0079] 更に、処理部20は、便宜上、用いられる第3暫定圧力 $P_{0,2}, P_{9,2}$ を、第3暫定圧力 $P_{8,2}, P_{1,2}$ にそれぞれ設定する。加えて、処理部20は、第3暫定圧力 $P_{0,2} \sim P_{9,2}$ と、図8のステップS107にて算出された抵抗 $R_1(t + \Delta t) \sim R_9(t + \Delta t)$ と、周期内時間 τ よりもステップ時間 Δt の半分の時間だけ後の時間 $\tau + \Delta t / 2$ における時間微分 $\Phi_1 (\tau + \Delta t / 2) \sim \Phi_8 (\tau + \Delta t / 2)$ と、に基づいて第3時間変化率 $K_{1,3} \sim K_{8,3}$ を算出する (図9のステップS203)。

[0080] 次いで、処理部20は、第1乃至第8の容器FV1～FV8内の流体の圧力の暫定値である第4暫定圧力 $P_{1,3} \sim P_{8,3}$ を、時間 t における、第1乃至第8の容器FV1～FV8内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ に、図9のステップS203にて算出された第3時間変化率 $K_{1,3} \sim K_{8,3}$ と、ステップ時間 Δt と、の積をそれぞれ加えた値にそれぞれ設定する。

[0081] 更に、処理部20は、便宜上、用いられる第4暫定圧力 $P_{0,3}, P_{9,3}$ を、第4暫定圧力 $P_{8,3}, P_{1,3}$ にそれぞれ設定する。加えて、処理部20は、第4暫定圧力 $P_{0,3} \sim P_{9,3}$ と、図8のステップS107にて算出された抵抗 $R_1(t + \Delta t) \sim R_9(t + \Delta t)$ と、周期内時間 τ よりもステップ時間 Δt だけ後の時間 $\tau + \Delta t$ における時間微分 $\Phi_1 (\tau + \Delta t) \sim \Phi_8 (\tau + \Delta t)$ と、に基づいて第4時間変化率 $K_{1,4} \sim K_{8,4}$ を算出する (図10のステップS204)。

[0082] そして、処理部20は、時間 t における、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力 $P_1(t) \sim P_8(t)$ と、ステップS 201乃至ステップS 204にてそれぞれ算出された第1乃至第4時間変化率 $K_{1,1} \sim K_{8,1}$, $K_{1,2} \sim K_{8,2}$, $K_{1,3} \sim K_{8,3}$, $K_{1,4} \sim K_{8,4}$ と、に基づいて、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における、第1乃至第8の容器F V 1～F V 8内の流体の圧力 $P_1(t + \Delta t) \sim P_8(t + \Delta t)$ を算出する（図10のステップS 205）。

そして、処理部20は、図9及び図10の処理を終了する。

[0083] 以上、説明したように、第1実施形態の血压推定装置1は、生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータ（本例では、脈拍数 b ）を検出する。更に、血压推定装置1は、弾性変形する複数の容器F V 1～F V 8が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、複数の容器F V 1～F V 8のうちの少なくとも1つの容器の無負荷容積の時間に対する変化（本例では、第2及び第6の容器F V 2, F V 6の無負荷容積 V_2 , V_6 の時間微分 Φ_2 , Φ_6 ）を、検出された第1パラメータに基づいて決定する。加えて、血压推定装置1は、決定された変化と、数理モデルと、に基づいて、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力を推定する。

[0084] 周期長を表す第1パラメータは、動脈径よりも高い精度にて検出されやすい。更に、第1パラメータに基づいて決定された、第2及び第6の容器F V 2, F V 6の無負荷容積 V_2 , V_6 の時間に対する変化を用いることにより、上記数理モデルは、生体における左心室及び右心室の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。従って、血压推定装置1は、当該血液が有する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0085] 更に、第1実施形態の血压推定装置1は、複数の容器F V 1～F V 8のうちの、互いに連結された一対の容器間の流体の流量に対する、当該一対の容器における流体が有する圧力の容器間の差の比である抵抗（本例では、第4

及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 R_4 , R_8)を、検出された第1パラメータに基づいて決定する。加えて、血圧推定装置1は、決定された抵抗に基づいて、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力を推定する。

[0086] これによれば、抵抗 R_4 , R_8 が一定に維持される場合よりも、上記数理モデルは、生体における末梢血管の挙動を高い精度にて表すことができる。これにより、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、血圧推定装置1は、血液が有する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0087] 更に、第1実施形態の血圧推定装置1は、抵抗（本例では、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 R_4 , R_8 ）の目標値（本例では、目標抵抗 g_4 , g_8 ）を、検出された第1パラメータに基づいて決定する。加えて、血圧推定装置1は、抵抗が、決定された目標値に遅延を伴って近づくように抵抗の決定を行なう。

[0088] これによれば、上記数理モデルは、生体における末梢血管の挙動をより一層高い精度にて表すことができる。これにより、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、血圧推定装置1は、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0089] 更に、第1実施形態の血圧推定装置1は、心拍の大きさを表す第2パラメータ（本例では、脈拍振幅 a ）を検出する。加えて、血圧推定装置1は、検出された第2パラメータに基づいて、抵抗（本例では、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 R_4 , R_8 ）の目標値（本例では、目標抵抗 g_4 , g_8 ）の決定を行なう。

[0090] ところで、心拍の大きさと、末梢血管における抵抗と、は強い相関を有する。従って、血圧推定装置1によれば、上記数理モデルは、生体における末梢血管の挙動をより一層高い精度にて表すことができる。これにより、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、血圧推定装置1は、生体の循環器系を流れる血液が有

する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0091] 更に、第1実施形態の血圧推定装置1は、検出された第2パラメータに基づいて、複数の容器 $FV1 \sim FV8$ のうちの少なくとも1つの容器の無負荷容積の時間に対する変化（本例では、第2及び第6の容器 $FV2$ ， $FV6$ の無負荷容積 V_2 ， V_6 の時間微分 Φ_2 ， Φ_6 ）の決定を行なう。

[0092] ところで、心拍の大きさと、左心室及び右心室の容積と、は強い相関を有する。従って、血圧推定装置1によれば、上記数理モデルは、生体における左心室及び右心室の挙動をより一層高い精度にて表すことができる。これにより、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、血圧推定装置1は、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0093] 更に、第1実施形態の血圧推定装置1において、複数の容器 $FV1 \sim FV8$ は、左心房、左心室、大動脈及び大動脈よりも下流側の動脈、大静脈及び大静脈よりも上流側の静脈、右心房、右心室、肺動脈、並びに、肺静脈をそれぞれ表す。

[0094] これによれば、上記数理モデルは、生体の循環器系を流れる血液の挙動を高い精度にて表すことができる。この結果、血圧推定装置1は、生体の循環器系を流れる血液が有する圧力 P_i を高い精度にて推定できる。

[0095] 図11における曲線D11は、生体の安静時において血圧推定装置1により検出された脈拍数の一例を表す。図12乃至図14は、血圧推定装置1により検出された脈拍数が図11に表されるように変化した場合における、血圧推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0096] 図12における円D12，D13，D14は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧（換言すると、血圧の最高値）、最低血圧（換言すると、血圧の最低値）、及び、平均血圧（換言すると、血圧の平均値）をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。平均血圧は、最高血圧及び最低血圧を平均した値である。

[0097] 図12における曲線E12，E13，E14は、血圧推定装置1により推

定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図 1 2 に表されるように、第 1 実施形態の血圧推定装置 1 によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0098] 図 1 3 における曲線 E 1 5, E 1 6 は、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図 1 4 における四角 D 1 8 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図 1 4 における円 E 1 8 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧を表す。図 1 4 に表されるように、第 1 実施形態の血圧推定装置 1 によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0099] 図 1 5 における曲線 D 2 1 は、生体の運動時において血圧推定装置 1 により検出された脈拍数の一例を表す。図 1 6 乃至図 1 8 は、血圧推定装置 1 により検出された脈拍数が図 1 5 に表されるように変化した場合における、血圧推定装置 1 による推定結果の一例を表す。

[0100] 図 1 6 における円 D 2 2, D 2 3, D 2 4 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0101] 図 1 6 における曲線 E 2 2, E 2 3, E 2 4 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図 1 6 に表されるように、第 1 実施形態の血圧推定装置 1 によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0102] 図 1 7 における曲線 E 2 5, E 2 6 は、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図 1 8 における四角 D 2 8 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図 1 8 における円 E 2 8 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧を表す。図 1 8 に表されるように、第 1 実施形態の血圧推定装置 1 によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0103] なお、血圧推定装置 1 は、検出部 10 を構成する第 1 の装置と、処理部 20 を構成する第 2 の装置と、を備えていてもよい。この場合、第 1 の装置と第 2 の装置とは、互いに通信可能に接続される。この場合、第 2 の装置は、携帯電話機、スマートフォン、パーソナル・コンピュータ、又は、サーバ装置であってよい。

[0104] また、上述したように、血圧推定装置 1 は、脈拍数の検出と、脈拍数が検出された時間における血圧の推定と、を並列に行なう。ところで、血圧推定装置 1 は、所定の期間における脈拍数の検出が終了した後に、当該期間における血圧の推定を行なってもよい。

[0105] また、上述したように、血圧推定装置 1 は、複数の互いに異なる時間のそれぞれと、当該時間における圧力と、を関連付けて記憶する。ところで、血圧推定装置 1 は、記憶されている複数の時間のそれぞれと、記憶されている、当該時間における圧力と、を関連付けて出力してもよい。例えば、血圧推定装置 1 は、圧力の時間に対する変化を表すグラフを出力してもよい。

[0106] なお、処理部 20 は、第 4 及び第 8 の連通管 FC_4 、 FC_8 に対する抵抗 R_4 、 R_8 を、初期値 $R_{4, ini}$ 、 $R_{8, ini}$ にそれぞれ設定するとともに、時間に対して変化させずに血圧を推定してもよい。

[0107] また、血圧推定装置 1 は、生体に対して予め測定された脈拍数及び血圧を表す情報が入力されるとともに、当該入力された情報に基づいて、基準目標抵抗 $g_{i, 0}$ 、抵抗の初期値 $R_{i, ini}$ 、及び、係数 E_i の少なくとも 1 つを決定してもよい。

[0108] <第 1 実施形態の第 1 変形例>

次に、第 1 実施形態の第 1 変形例の血圧推定装置について説明する。第 1 実施形態の第 1 変形例の血圧推定装置は、第 1 実施形態の血圧推定装置に対して、生体の心拍の大きさを表す第 2 パラメータを第 1 パラメータに基づいて推定する点において相違している。以下、相違点を中心として説明する。なお、第 1 実施形態の第 1 変形例の説明において、第 1 実施形態にて使用した符号と同じ符号を付したものは、同一又はほぼ同様のものである。

[0109] 本例では、処理部20は、検出部10により検出された脈拍数 b と、数式27と、に基づいて脈拍振幅 a を推定する。更に、処理部20は、推定された脈拍振幅 a に基づいて、第2及び第6の容器FV2, FV6の無負荷容積 f_2 , f_6 の決定、及び、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する目標抵抗 g_4 , g_8 の算出を行なう。

[数27]

$$\frac{da(t)}{dt} = \frac{1}{T_a} \left[h \left(\frac{b(t)}{b_0} \right) - a(t) \right]$$

[0110] h は、脈拍振幅 a の目標値（換言すると、目標振幅）を表す。 T_a は、脈拍振幅 a の変化の時定数を表す。時定数 T_a は、脈拍振幅 a の変化が目標振幅 h の変化に対して遅延する程度を表すと捉えられてよい。数式27に表されるように、脈拍振幅 a は、目標振幅 h に遅延を伴って近づくと捉えられてよい。目標振幅 h は、脈拍数比 b/b_0 に応じて予め定められた値を有する。本例では、目標振幅 h は、図19により表されるように、脈拍数比 b/b_0 が大きくなるにつれて増加する。

[0111] なお、血圧推定装置1は、生体に対して予め測定された脈拍数及び血圧を表す情報が入力されるとともに、当該入力された情報に基づいて、目標振幅 h を決定してもよい。

[0112] 推定部203は、検出部10により検出された脈拍数に基づいて、時間 t における脈拍数 $b(t)$ を取得する。更に、推定部203は、数式27に対する差分方程式である数式28と、取得された脈拍数 $b(t)$ と、に基づいて、時間 t からステップ時間 Δt が経過した後の時間 $t + \Delta t$ における脈拍振幅 $a(t + \Delta t)$ を算出する。脈拍振幅 a の算出は、脈拍振幅 a の推定の一例である。

[数28]

$$a(t + \Delta t) = a(t) + \frac{\Delta t}{T_a} \left[h \left(\frac{b(t)}{b_0} \right) - a(t) \right]$$

[0113] 本例では、検出部10は、生体の心拍の大きさを表す第2パラメータを検

出しなくてもよい。

第1実施形態の第1変形例の血圧推定装置1によれば、第1実施形態の血圧推定装置1と同様の作用及び効果が奏される。

[0114] 図20乃至図22は、血圧推定装置1により検出された脈拍数が図11に表されるように変化した場合における、血圧推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0115] 図20における円D32、D33、D34は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0116] 図20における曲線E32、E33、E34は、血圧推定装置1により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図20に表されるように、第1実施形態の第1変形例の血圧推定装置1によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0117] 図21における曲線E35、E36は、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図22における四角D38は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図22における円E38は、血圧推定装置1により推定された最高血圧を表す。図22に表されるように、第1実施形態の第1変形例の血圧推定装置1によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0118] 図23乃至図25は、血圧推定装置1により検出された脈拍数が図15に表されるように変化した場合における、血圧推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0119] 図23における円D42、D43、D44は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0120] 図23における曲線E42、E43、E44は、血圧推定装置1により推

定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図 2 3 に表されるように、第 1 実施形態の第 1 変形例の血圧推定装置 1 によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0121] 図 2 4 における曲線 E 4 5, E 4 6 は、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図 2 5 における四角 D 4 8 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図 2 5 における円 E 4 8 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧を表す。図 2 5 に表されるように、第 1 実施形態の第 1 変形例の血圧推定装置 1 によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0122] <第 1 実施形態の第 2 変形例>

次に、第 1 実施形態の第 2 変形例の血圧推定装置について説明する。第 1 実施形態の第 2 変形例の血圧推定装置は、第 1 実施形態の第 1 変形例の血圧推定装置に対して、所定の関数を用いて、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ 、基準目標抵抗比 γ_i 、生体の安静時における第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 $R_{4,0}$ 、及び、第 4 の容器 F V 4 に関連付けられた係数 E_4 を算出する点において相違している。以下、相違点を中心として説明する。なお、第 1 実施形態の第 2 変形例の説明において、第 1 実施形態の第 1 変形例にて使用した符号と同じ符号を付したものは、同一又はほぼ同様のものである。

[0123] 処理部 2 0 は、基準目標抵抗比 γ_i の記憶に代えて、基準目標抵抗比 γ_i を算出する関数を記憶する。本例では、処理部 2 0 は、基準目標抵抗比 γ_i を算出する関数として、数式 2 9 により表される関数を記憶する。処理部 2 0 は、数式 2 9 に基づいて基準目標抵抗比 γ_i を算出する。

[数 29]

$$\gamma_i \left(\frac{a(t)}{a_0} \right) = \frac{1}{\left(\frac{a(t)}{a_0} \right)}, \text{ where } i = 4, 8$$

[0124] 更に、処理部 2 0 は、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ の記憶に代えて、基準目標抵抗 g

$g_{i,0}$ を算出する関数を記憶する。本例では、処理部20は、基準目標抵抗 $g_{i,0}$ を算出する関数として、数式30により表される関数を記憶する。処理部20は、数式30に基づいて基準目標抵抗 $g_{i,0}$ を算出する。

[数30]

$$g_{i,0} \left(\frac{b(t)}{b_0} \right) = \begin{cases} R_{i,0}, & \text{if } b(t) \leq b_0 \\ \frac{R_{i,0}}{\left(\frac{b(t)}{b_0} \right)}, & \text{if } b_0 < b(t) \end{cases}, \text{ where } i = 4, 8$$

[0125] $R_{i,0}$ は、生体の安静時における第 i の連通管 FC_i に対する抵抗を表す。本例では、処理部20は、生体の安静時における第4の連通管 FC_4 に対する抵抗 $R_{4,0}$ を、脈拍数 b の基準値 b_0 と、生体の安静時において測定された最高血圧 P_{smax} と、生体の安静時において測定された最低血圧 P_{smin} と、所定の係数 α と、数式31と、に基づいて算出する。例えば、脈拍数 b の基準値 b_0 は、生体の安静時において測定された脈拍数である。なお、係数 α は、血圧の推定が実行される毎に変更されてもよい。また、係数 α は、生体に応じた値に設定されてもよい。

[数31]

$$R_{4,0} = \alpha \frac{P_{smax} + P_{smin}}{b_0}$$

[0126] 本例では、処理部20は、第4の容器 FV_4 に関連付けられた係数 E_4 を、生体の安静時において測定された最高血圧 P_{smax} と、生体の安静時において測定された最低血圧 P_{smin} と、所定の係数 β と、数式32と、に基づいて算出する。なお、係数 β は、血圧の推定が実行される毎に変更されてもよい。また、係数 β は、生体に応じた値に設定されてもよい。

[数32]

$$E_4 = \beta(P_{smax} - P_{smin})$$

[0127] 本例では、処理部20は、第8の連通管 FC_8 に対する抵抗 $R_{8,0}$ として、固定された値（換言すると、複数の異なる生体に対して共通する値）を用い

る。なお、第8の連通管FC8に対する抵抗 $R_{8,0}$ は、血圧の推定が実行される毎に変更されてもよい。また、第8の連通管FC8に対する抵抗 $R_{8,0}$ は、生体に応じた値に設定されてもよい。

[0128] また、本例では、処理部20は、第jの容器FVjに関連付けられた係数 E_j として、固定された値を用いる。jは、1から8の整数のうちの4以外の各整数を表す。なお、第jの容器FVjに関連付けられた係数 E_j は、血圧の推定が実行される毎に変更されてもよい。また、第jの容器FVjに関連付けられた係数 E_j は、生体に応じた値に設定されてもよい。

[0129] 第1実施形態の第2変形例の血圧推定装置1によれば、第1実施形態の第1変形例の血圧推定装置1と同様の作用及び効果が奏される。

[0130] 図26乃至図29は、血圧推定装置1により検出された脈拍数が図11に表されるように変化した場合における、血圧推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0131] 図26における円D92, D93, D94は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0132] 図26における曲線E92, E93, E94は、血圧推定装置1により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図26に表されるように、第1実施形態の第2変形例の血圧推定装置1によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0133] 図27における曲線E95, E96は、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図28における四角D98は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図28における円E98は、血圧推定装置1により推定された最高血圧を表す。図28に表されるように、第1実施形態の第2変形例の血圧推定装置1によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0134] 図29において、血圧測定装置により測定された血圧は、測定血圧と表されるときともに、血圧推定装置1により推定された血圧は、推定血圧と表される。図29における四角F91は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧と、血圧推定装置1により推定された最高血圧と、の関係を表す。図29における三角F92は、比較例としての血圧測定装置により測定された最低血圧と、血圧推定装置1により推定された最低血圧と、の関係を表す。図29における円F93は、比較例としての血圧測定装置により測定された平均血圧と、血圧推定装置1により推定された平均血圧と、の関係を表す。図29に表されるように、第1実施形態の第2変形例の血圧推定装置1によれば、最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧を高い精度にて推定できる。

[0135] <第1実施形態の第3変形例>

次に、第1実施形態の第3変形例の血圧推定装置について説明する。第1実施形態の第3変形例の血圧推定装置は、第1実施形態の血圧推定装置に対して、生体の心拍の大きさを表す第2パラメータに基づかずに血圧を推定する点において相違している。以下、相違点を中心として説明する。なお、第1実施形態の第3変形例の説明において、第1実施形態にて使用した符号と同じ符号を付したものは、同一又はほぼ同様のものである。

[0136] 処理部20は、時間 t における脈拍振幅 $a(t)$ に代えて、脈拍振幅 a の基準値 a_0 を用いる。換言すると、本例では、第2及び第6の容器FV2, FV6の無負荷容積 f_2, f_6 は、数式3に代わる数式33により表される。

[数33]

$$f_i(a_0, b(t), \tau(t)) = f_{i,0} \left(\frac{b(t)}{b_0} \tau(t) \right), \text{ where } i = 2, 6$$

[0137] また、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 R_4, R_8 の目標値 g_4, g_8 は、数式9に代わる数式34により表される。

[数34]

$$g_i(a_0, b(t)) = g_{i,0} \left(\frac{b(t)}{b_0} \right), \text{ where } i = 4, 8$$

[0138] 本例では、検出部10は、生体の心拍の大きさを表す第2パラメータを検出しなくてもよい。

第1実施形態の第3変形例の血压推定装置1によれば、第1実施形態の血压推定装置1と同様の作用及び効果が奏される。

[0139] 図30乃至図32は、血压推定装置1により検出された脈拍数が図11に表されるように変化した場合における、血压推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0140] 図30における円D52, D53, D54は、比較例としての血压測定装置により測定された最高血压、最低血压、及び、平均血压をそれぞれ表す。本例では、血压測定装置は、カフを用いることにより血压を測定する。

[0141] 図30における曲線E52, E53, E54は、血压推定装置1により推定された最高血压、最低血压、及び、平均血压をそれぞれ表す。図30に表されるように、第1実施形態の第3変形例の血压推定装置1によれば、血压を高い精度にて推定できる。

[0142] 図31における曲線E55, E56は、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図32における四角D58は、比較例としての血压測定装置により測定された最高血压を表す。図32における円E58は、血压推定装置1により推定された最高血压を表す。図32に表されるように、第1実施形態の第3変形例の血压推定装置1によれば、最高血压と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0143] 図33乃至図35は、血压推定装置1により検出された脈拍数が図15に表されるように変化した場合における、血压推定装置1による推定結果の一例を表す。

[0144] 図33における円D62, D63, D64は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。

本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0145] 図33における曲線E62, E63, E64は、血圧推定装置1により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図33に表されるように、第1実施形態の第3変形例の血圧推定装置1によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0146] 図34における曲線E65, E66は、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 の目標値 g_4 、及び、第4の連通管FC4に対する抵抗 R_4 をそれぞれ表す。

図35における四角D68は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図35における円E68は、血圧推定装置1により推定された最高血圧を表す。図35に表されるように、第1実施形態の第3変形例の血圧推定装置1によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0147] <第1実施形態の第4変形例>

次に、第1実施形態の第4変形例の血圧推定装置について説明する。第1実施形態の第4変形例の血圧推定装置は、第1実施形態の第3変形例の血圧推定装置に対して、抵抗を時間に対して変化させずに血圧を推定する点において相違している。以下、相違点を中心として説明する。なお、第1実施形態の第4変形例の説明において、第1実施形態にて使用した符号と同じ符号を付したものは、同一又はほぼ同様のものである。

[0148] 処理部20は、第4及び第8の連通管FC4, FC8に対する抵抗 R_4 , R_8 を、初期値 $R_{4,ini}$, $R_{8,ini}$ にそれぞれ設定するとともに、時間に対して変化させない。

第1実施形態の第4変形例の血圧推定装置1によれば、第1実施形態の血圧推定装置1と同様の作用及び効果が奏される。

[0149] 図36乃至図38は、血圧推定装置1により検出された脈拍数が図11に

表されるように変化した場合における、血圧推定装置 1 による推定結果の一例を表す。

[0150] 図 3 6 における円 D 7 2, D 7 3, D 7 4 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0151] 図 3 6 における曲線 E 7 2, E 7 3, E 7 4 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図 3 6 に表されるように、第 1 実施形態の第 4 変形例の血圧推定装置 1 によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0152] 図 3 7 における曲線 E 7 6 は、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 を表す。

図 3 8 における四角 D 7 8 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図 3 8 における円 E 7 8 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧を表す。図 3 8 に表されるように、第 1 実施形態の第 4 変形例の血圧推定装置 1 によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0153] 図 3 9 乃至図 4 1 は、血圧推定装置 1 により検出された脈拍数が図 1 5 に表されるように変化した場合における、血圧推定装置 1 による推定結果の一例を表す。

[0154] 図 3 9 における円 D 8 2, D 8 3, D 8 4 は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。本例では、血圧測定装置は、カフを用いることにより血圧を測定する。

[0155] 図 3 9 における曲線 E 8 2, E 8 3, E 8 4 は、血圧推定装置 1 により推定された最高血圧、最低血圧、及び、平均血圧をそれぞれ表す。図 3 9 に表されるように、第 1 実施形態の第 4 変形例の血圧推定装置 1 によれば、血圧を高い精度にて推定できる。

[0156] 図 4 0 における曲線 E 8 6 は、第 4 の連通管 F C 4 に対する抵抗 R_4 を表す。

図４１における四角Ｄ８８は、比較例としての血圧測定装置により測定された最高血圧を表す。図４１における円Ｅ８８は、血圧推定装置１により推定された最高血圧を表す。図４１に表されるように、第１実施形態の第４変形例の血圧推定装置１によれば、最高血圧と脈拍数との関係を高い精度にて推定できる。

[0157] なお、本発明は、上述した実施形態に限定されない。例えば、上述した実施形態に、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内において当業者が理解し得る様々な変更が加えられてよい。例えば、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内において、上述した実施形態の他の変形例として、上述した実施形態及び変形例の任意の組み合わせが採用されてもよい。

符号の説明

- [0158] １ 血圧推定装置
- １０ 検出部
- ２０ 処理部
- ２１ 処理装置
- ２２ 記憶装置
- ２３ 入力装置
- ２４ 出力装置
- ２０１ 記憶部
- ２０２ 決定部
- ２０３ 推定部
- ＢＵ バス
- ＦＣ１～ＦＣ８ 連通管
- ＦＶ１～ＦＶ８ 容器

請求の範囲

- [請求項1] 生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータを検出する検出部と、
- 弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、前記生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、前記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、前記検出された第1パラメータに基づいて決定し、前記決定された変化と、前記数理モデルと、に基づいて、前記血液が有する圧力を推定する処理部と、
- を備える、血圧推定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の血圧推定装置であって、
- 前記処理部は、前記複数の容器のうちの、互いに連結された一対の容器間の前記流体の流量に対する、当該一対の容器における前記流体が有する圧力の容器間の差の比である抵抗を、前記検出された第1パラメータに基づいて決定し、前記決定された抵抗に基づいて、前記血液が有する圧力を推定する、血圧推定装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の血圧推定装置であって、
- 前記処理部は、前記抵抗の目標値を、前記検出された第1パラメータに基づいて決定し、前記抵抗が、前記決定された目標値に遅延を伴って近づくように前記抵抗の前記決定を行なう、血圧推定装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の血圧推定装置であって、
- 前記検出部は、前記心拍の大きさを表す第2パラメータを検出し、
- 前記処理部は、前記検出された第2パラメータに基づいて前記目標値の前記決定を行なう、血圧推定装置。
- [請求項5] 請求項1乃至請求項4のいずれか一項に記載の血圧推定装置であって、
- 前記検出部は、前記心拍の大きさを表す第2パラメータを検出し、
- 前記処理部は、前記検出された第2パラメータに基づいて、前記容

積の時間に対する変化の前記決定を行なう、血圧推定装置。

[請求項6]

請求項3に記載の血圧推定装置であって、

前記処理部は、前記検出された第1パラメータに基づいて、前記心拍の大きさを表す第2パラメータを推定し、前記推定された第2パラメータに基づいて前記目標値の前記決定を行なう、血圧推定装置。

[請求項7]

請求項1乃至請求項6のいずれか一項に記載の血圧推定装置であって、

前記処理部は、前記検出された第1パラメータに基づいて、前記心拍の大きさを表す第2パラメータを推定し、前記推定された第2パラメータに基づいて、前記容積の時間に対する変化の前記決定を行なう、血圧推定装置。

[請求項8]

請求項6又は請求項7に記載の血圧推定装置であって、

前記処理部は、前記第2パラメータの目標値を、前記検出された第1パラメータに基づいて決定し、前記第2パラメータが、前記決定された目標値に遅延を伴って近づくように前記第2パラメータの前記推定を行なう、血圧推定装置。

[請求項9]

請求項1乃至請求項8のいずれか一項に記載の血圧推定装置であって、

前記複数の容器は、左心房、左心室、大動脈及び大動脈よりも下流側の動脈、大静脈及び大静脈よりも上流側の静脈、右心房、右心室、肺動脈、並びに、肺静脈をそれぞれ表す8個の容器を含む、血圧推定装置。

[請求項10]

弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、前記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、前記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決定する決定部と、

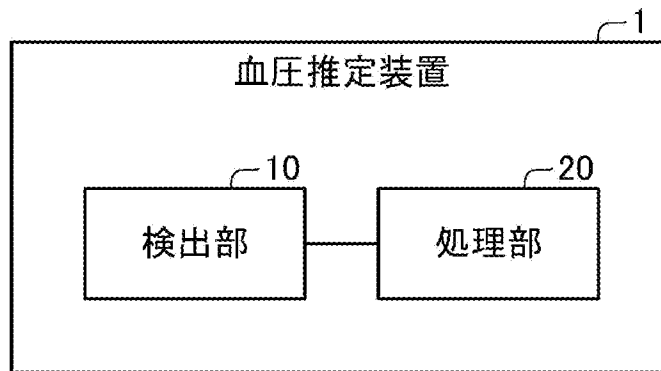
前記決定された変化と、前記数理モデルと、に基づいて、前記血液

が有する圧力を推定する推定部と、
を備える、情報処理装置。

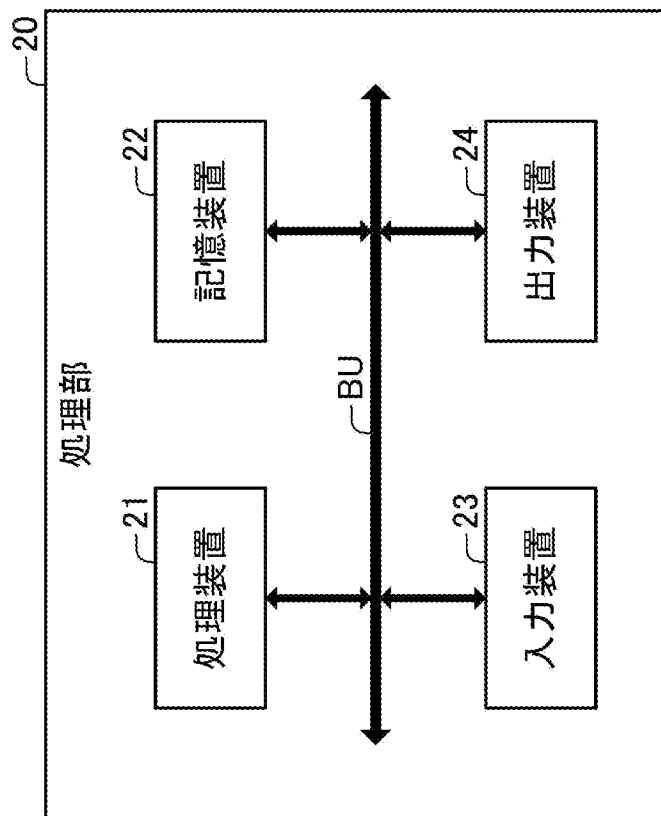
[請求項11] 弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、前記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、前記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決定し、
前記決定された変化と、前記数理モデルと、に基づいて、前記血液が有する圧力を推定する、血圧推定方法。

[請求項12] 弾性変形する複数の容器が環状に連結された流路を流れる流体によって、生体の循環器系を流れる血液を表す数理モデルにおける、前記複数の容器のうちの少なくとも1つの容器の容積の時間に対する変化を、検出された、前記生体の心拍の周期の長さである周期長を表す第1パラメータに基づいて決定し、
前記決定された変化と、前記数理モデルと、に基づいて、前記血液が有する圧力を推定する、処理をコンピュータに実行させる血圧推定プログラム。

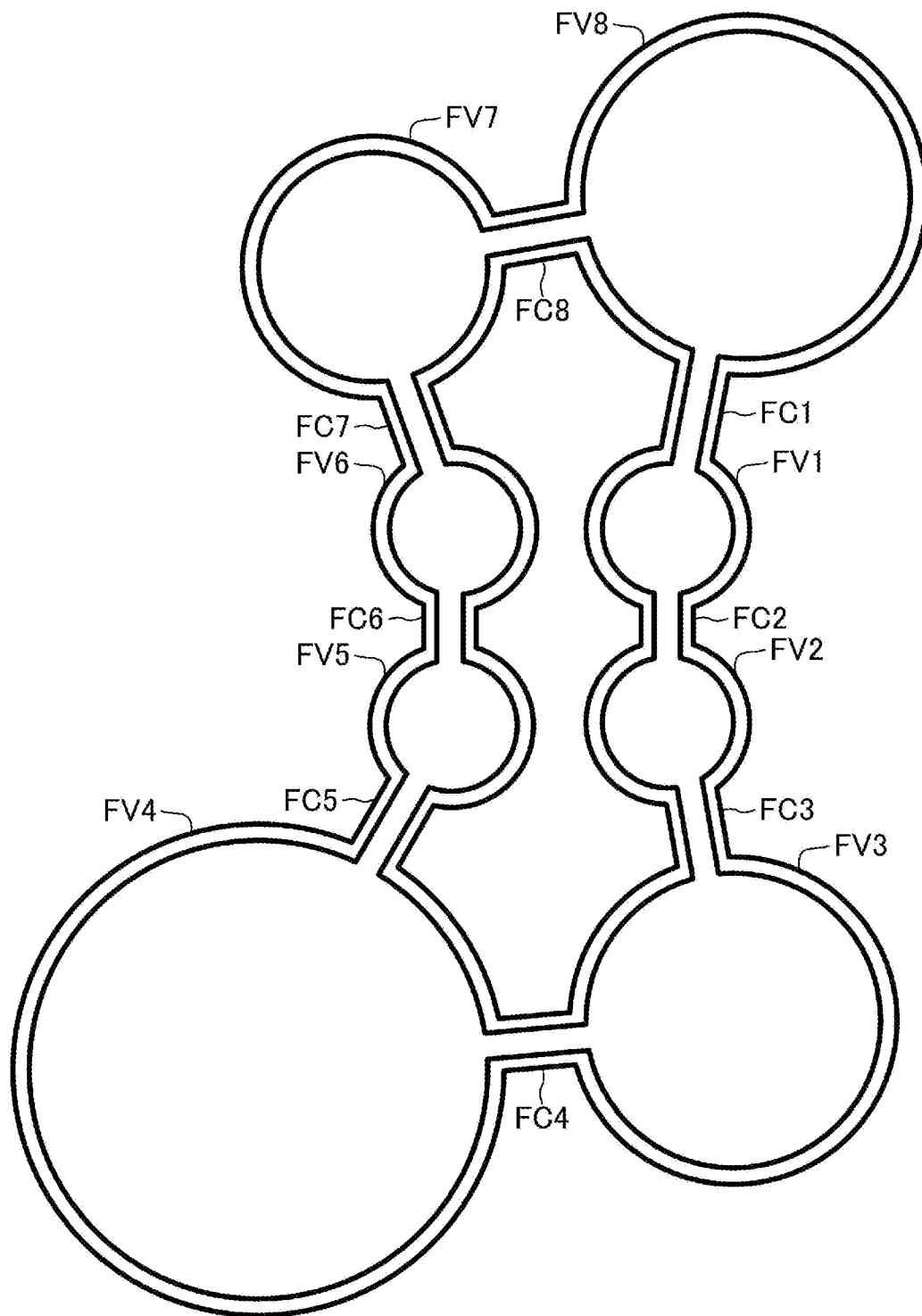
[図1]



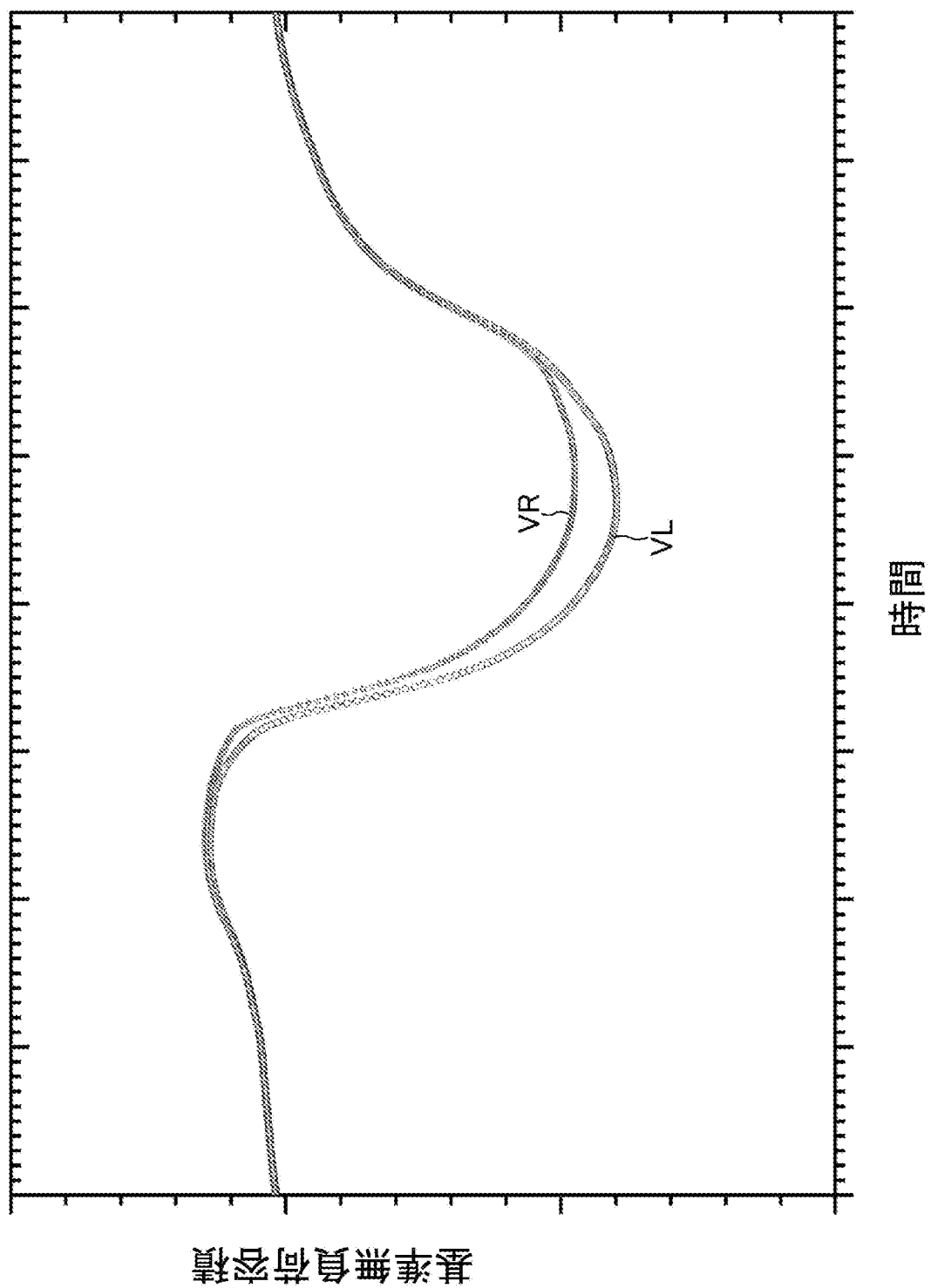
[図2]



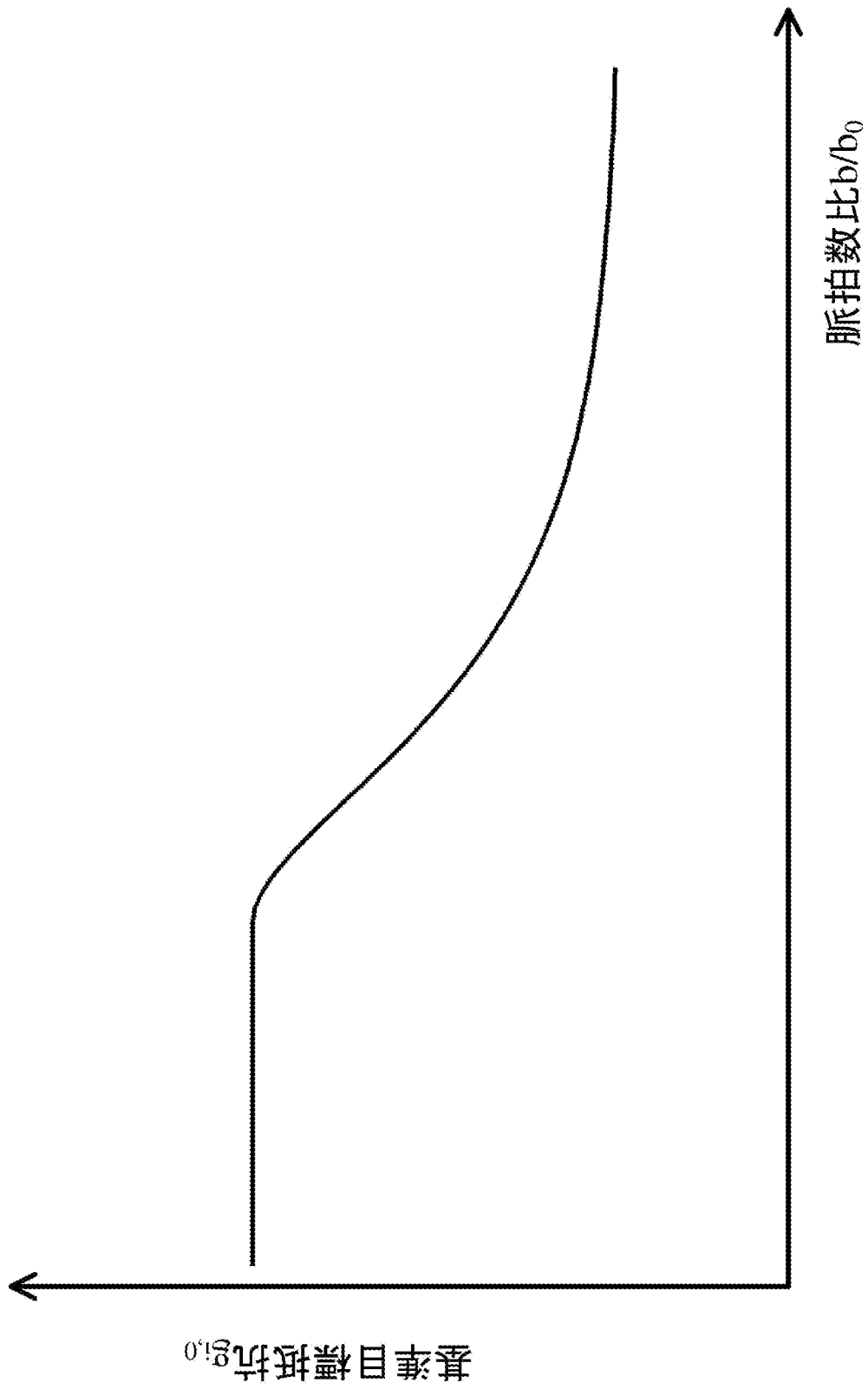
[図3]



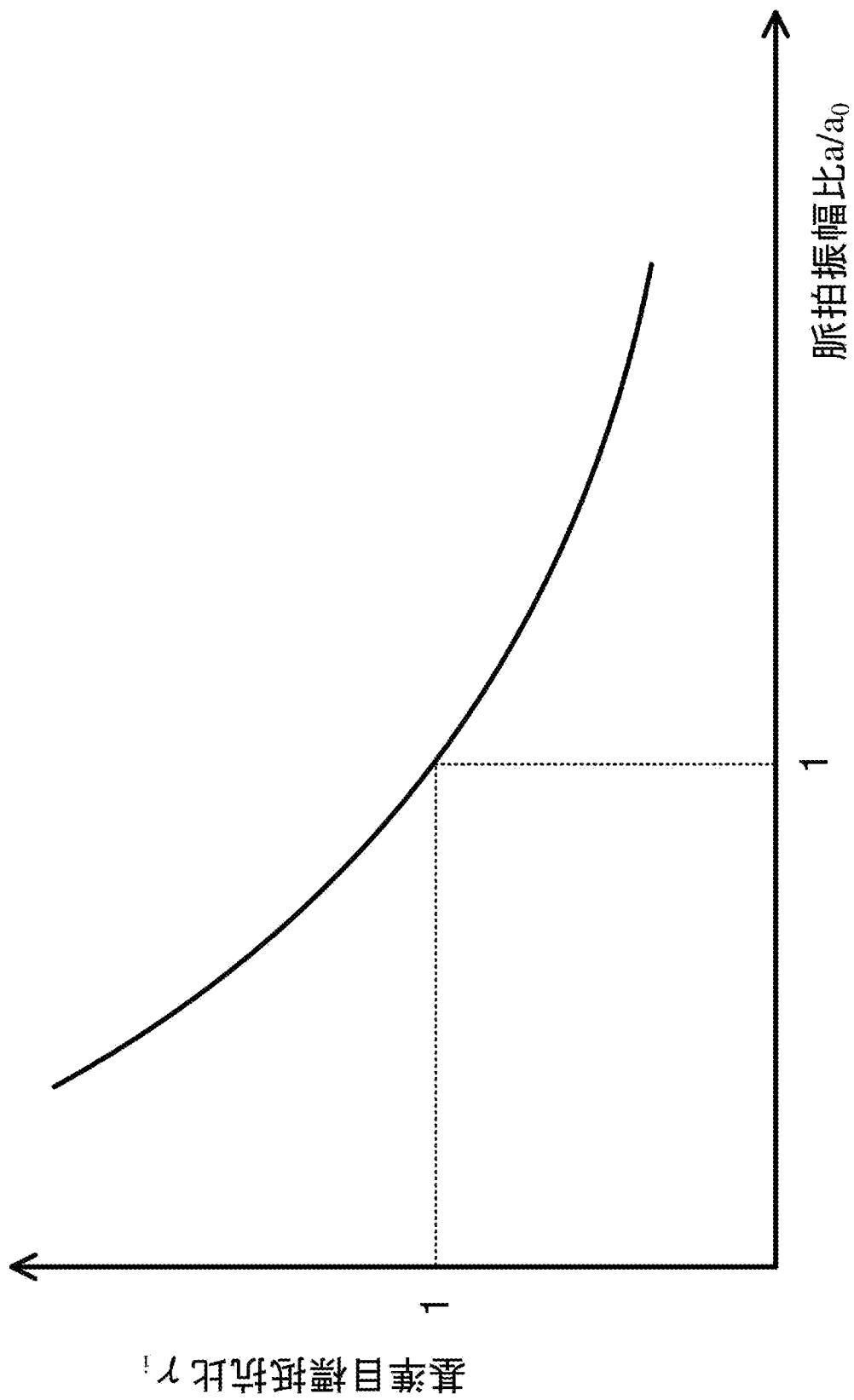
[図4]



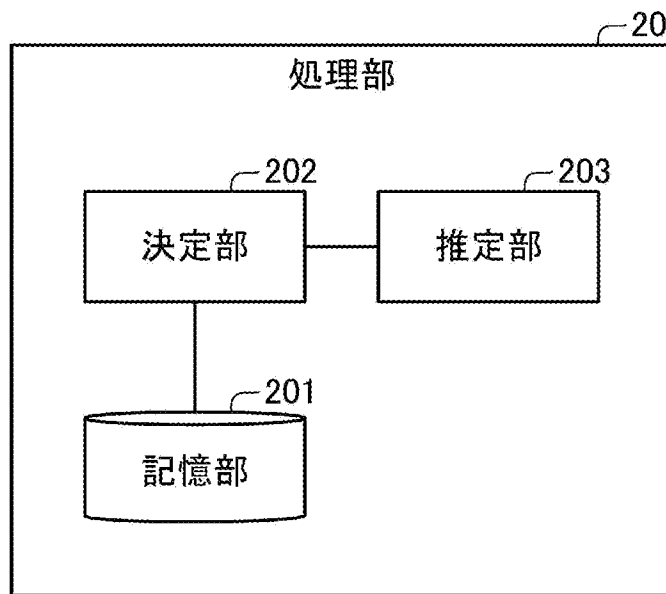
[図5]



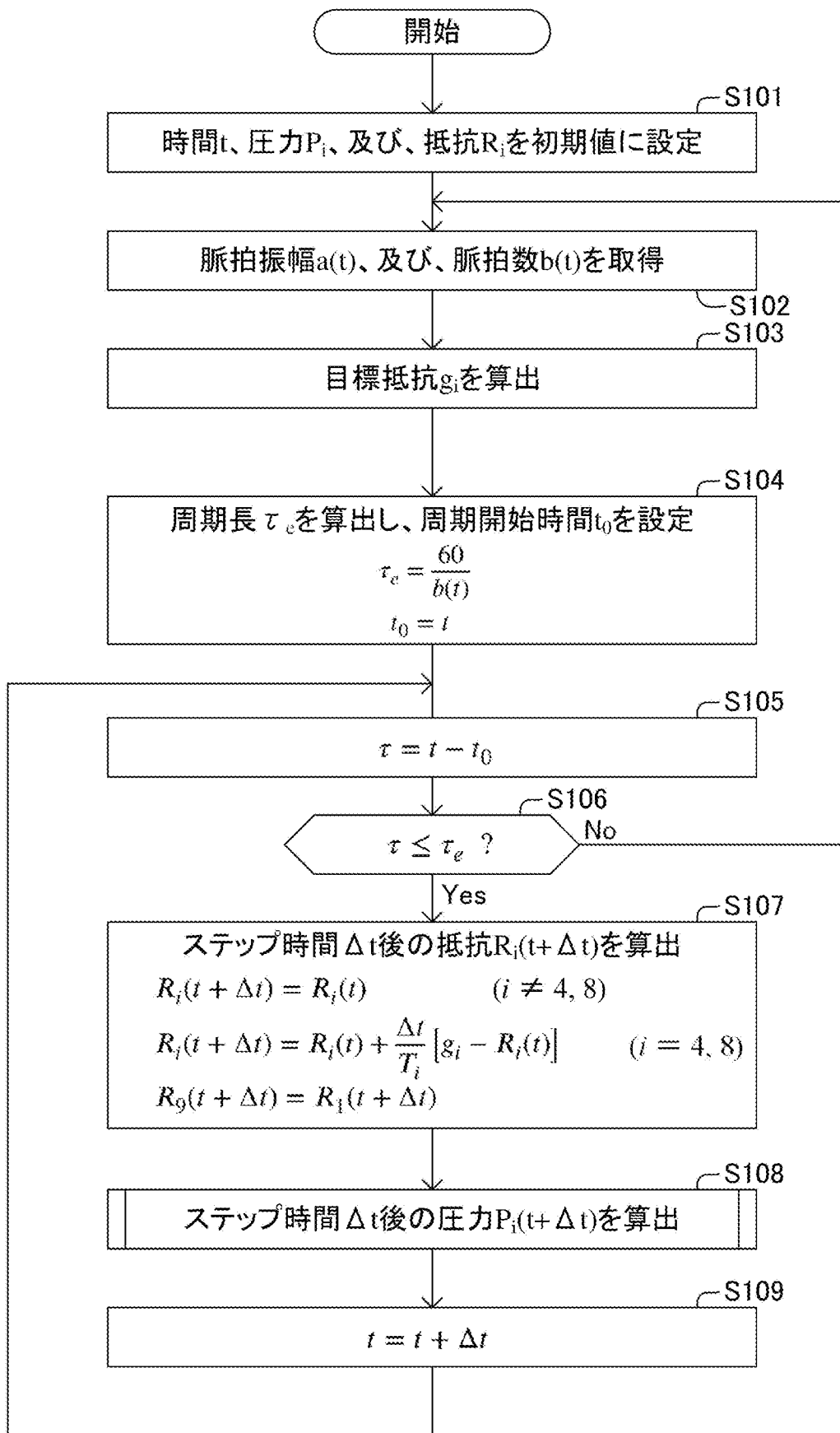
[図6]



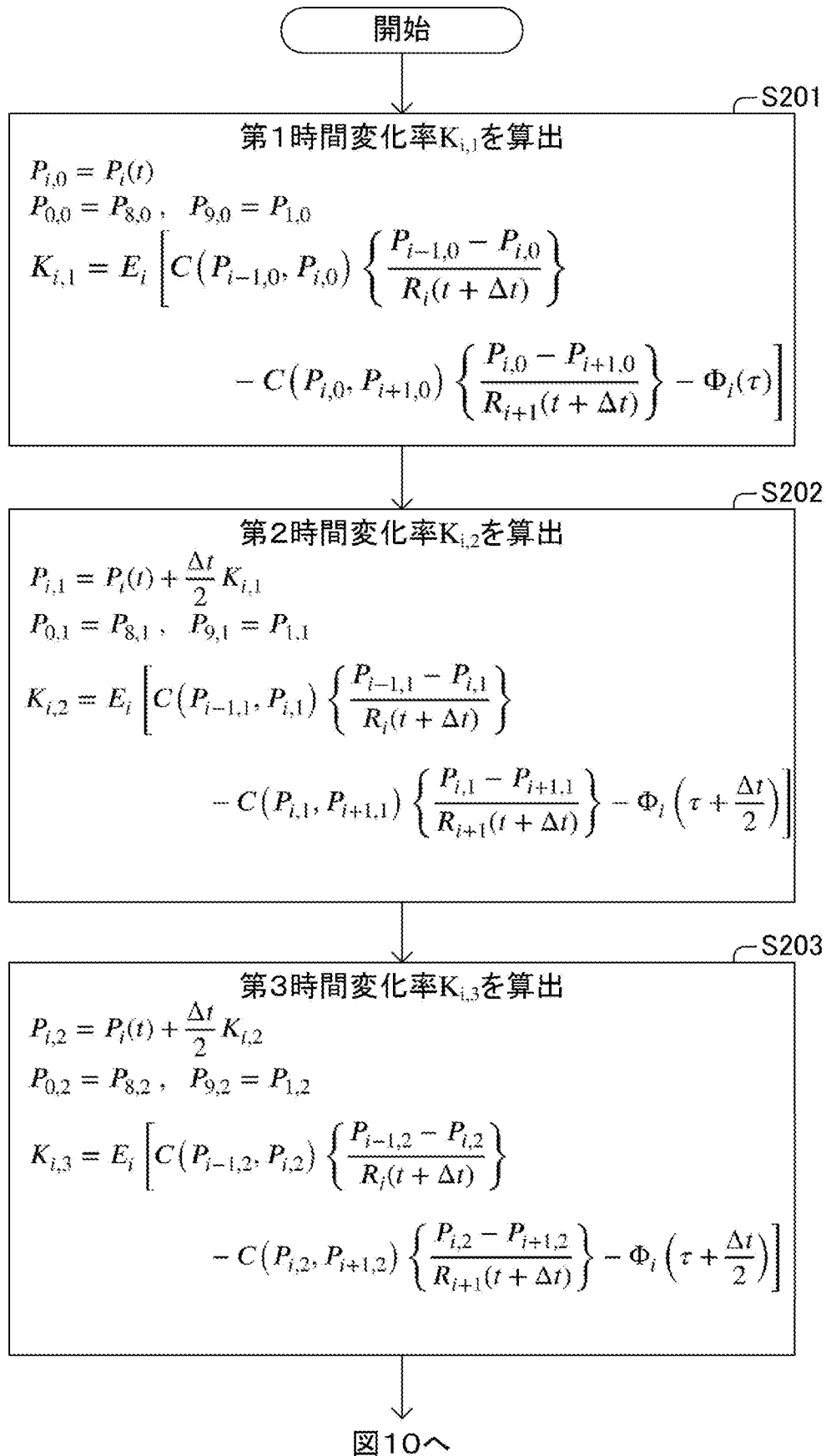
[図7]



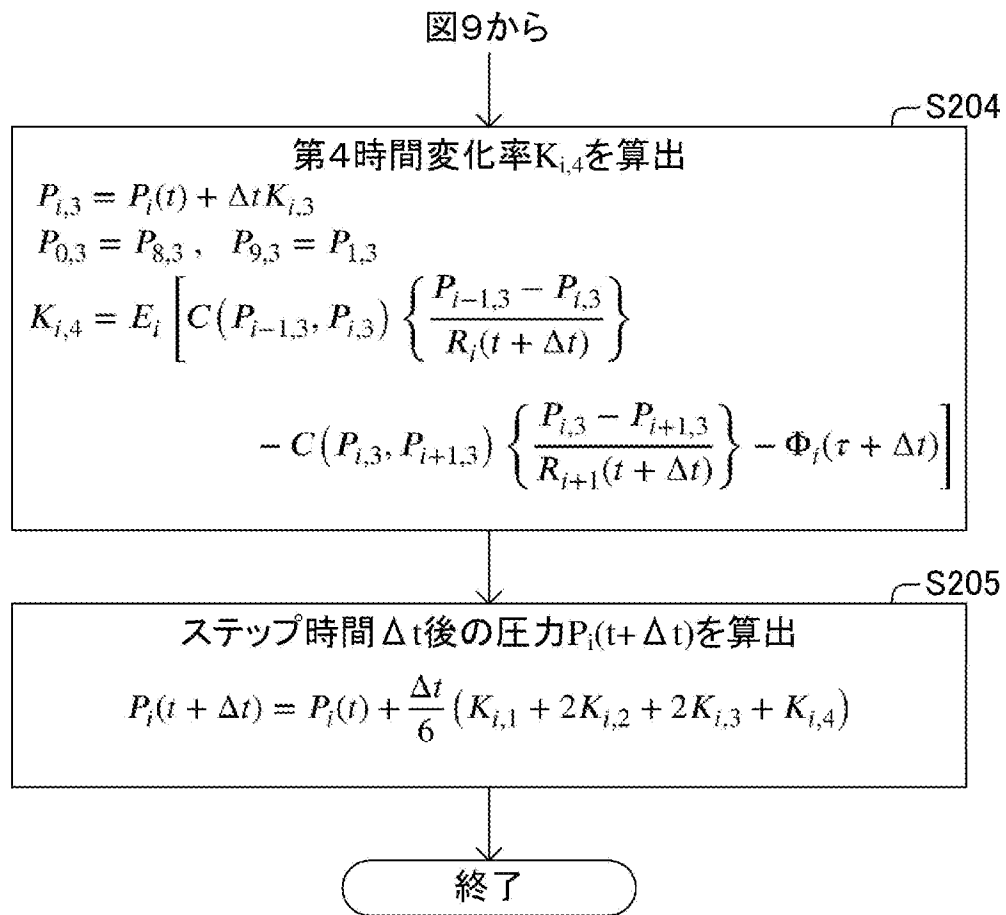
[図8]



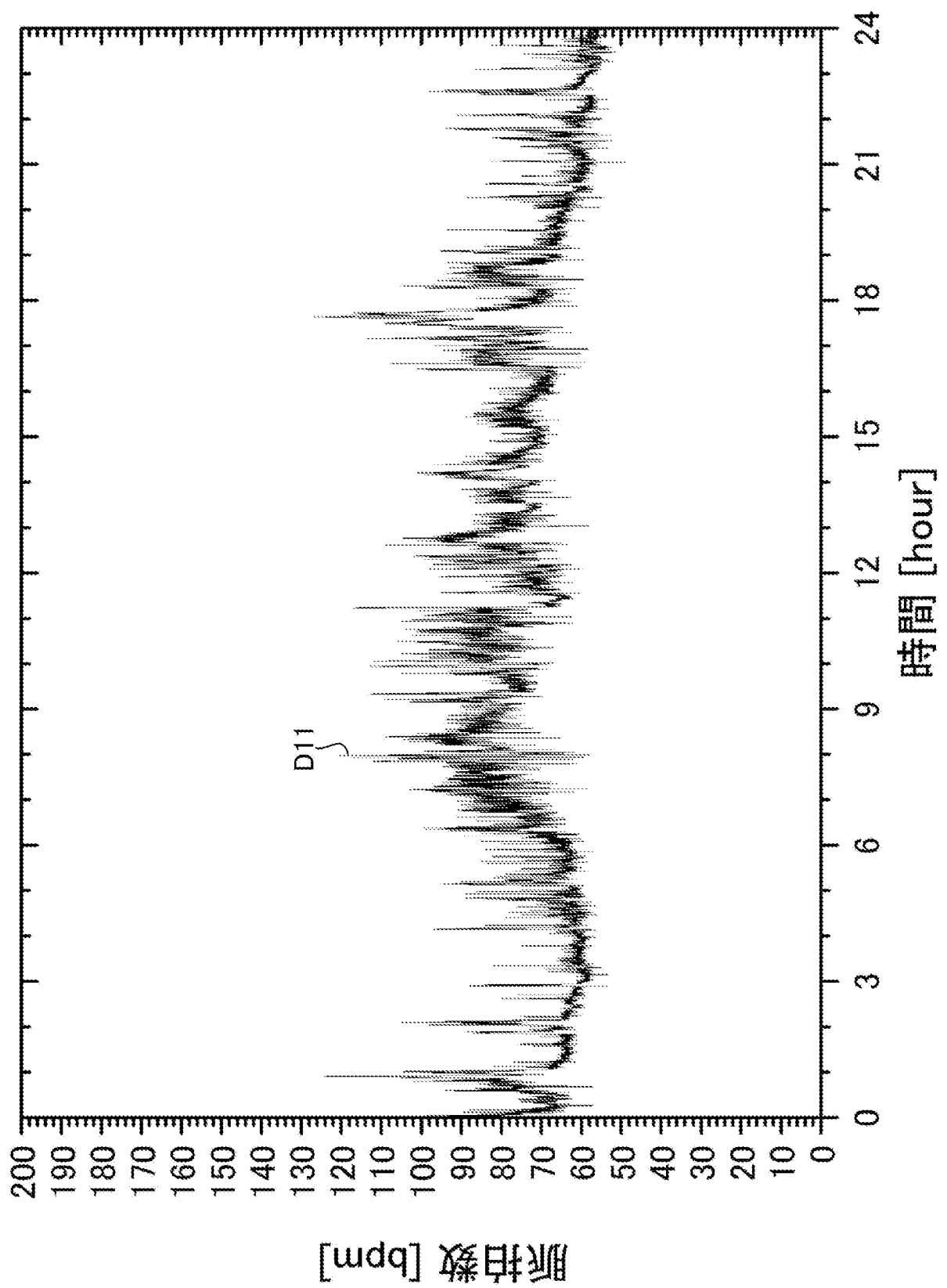
[図9]



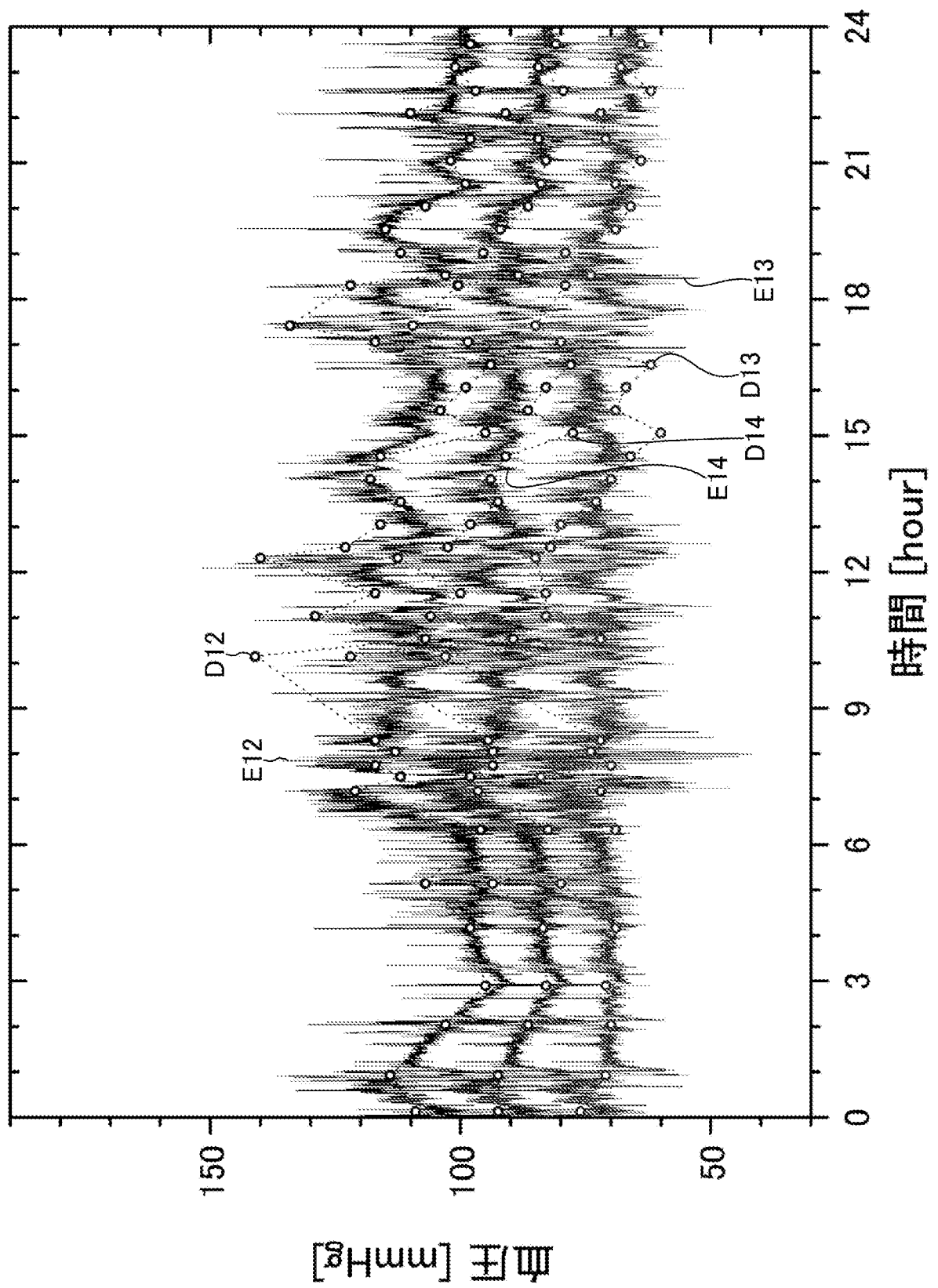
[図10]



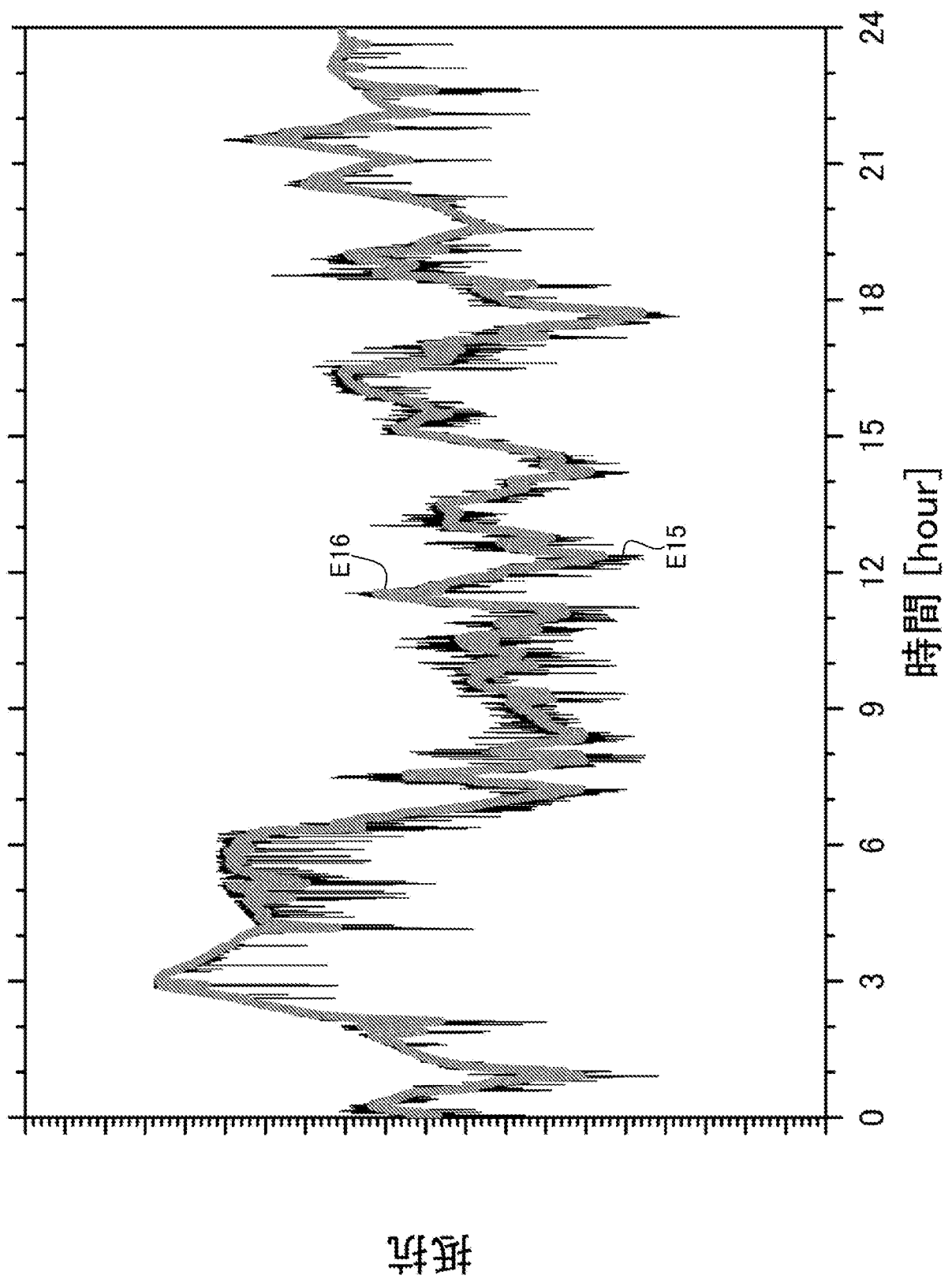
[図11]



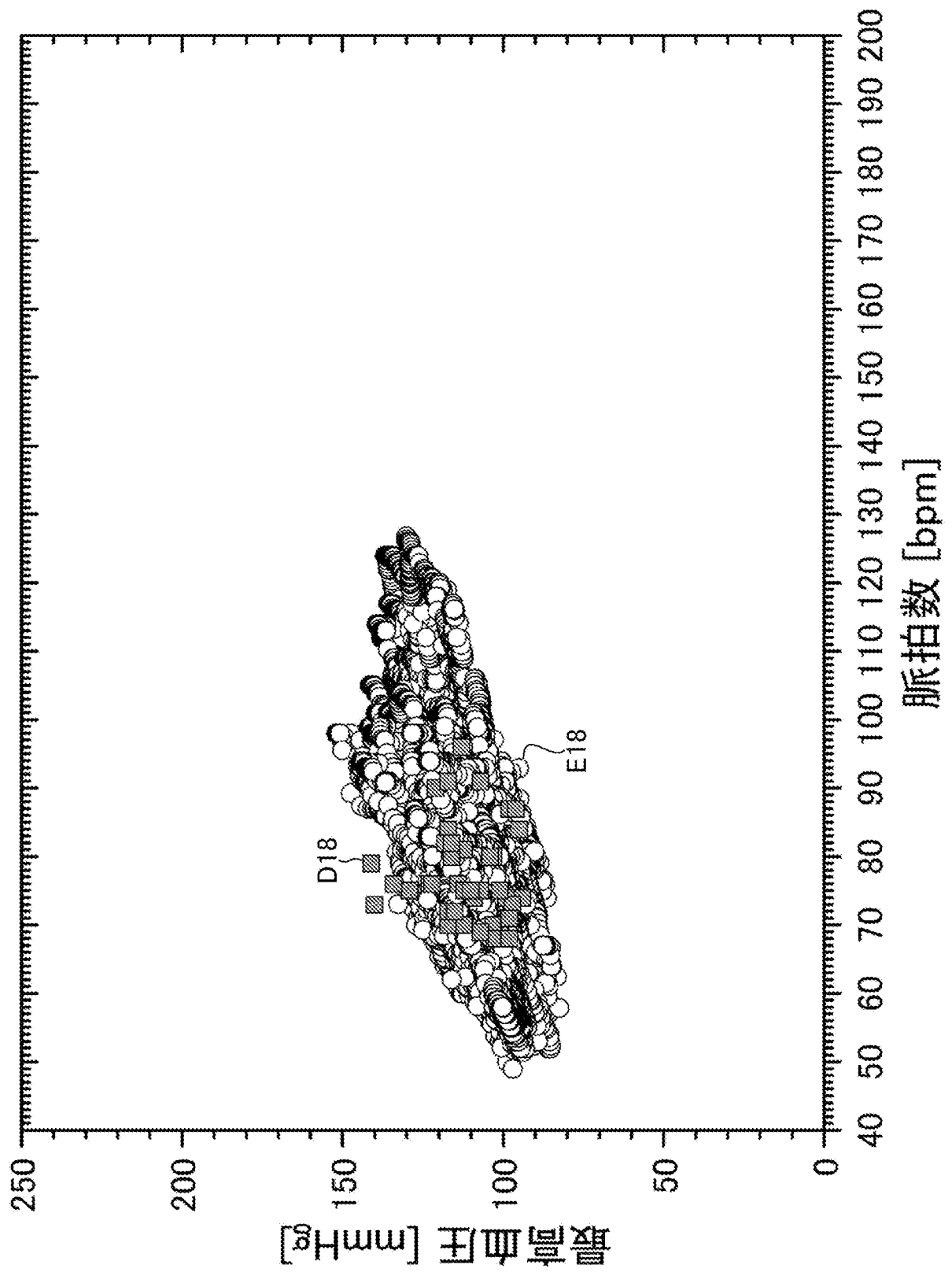
[図12]



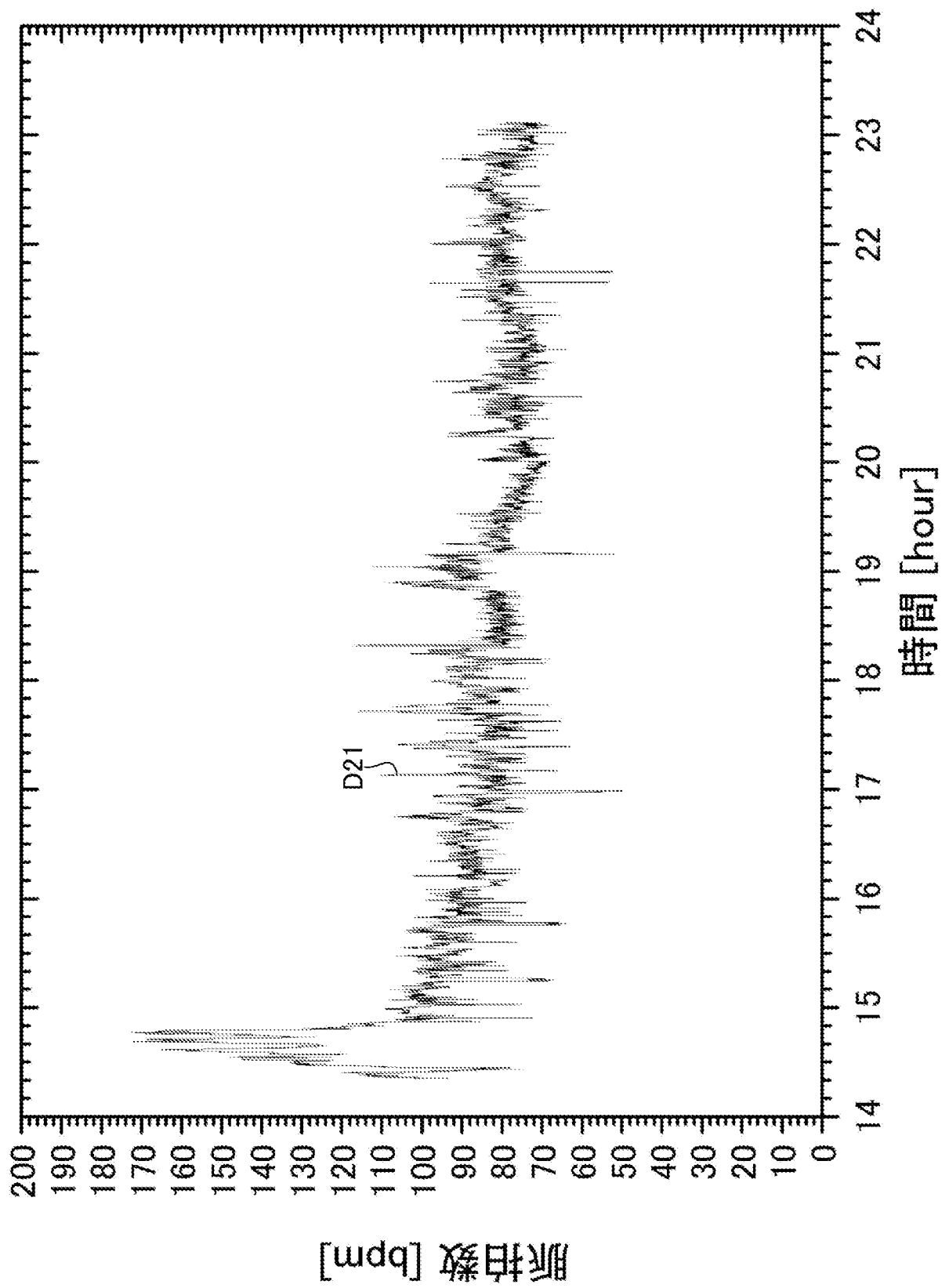
[図13]



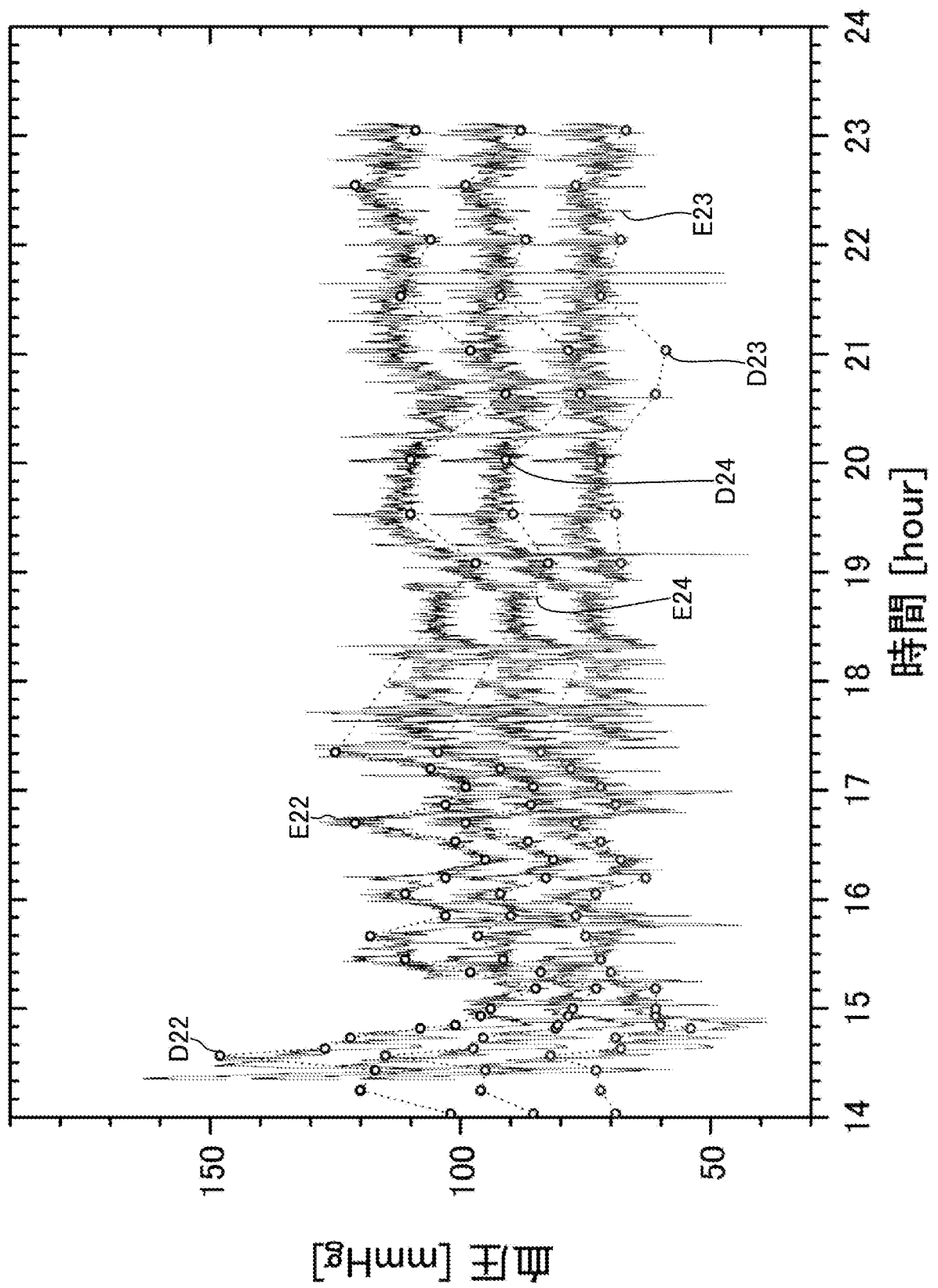
[図14]



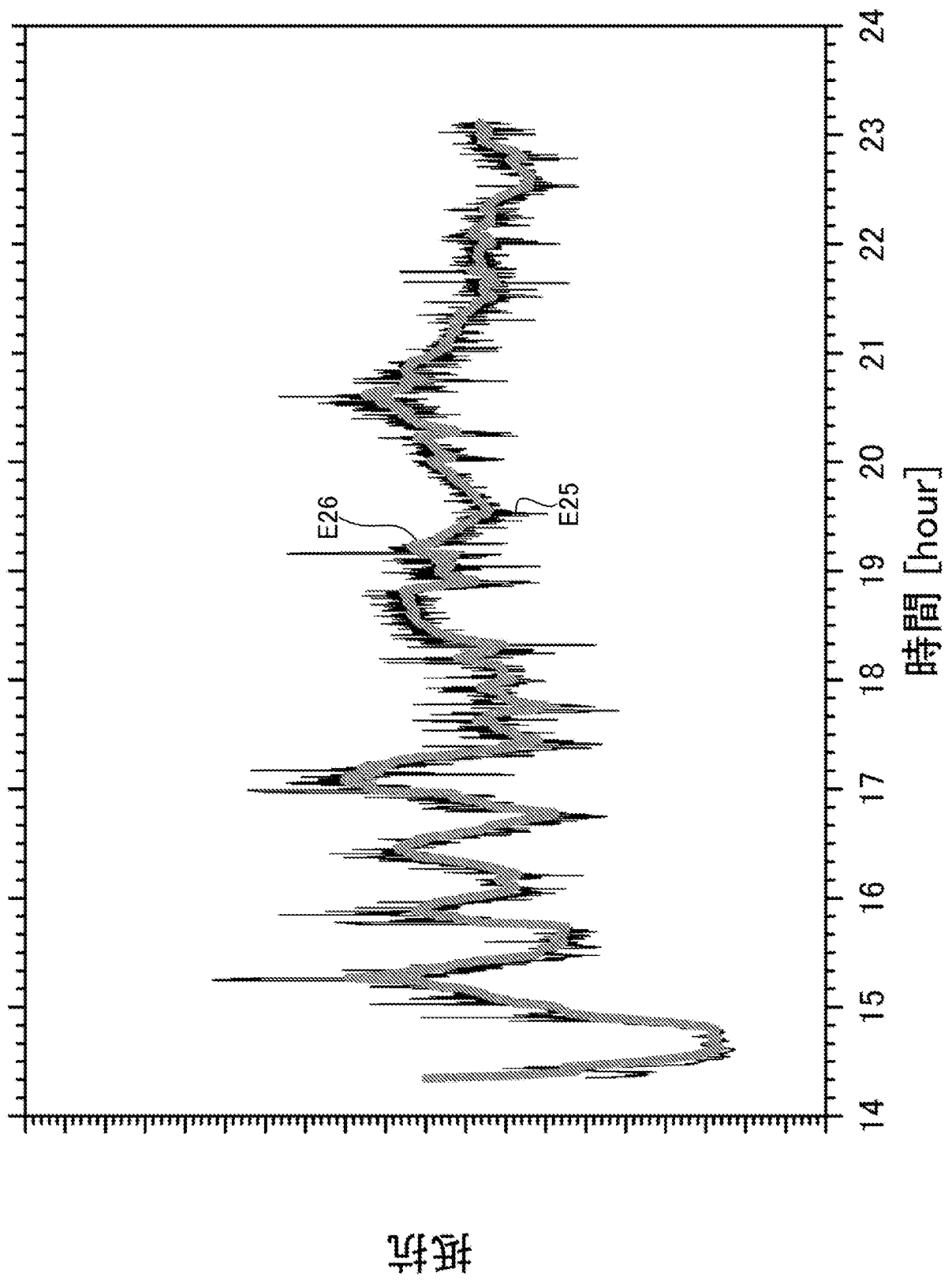
[図15]



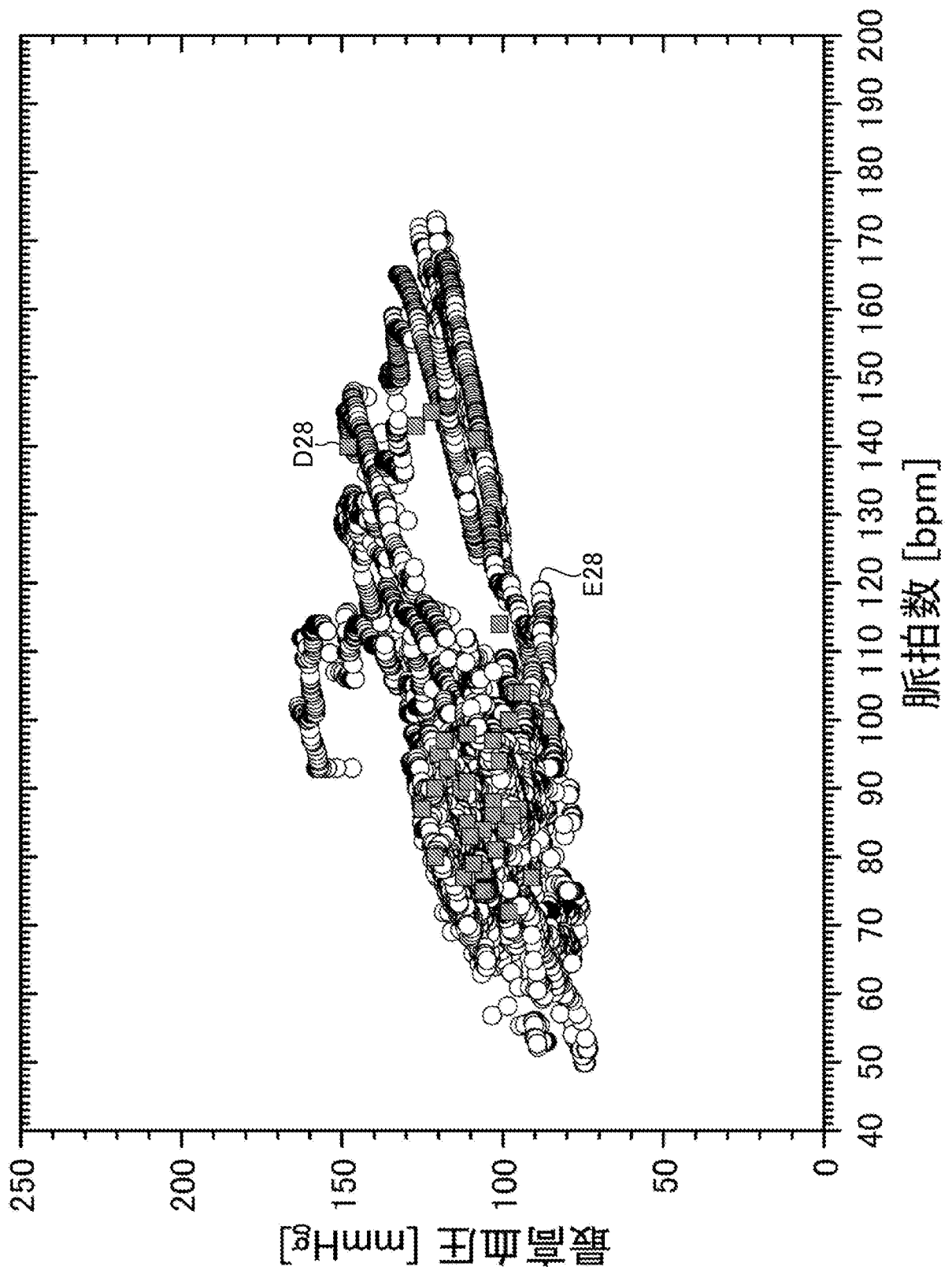
[図16]



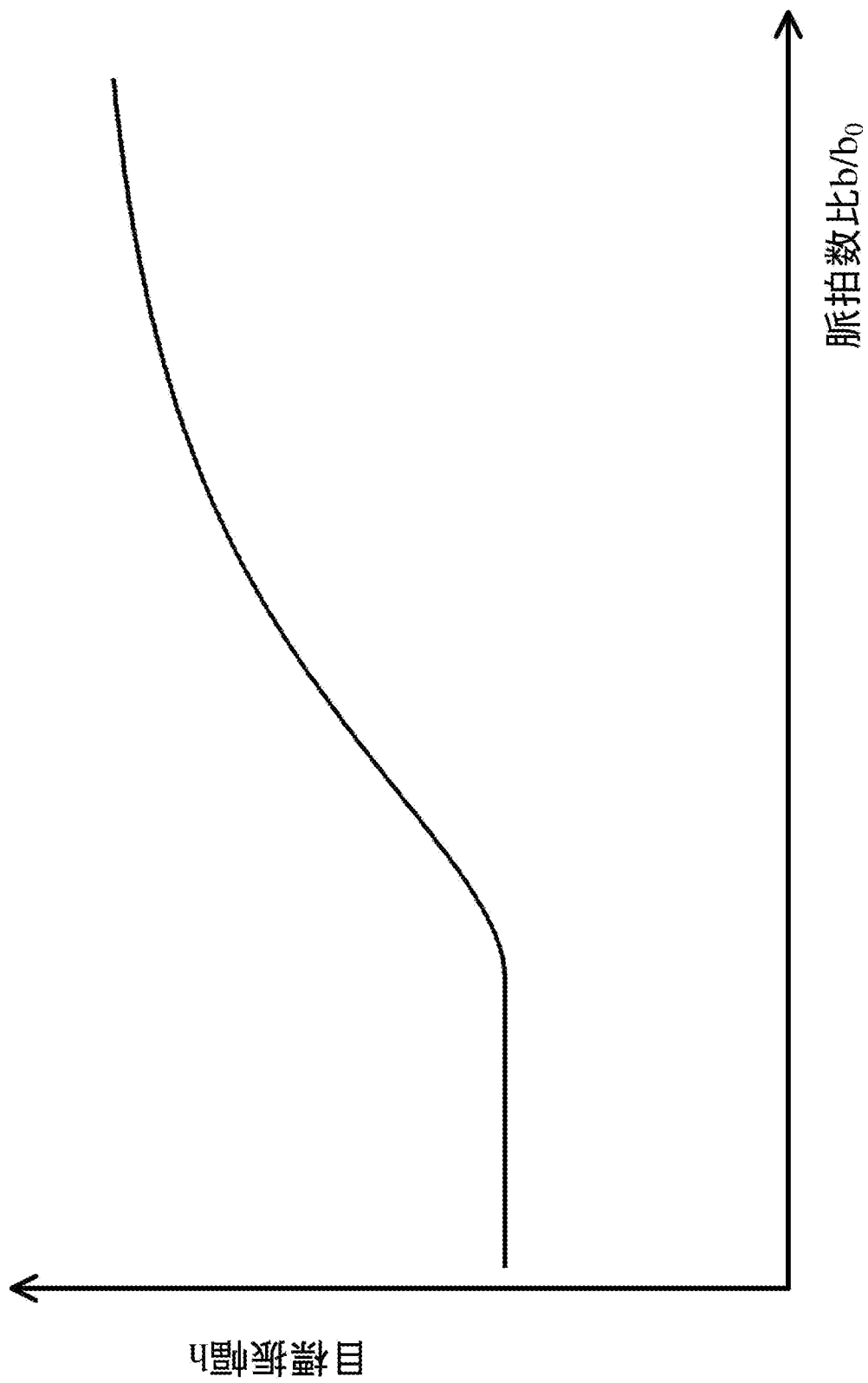
[図17]



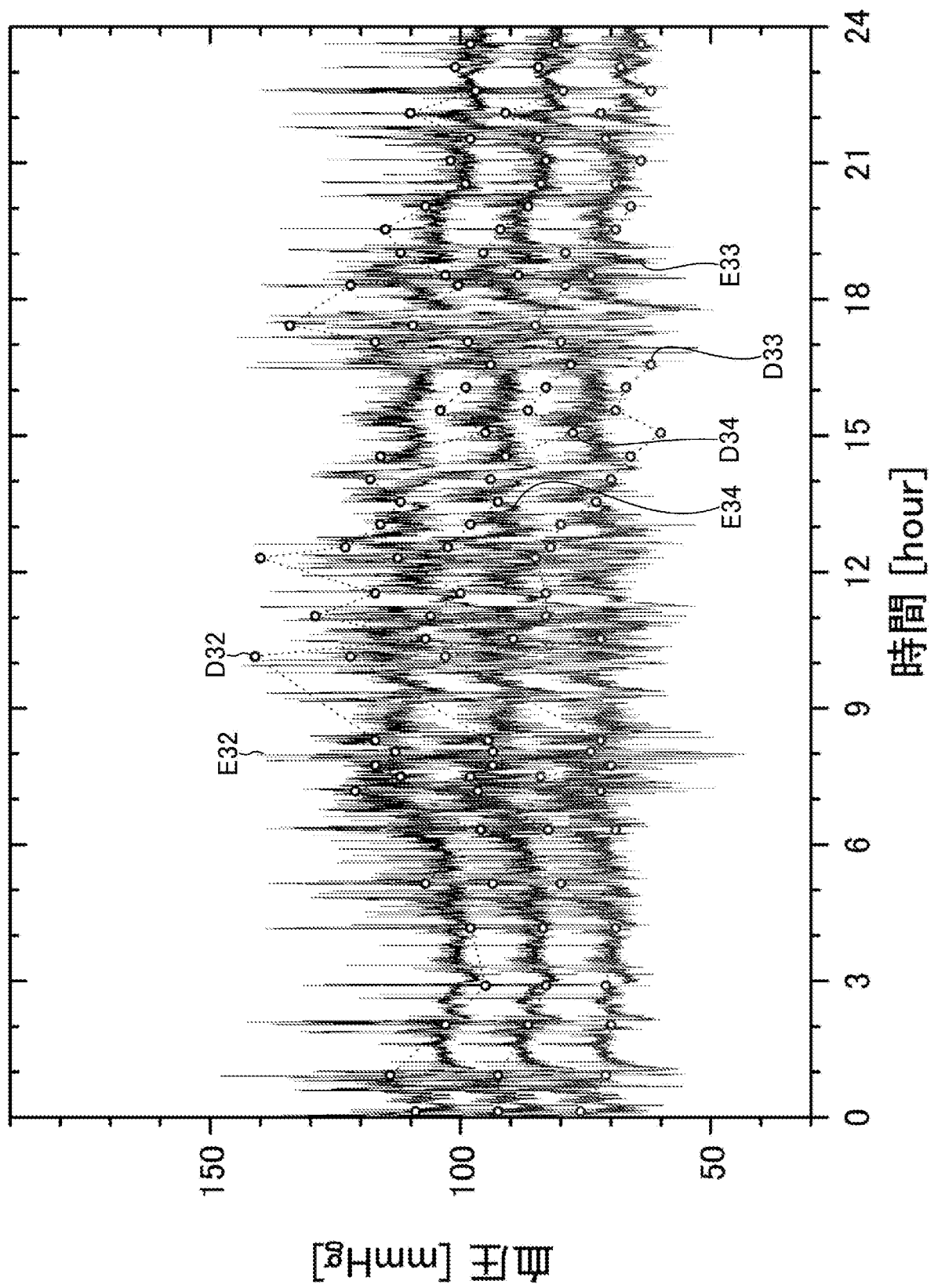
[図18]



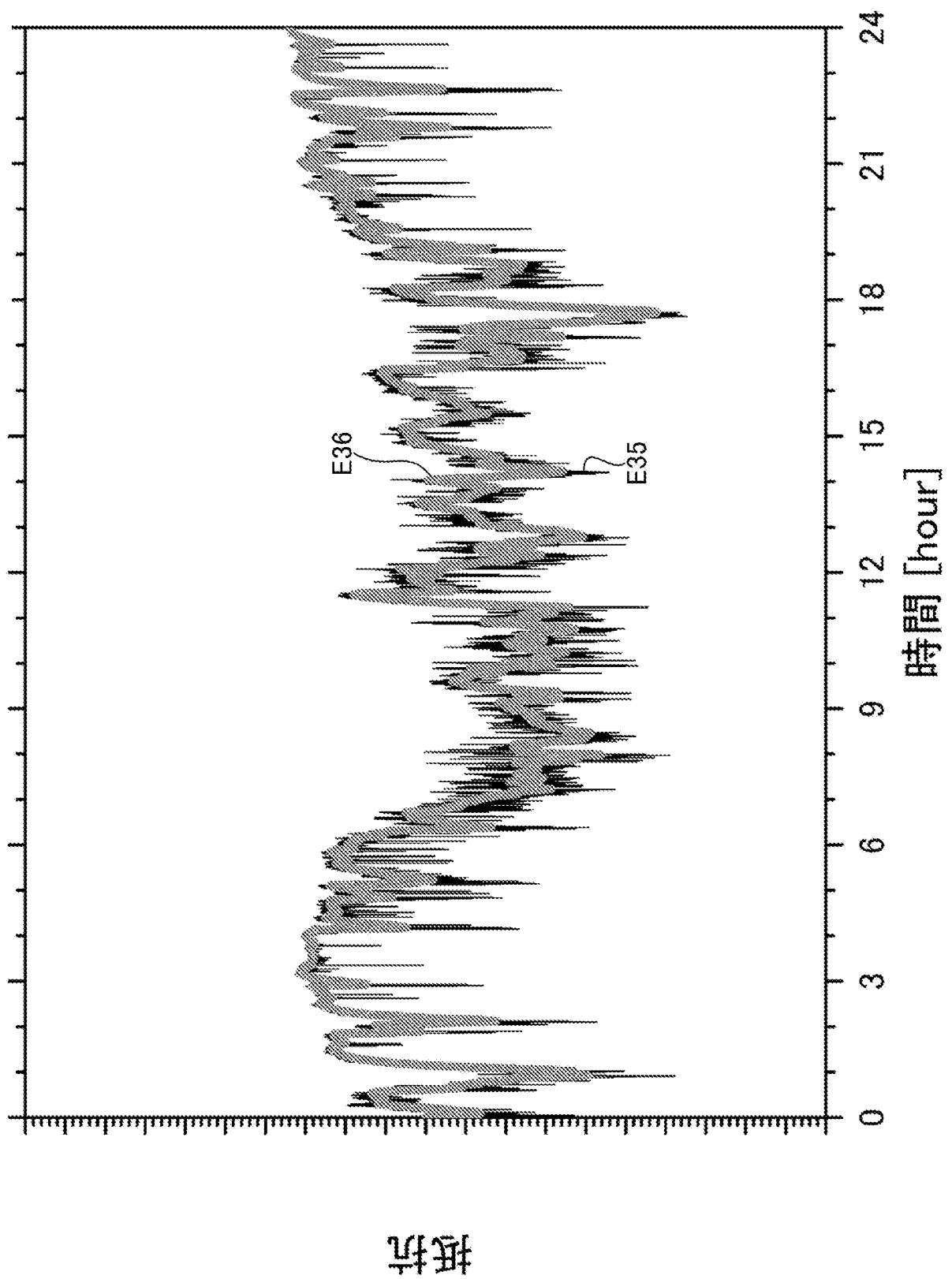
[図19]



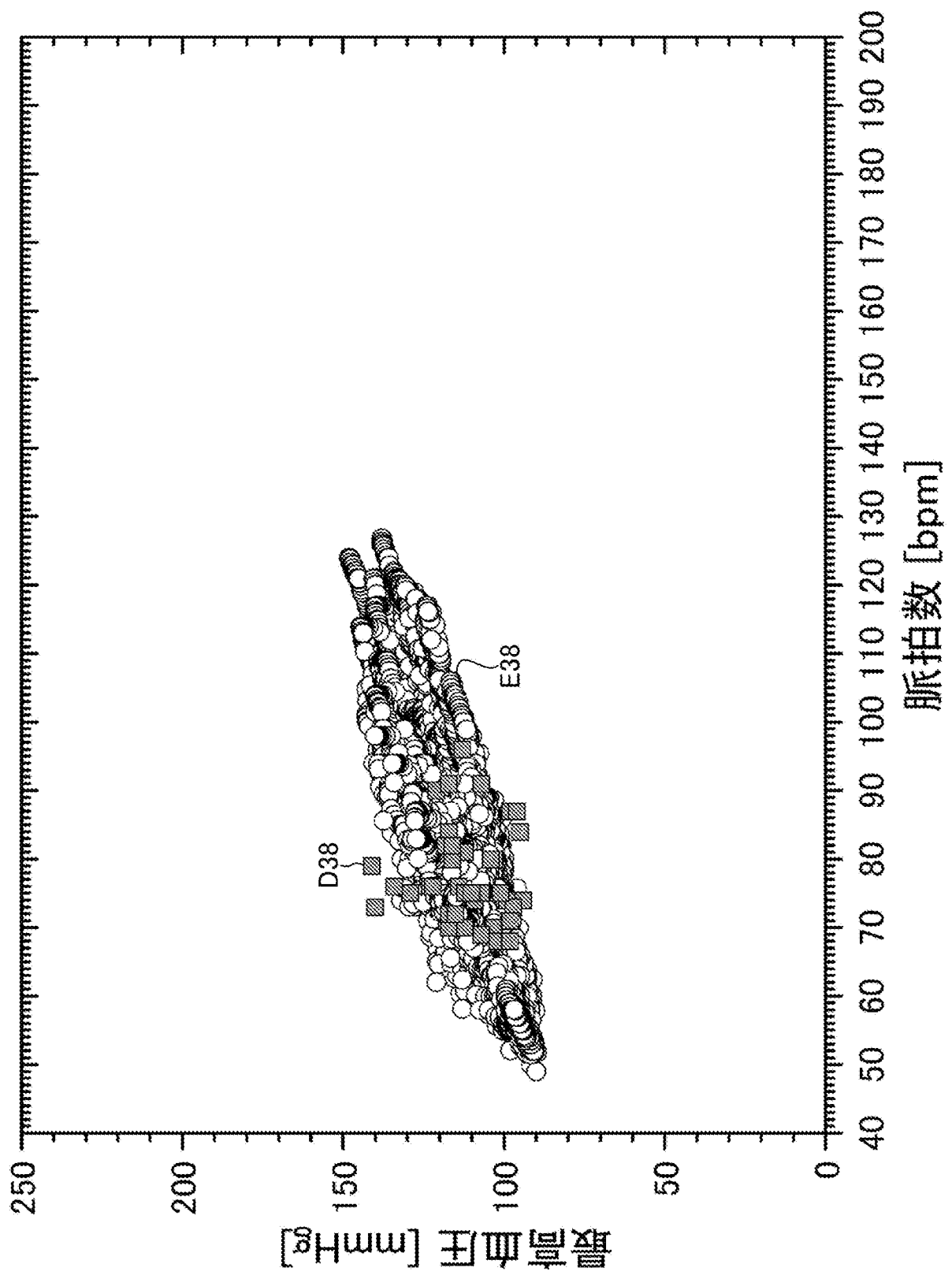
[図20]



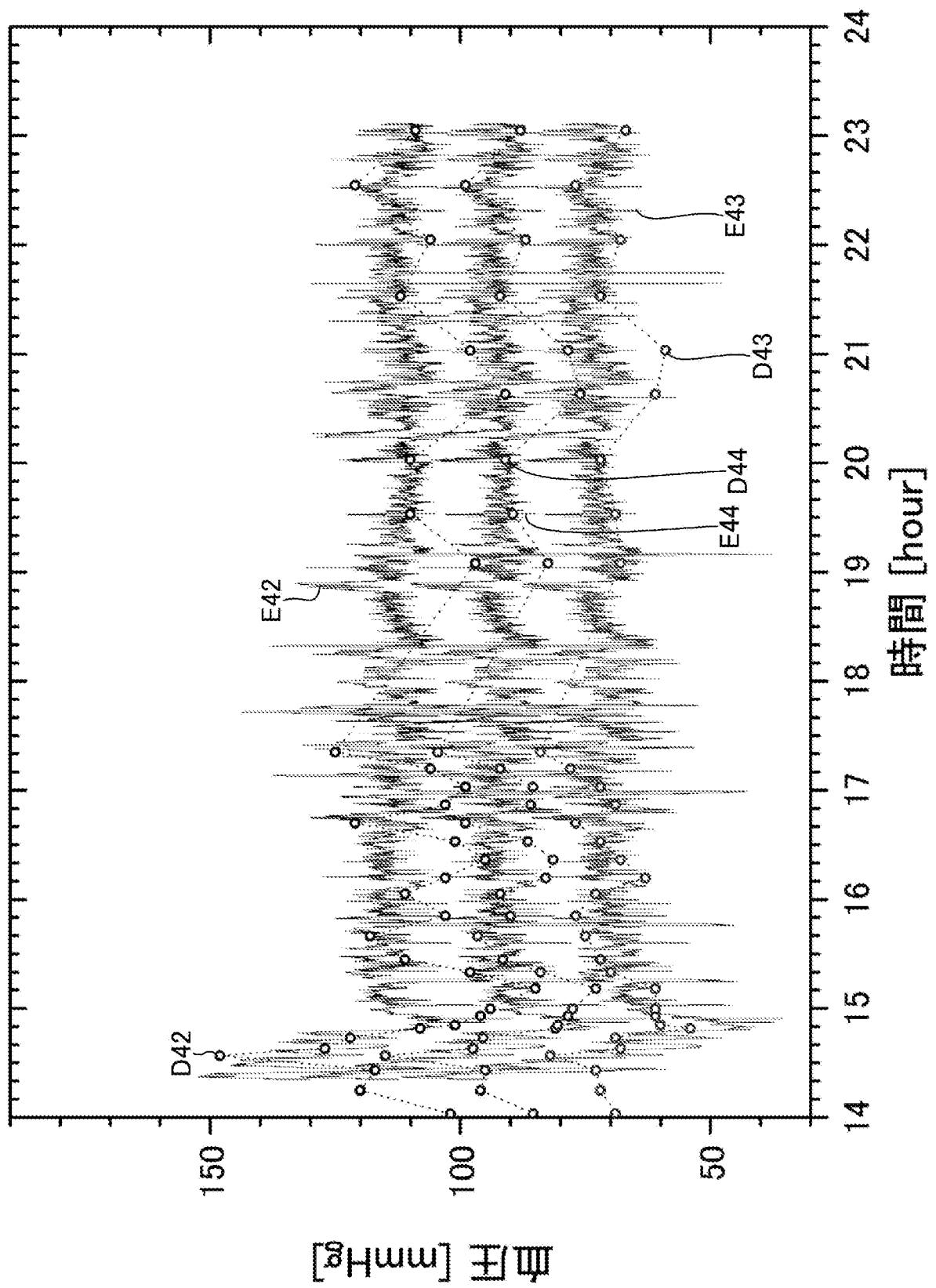
[図21]



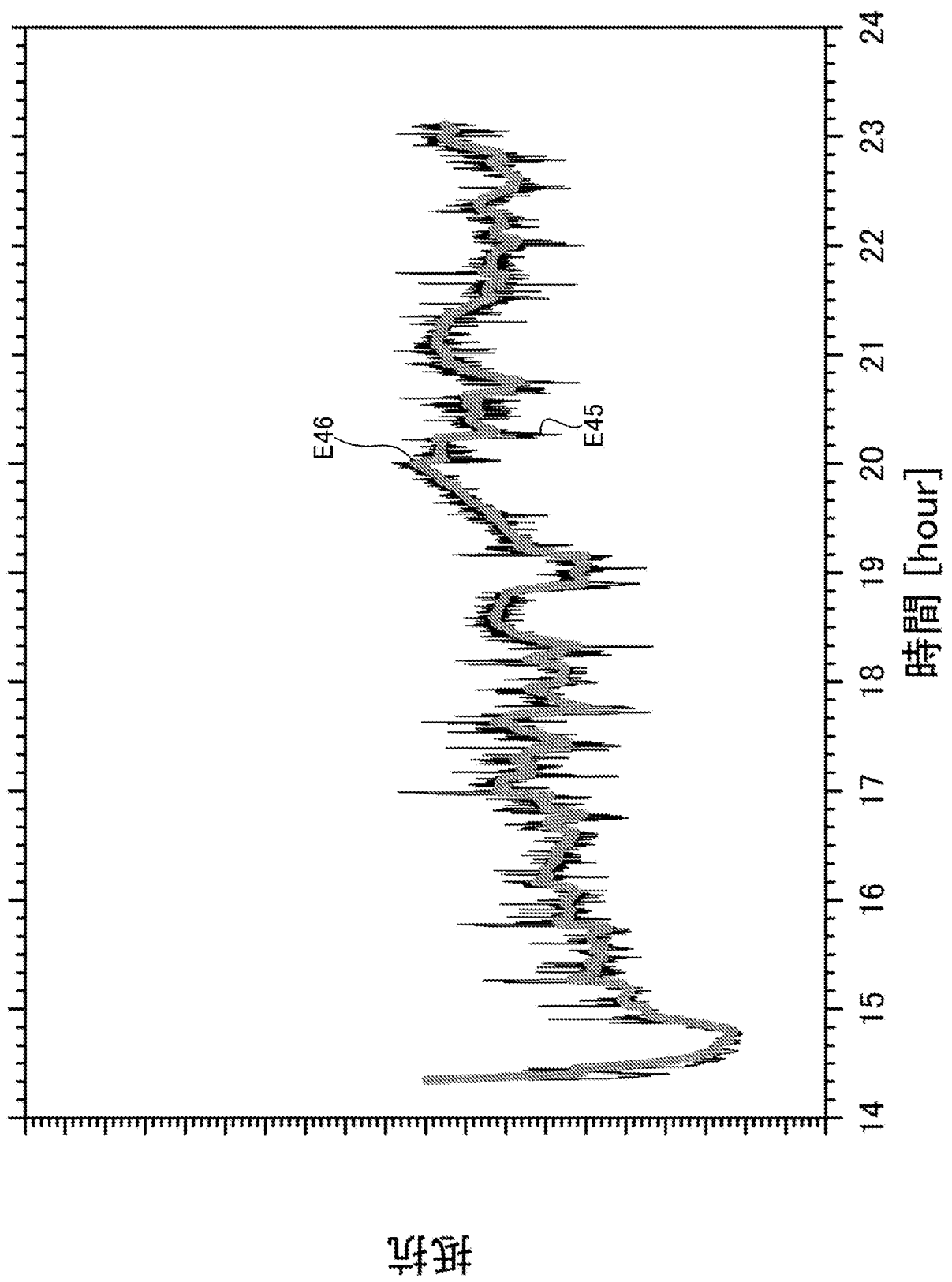
[図22]



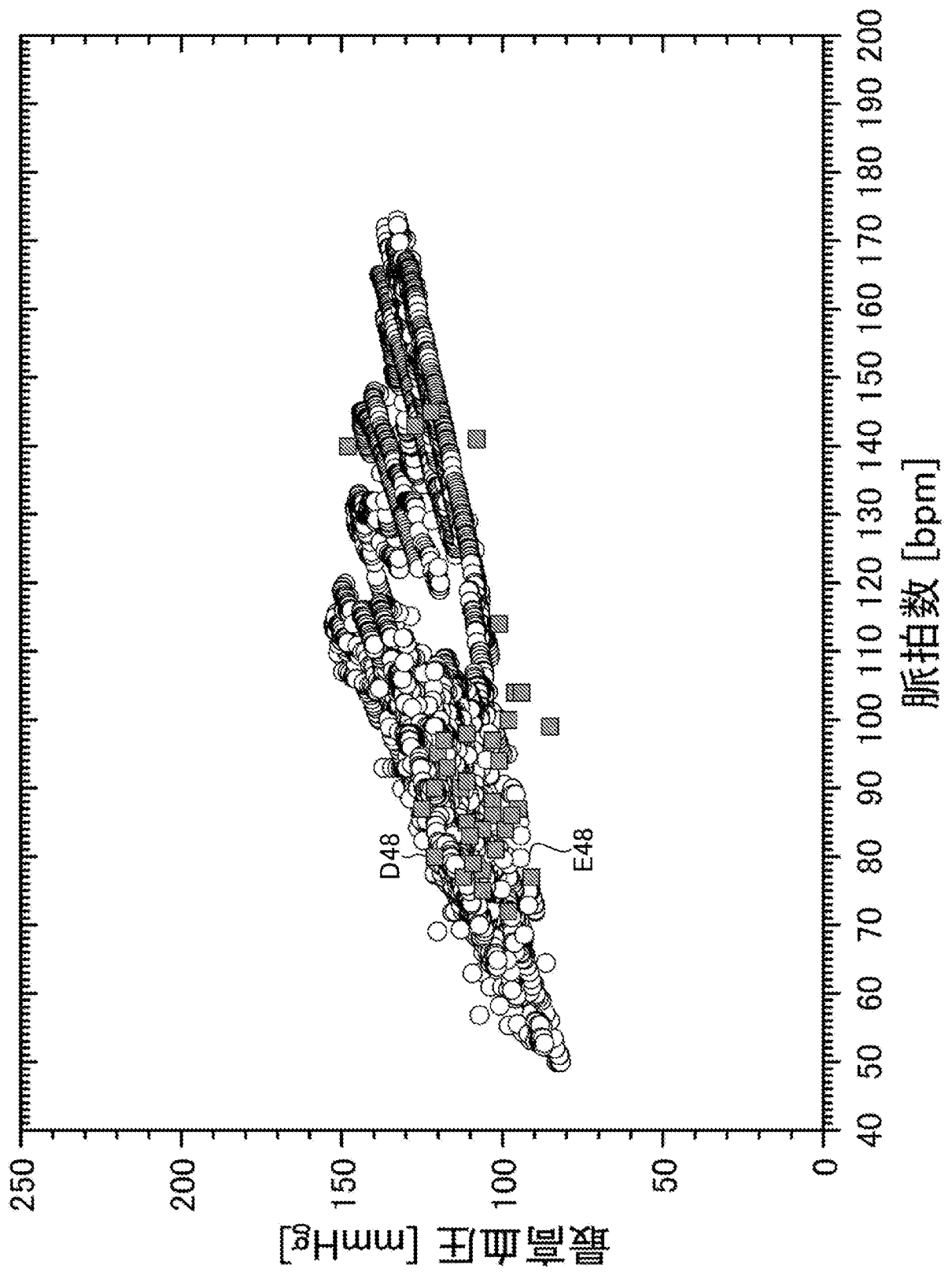
[図23]



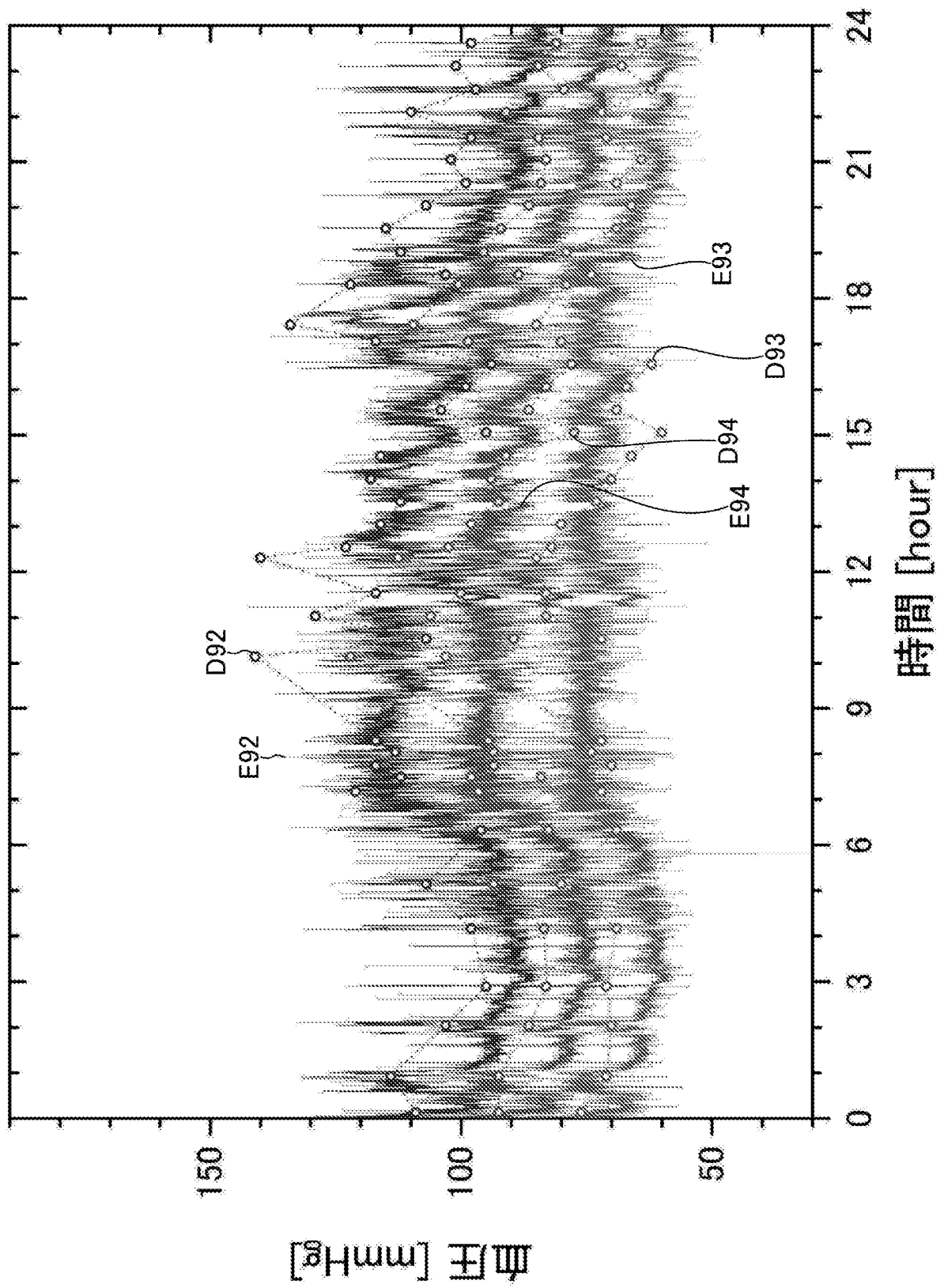
[図24]



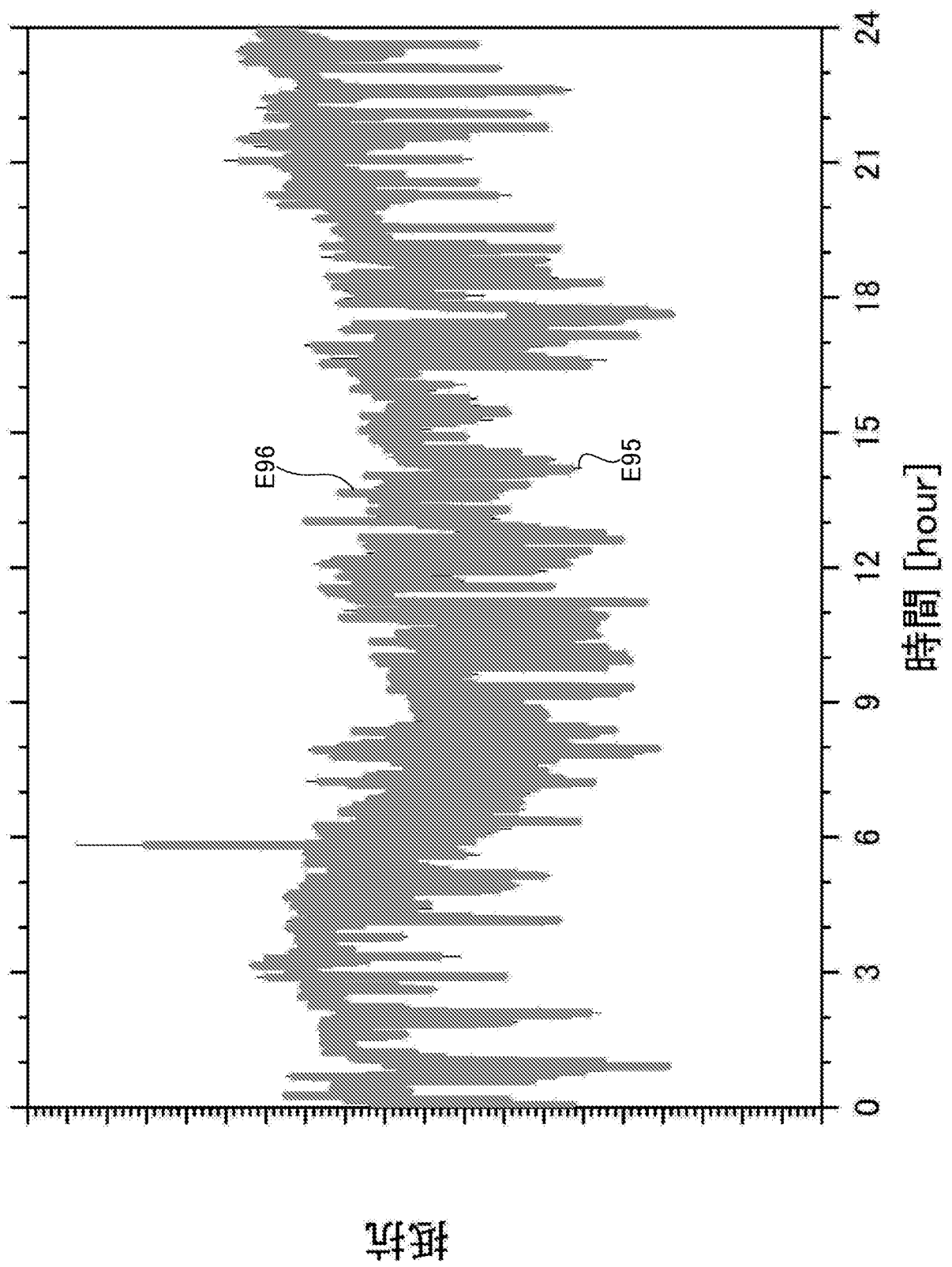
[図25]



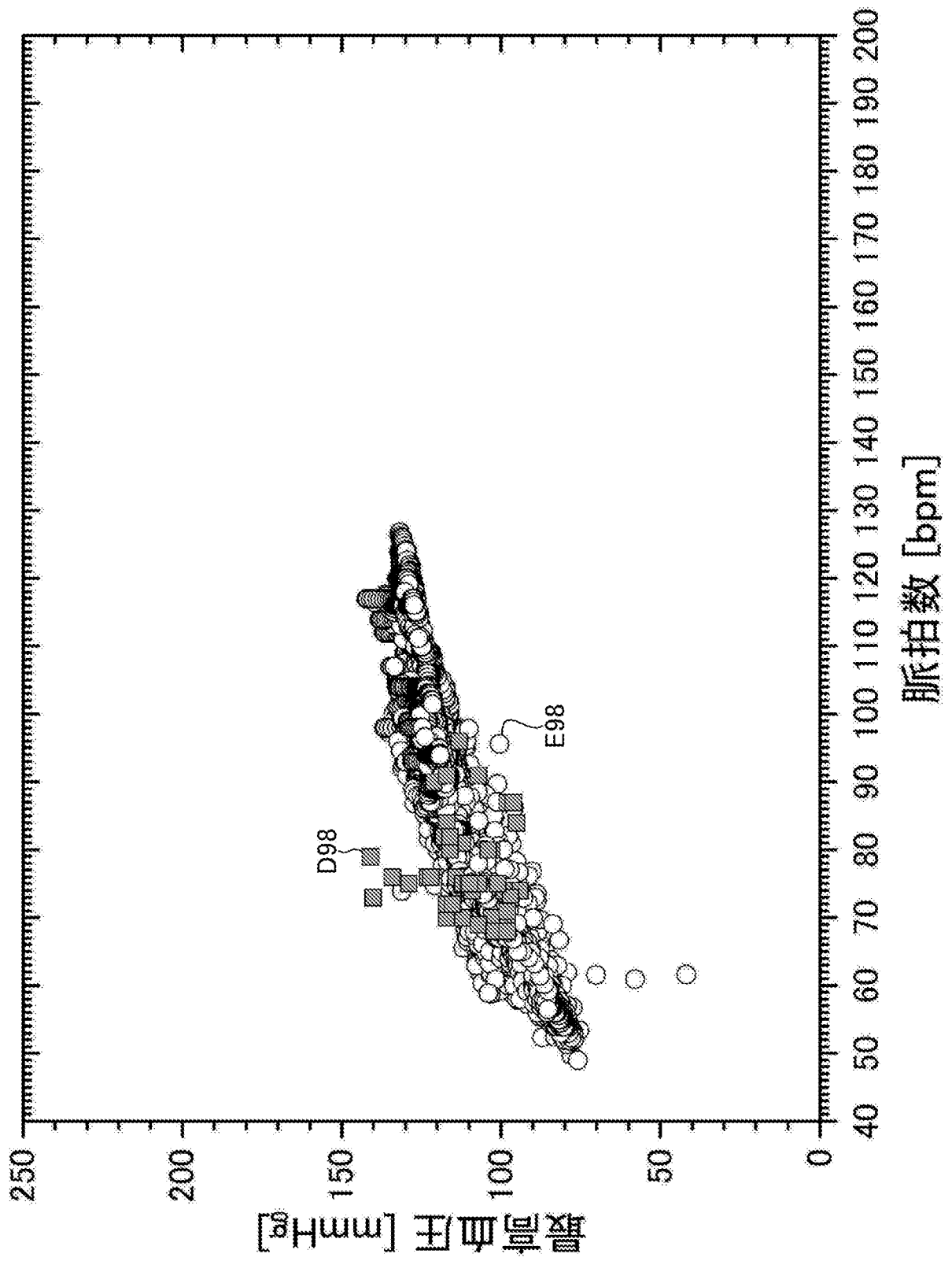
[図26]



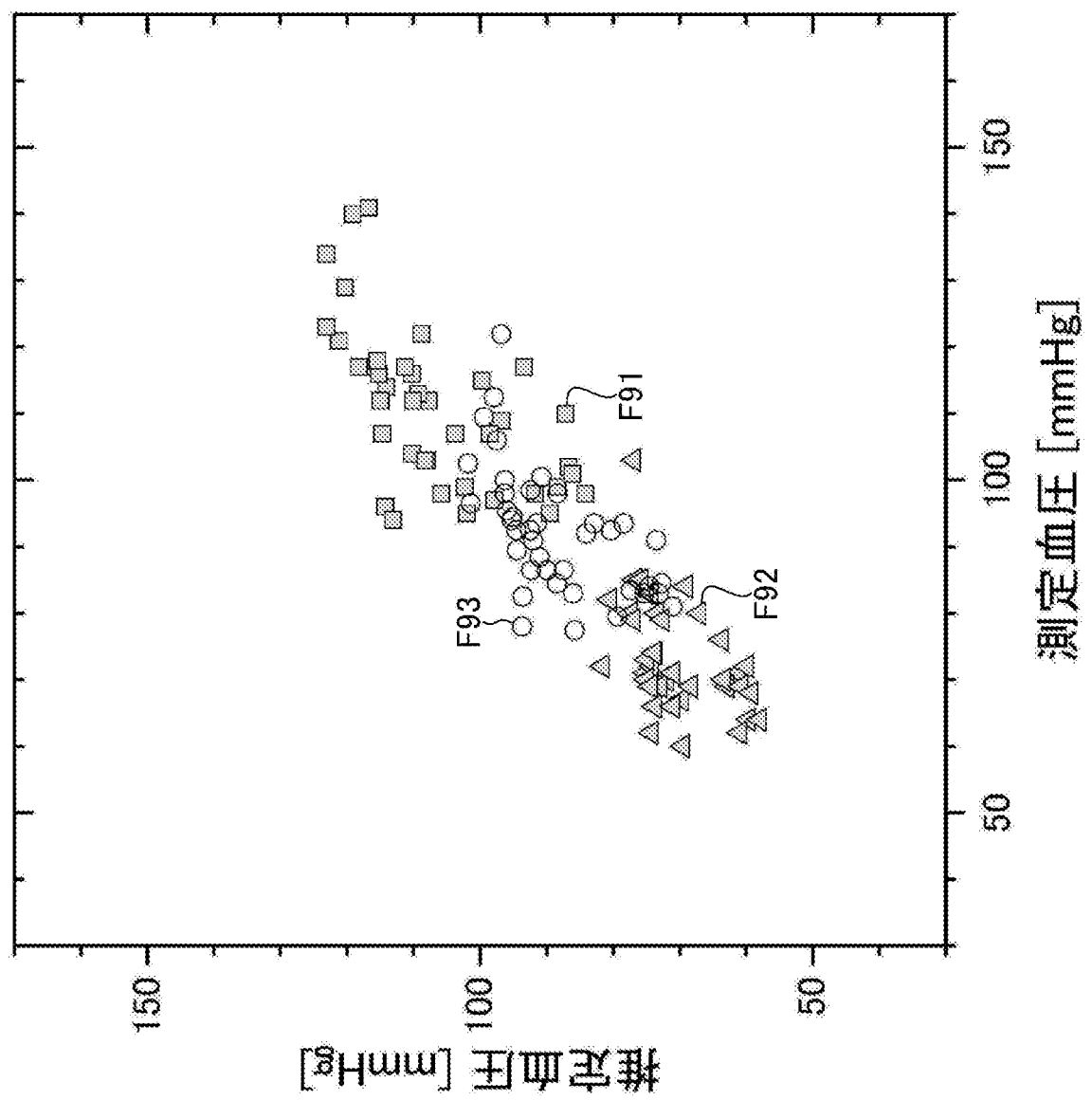
[図27]



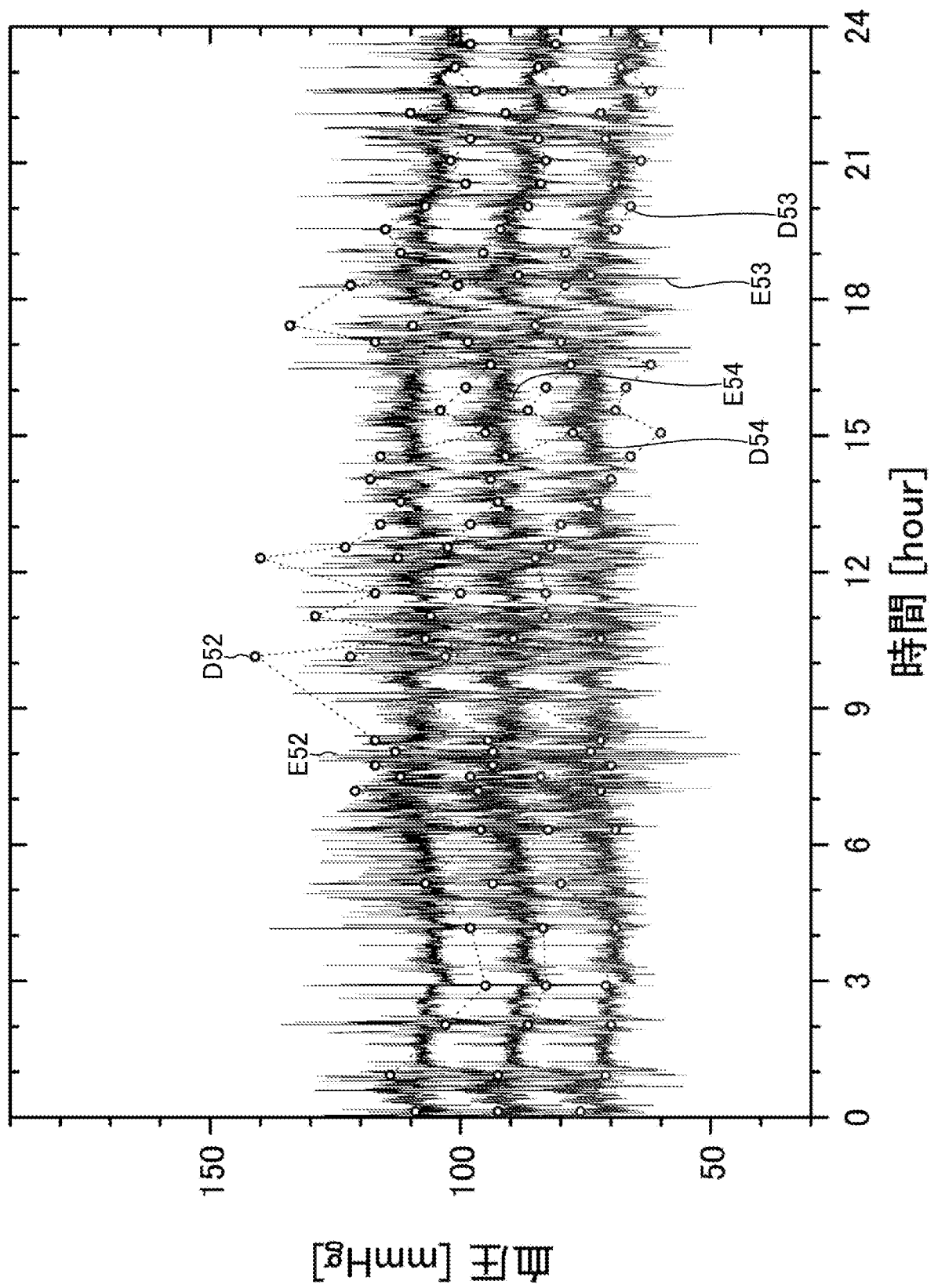
[図28]



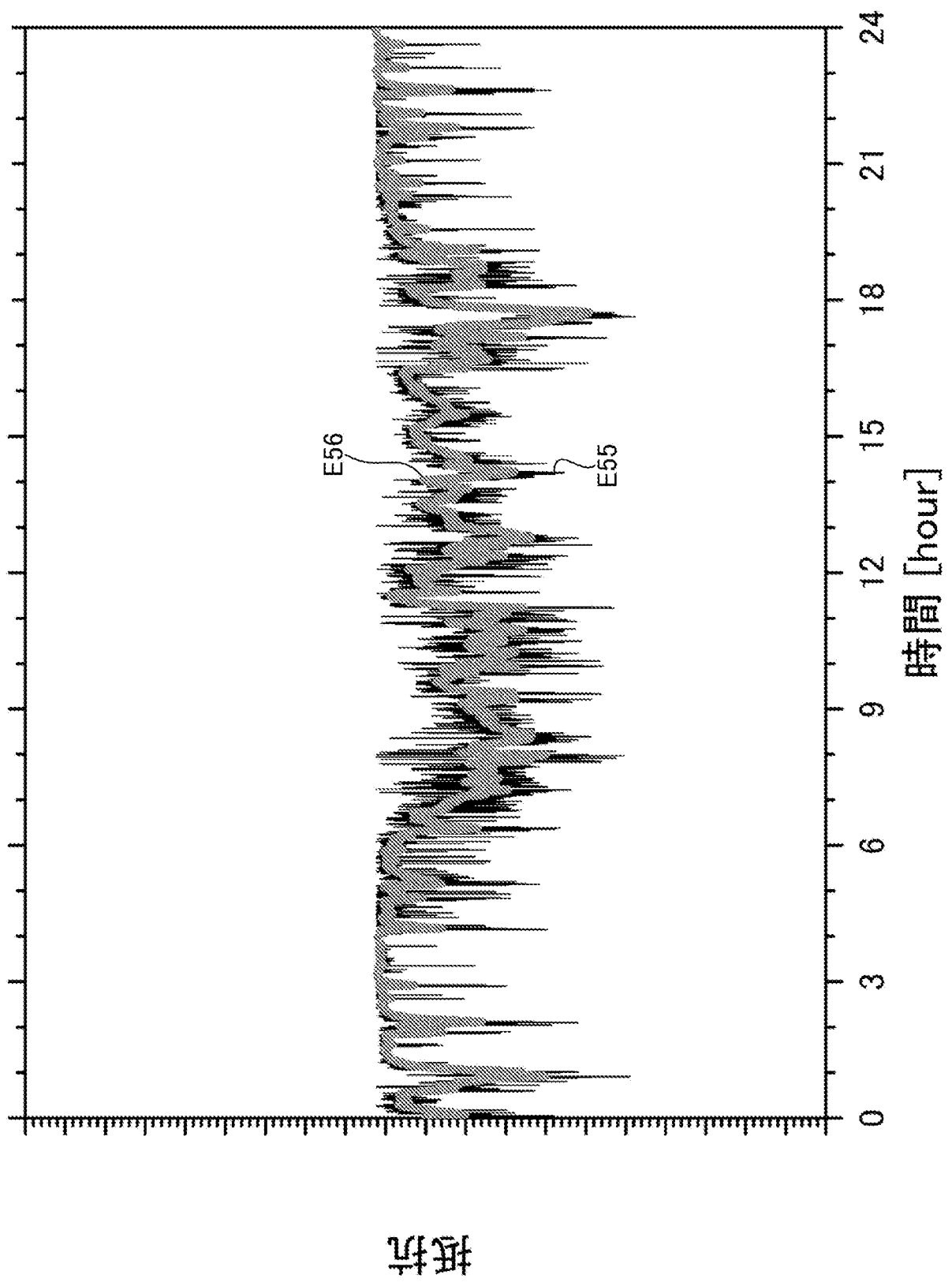
[図29]



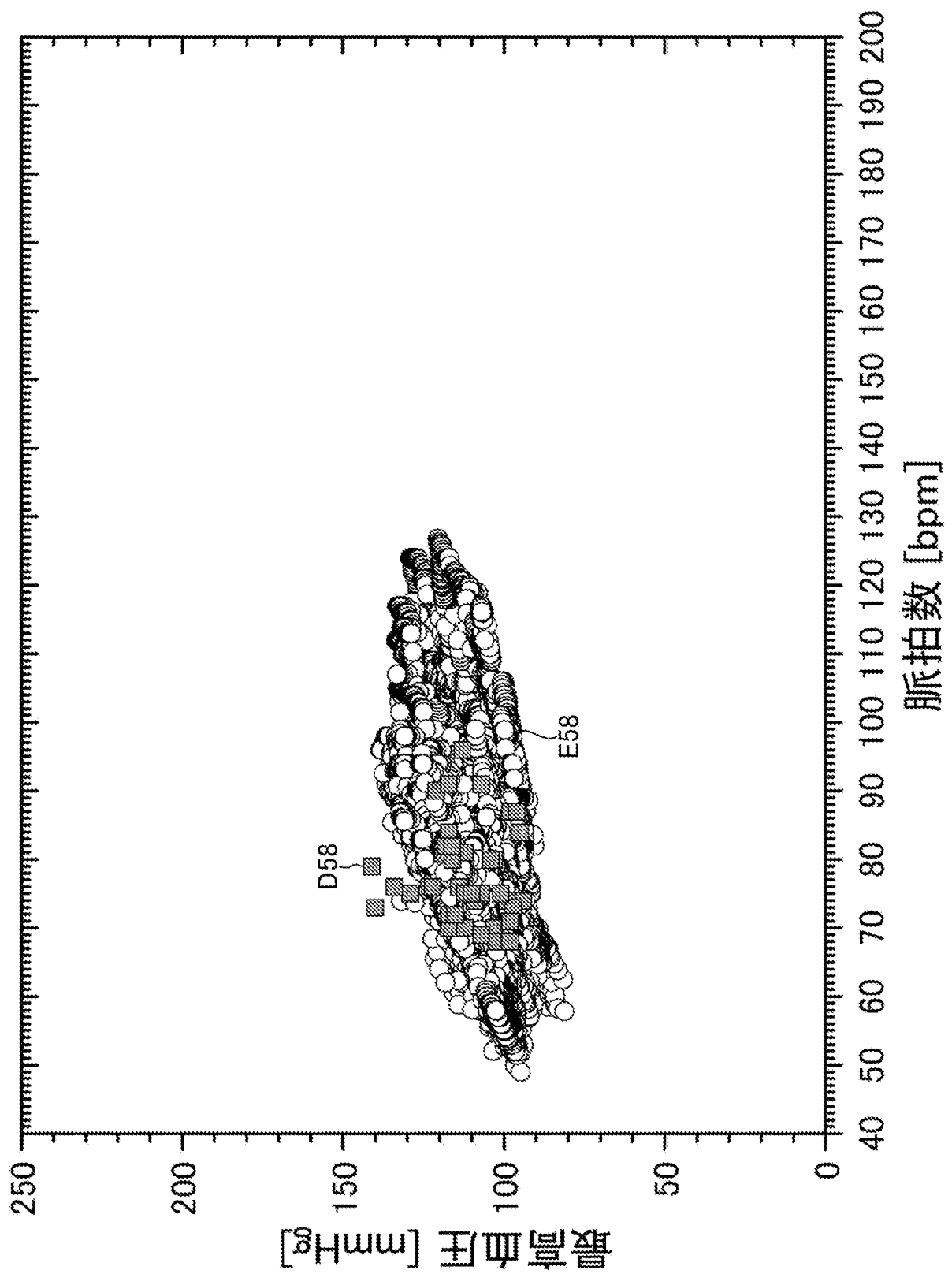
[図30]



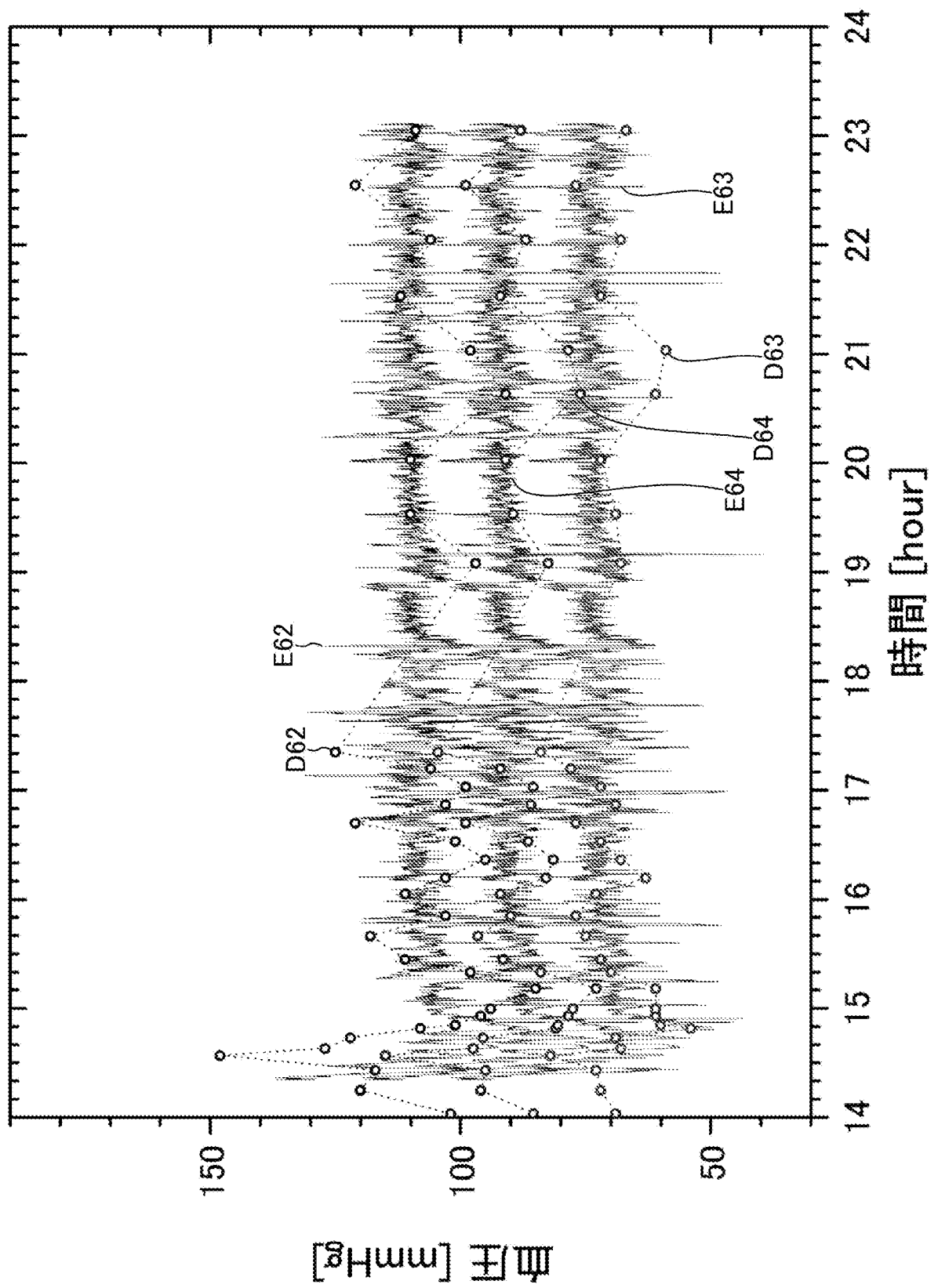
[図31]



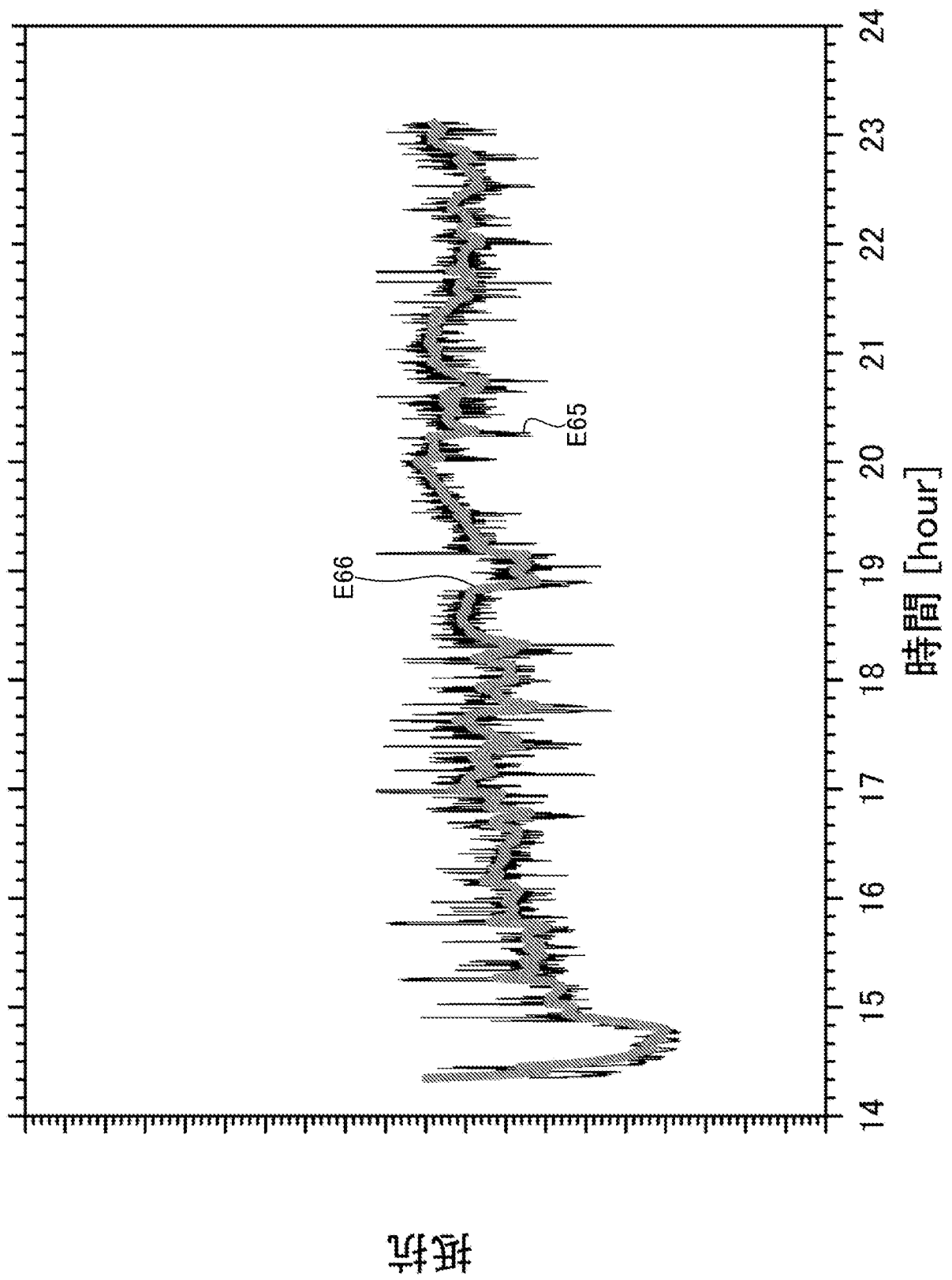
[図32]



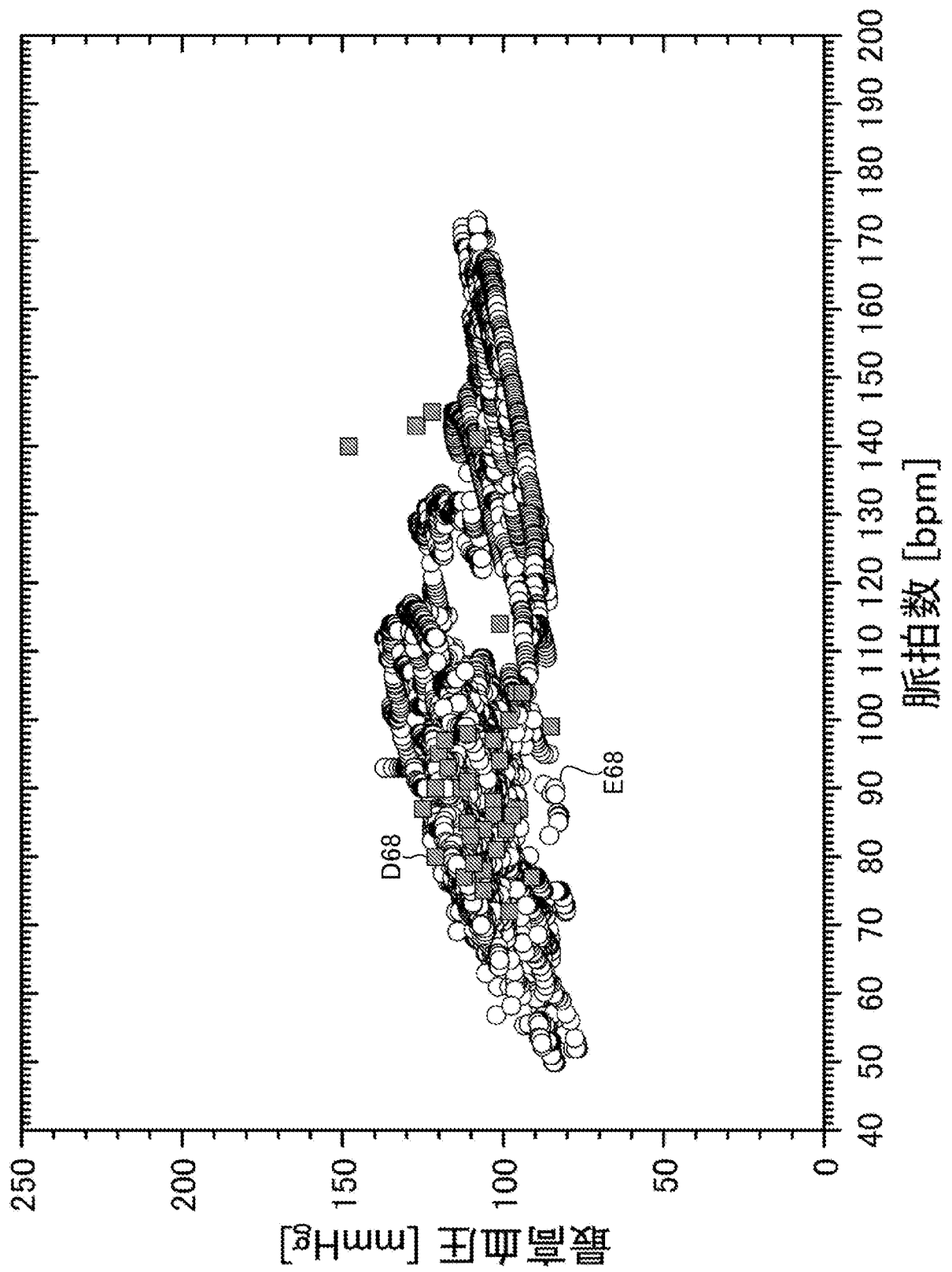
[図33]



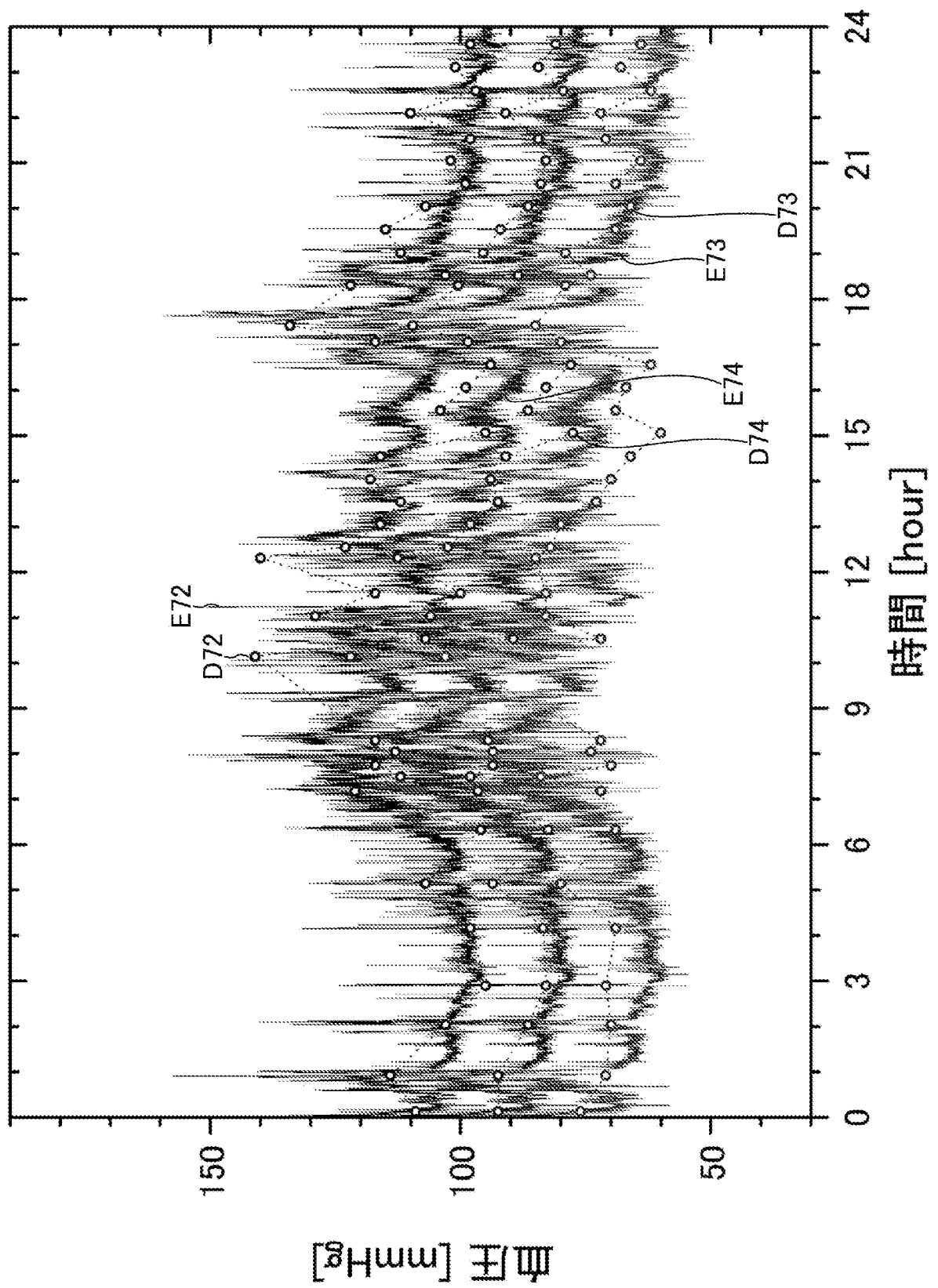
[図34]



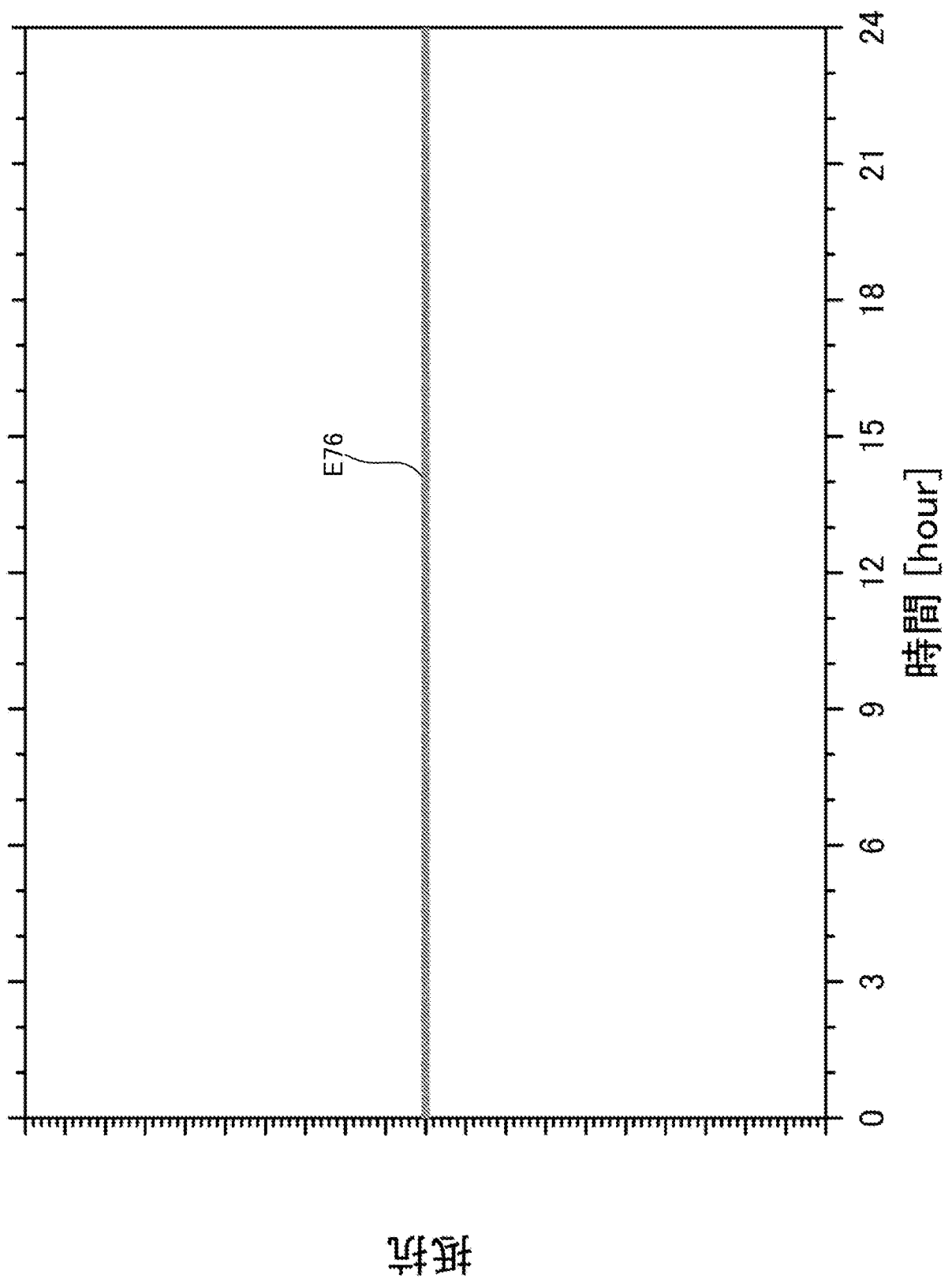
[図35]



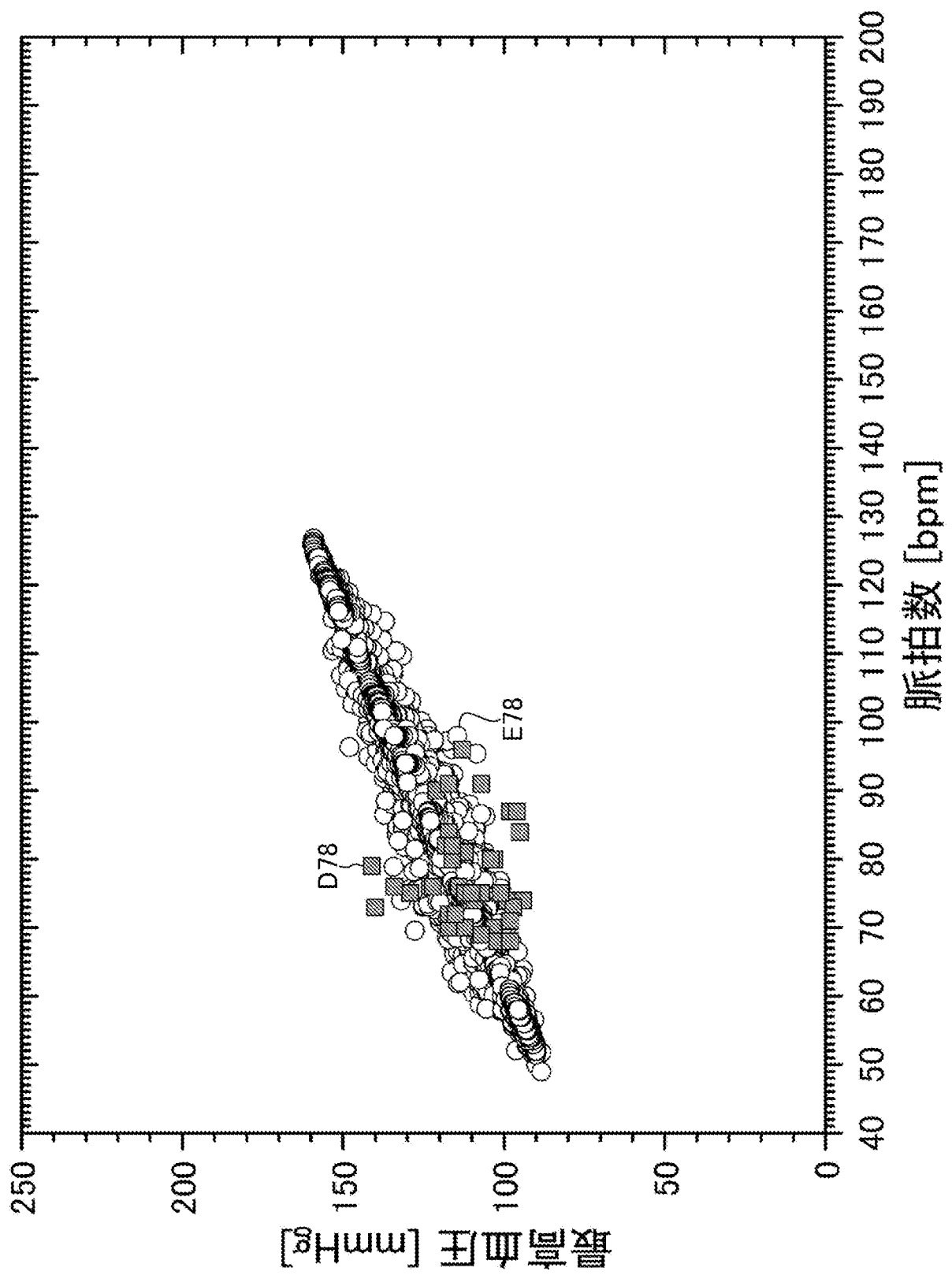
[図36]



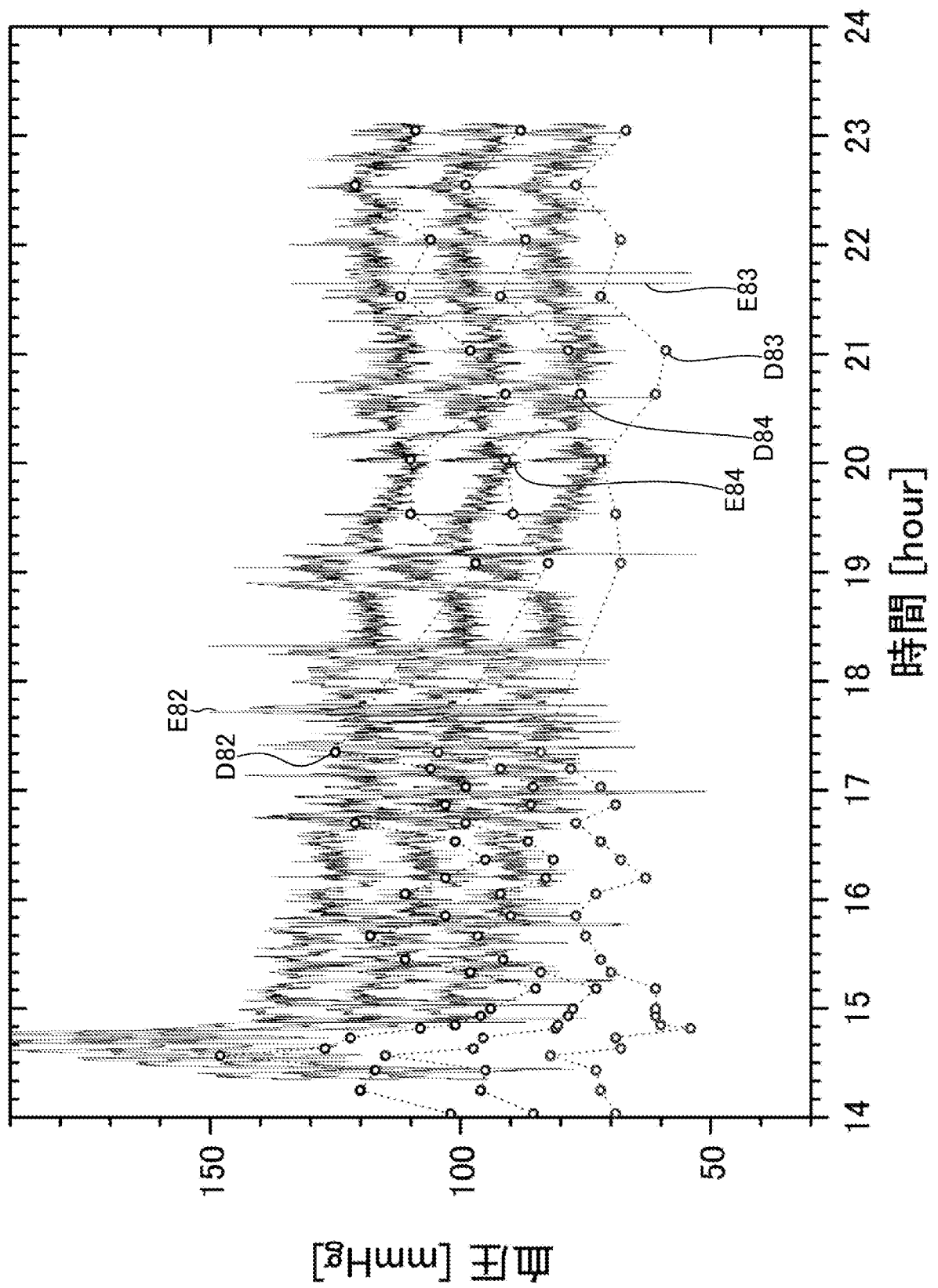
[図37]



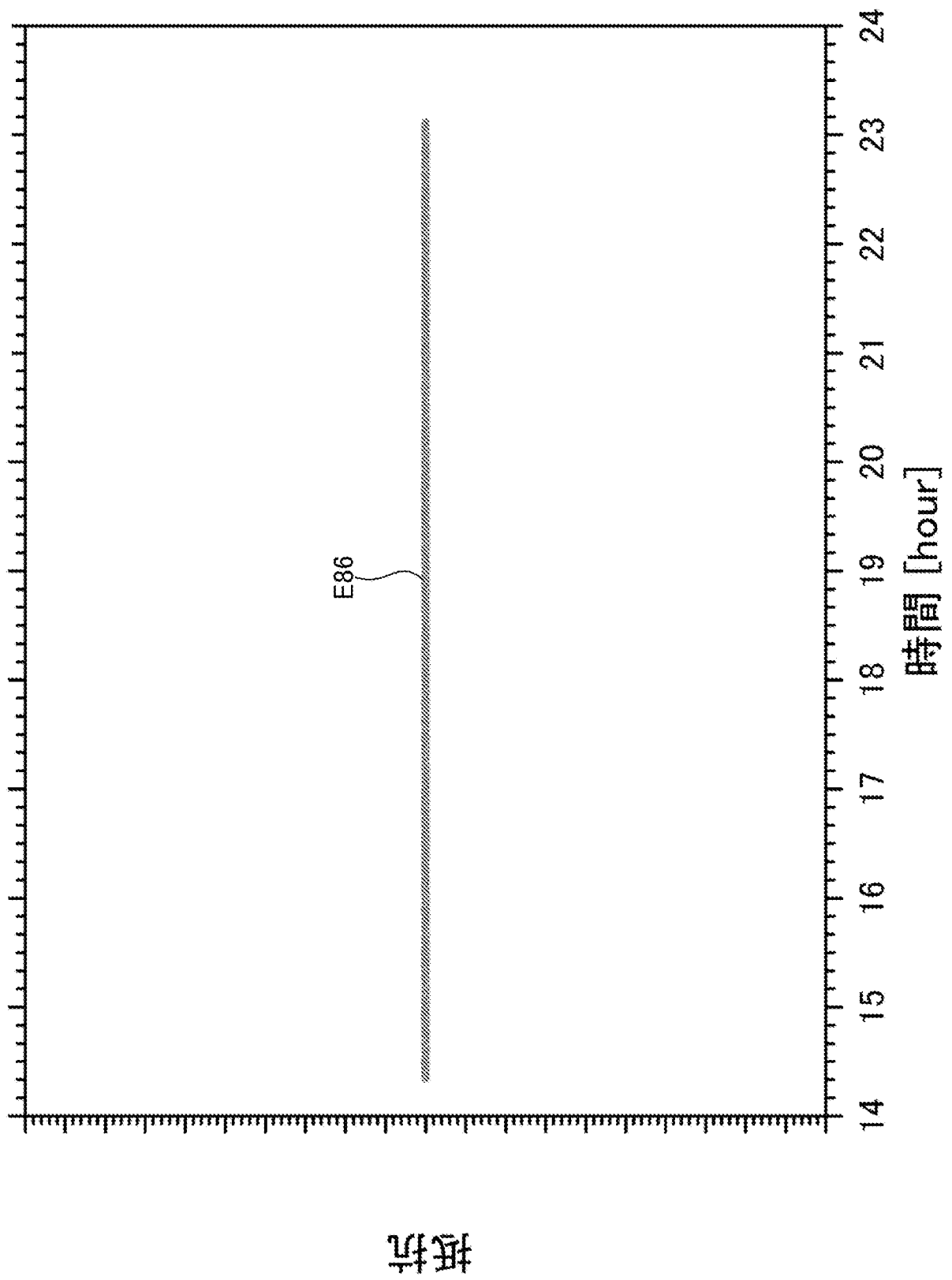
[図38]



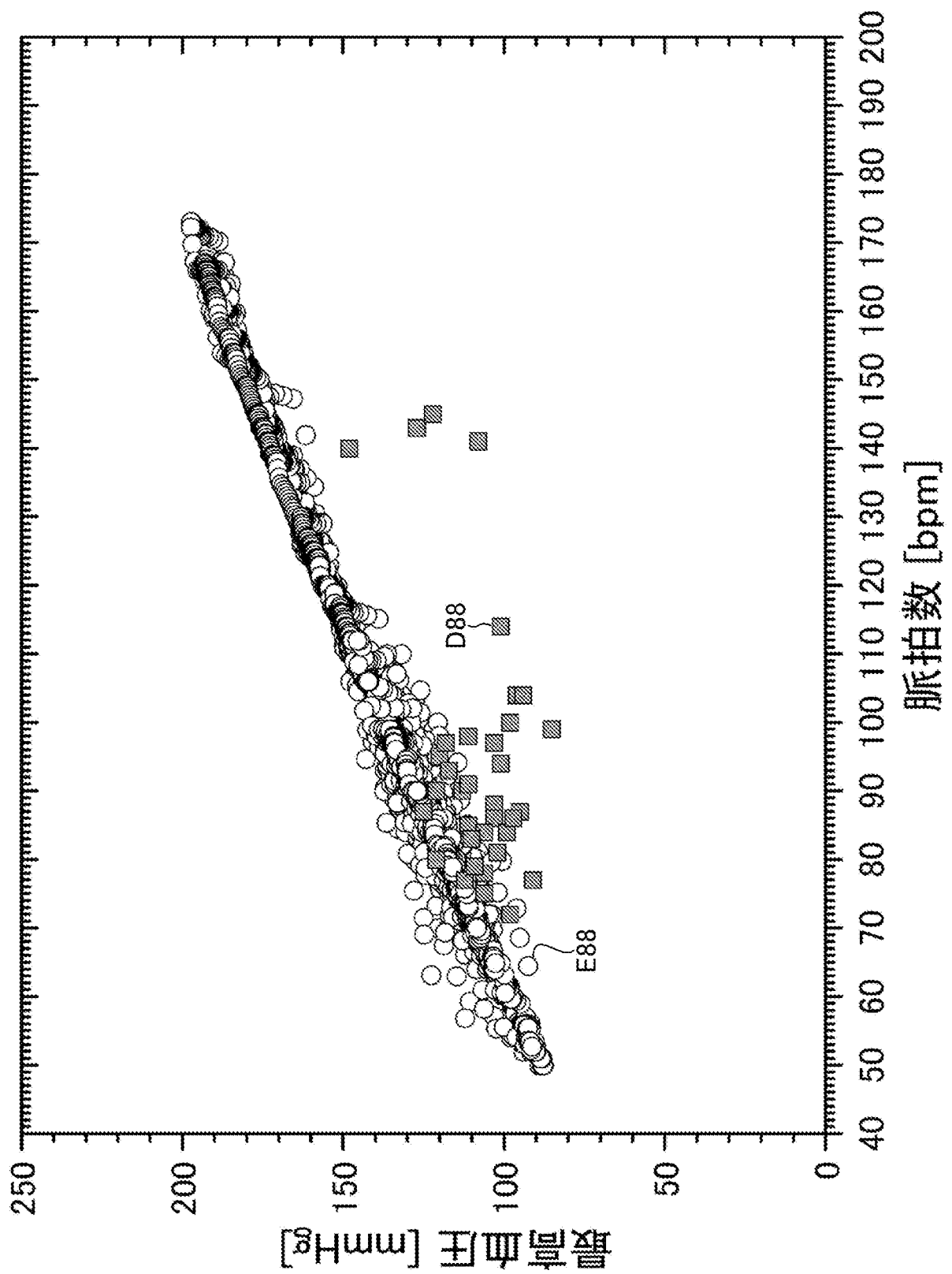
[図39]



[図40]



[図41]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/083770

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/022(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)

A61B5/022, 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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
A	JP 2008-512177 A (Gambro Lundia AB.), 24 April 2008 (24.04.2008), entire text; all drawings & US 2009/0082684 A1 & CA 2577254 A & CN 101018575 A	1-12
A	WO 2013/005320 A1 (Pioneer Corp.), 10 January 2013 (10.01.2013), entire text; all drawings & EP 2730302 A1	1-12
A	JP 2013-132407 A (Tohoku University), 08 July 2013 (08.07.2013), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

☒ 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
24 January 2017 (24.01.17)

Date of mailing of the international search report
07 February 2017 (07.02.17)

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/JP2016/083770

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-29137 A (Seiko Instruments Inc.), 08 February 2007 (08.02.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022(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. A61B5/022, 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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
A	JP 2008-512177 A（ガンプロ・ルンディア・エービー）2008.04.24, 全文、全図 & US 2009/0082684 A1 & CA 2577254 A & CN 101018575 A	1-12
A	WO 2013/005320 A1（パイオニア株式会社）2013.01.10, 全文、全図 & EP 2730302 A1	1-12
A	JP 2013-132407 A（国立大学法人東北大学）2013.07.08, 全文、全図（ファミリーなし）	1-12

☒ 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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

24.01.2017

国際調査報告の発送日

07.02.2017

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）

遠藤 直恵

2Q

3701

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
A	JP 2007-29137 A (セイコーインスツル株式会社) 2007. 02. 08, 全文、 全図 (ファミリーなし)	1-12