

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-196334

(P2012-196334A)

(43) 公開日 平成24年10月18日(2012.10.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 1/10 (2006.01)	A 6 1 M 1/10 5 3 5	3 H 1 3 0
F 0 4 D 13/02 (2006.01)	F 0 4 D 13/02 Z	4 C 0 7 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2011-62890 (P2011-62890)
 (22) 出願日 平成23年3月22日 (2011. 3. 22)

(71) 出願人 504418084
 京セラメディカル株式会社
 大阪府大阪市淀川区宮原3丁目3-31
 (74) 代理人 100100158
 弁理士 鮫島 睦
 (74) 代理人 100068526
 弁理士 田村 恭生
 (74) 代理人 100138863
 弁理士 言上 恵一
 (72) 発明者 金尾 実行
 大阪府大阪市淀川区宮原3丁目3-31
 日本メディカルマテリアル株式会社内
 (72) 発明者 横川 道博
 大阪府大阪市淀川区宮原3丁目3-31
 日本メディカルマテリアル株式会社内
 最終頁に続く

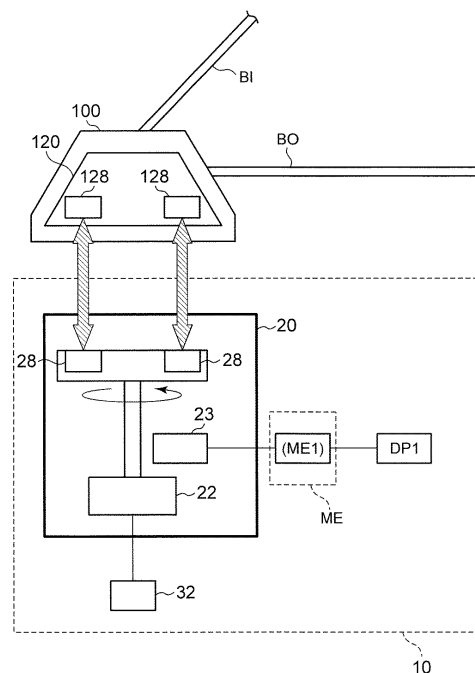
(54) 【発明の名称】 遠心血液ポンプ用外部モータシステム

(57) 【要約】

【課題】本発明は、遠心血液ポンプ内での異常発生（血栓の付着）を初期段階で検出するためのシステム及び方法を提供することを目的とする。

【解決手段】本発明のシステムは、ケーシング110内で軸支されたインペラ120と該インペラ120に固定された内部磁石128とを含む遠心血液ポンプ100を駆動させるための外部モータシステム10であって、前記内部磁石128と磁氣的に結合可能な外部磁石28と、前記外部磁石28を回転させる電気モータ22と、前記電気モータ22の回転トルクを検出できるトルクセンサ23と、を含み、前記遠心血液ポンプ100内での異常発生時の前記回転トルクの変化を検出できることを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ケーシング内で軸支されたインペラと該インペラに固定された内部磁石とを含む遠心血液ポンプを駆動させるための外部モータシステムであって、

前記内部磁石と磁氣的に結合可能な外部磁石と、

前記外部磁石を回転させる電気モータと、

前記電気モータの回転トルクを検出できるトルクセンサと、を含み、

前記遠心血液ポンプ内での異常発生時の前記回転トルクの変化を検出できることを特徴とする遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 2】

前記トルクセンサで測定された回転トルクの測定値を、所定の時間間隔で記憶するための第 1 の記憶手段をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 3】

前記トルクセンサで測定された回転トルクの測定値を表示するための表示手段をさらに含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 4】

第 n 番目より前に記憶された測定値のうちの 1 つの測定値、又は 2 つ以上の測定値の平均値を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値の変化量又は変化率を算出するための第 1 の演算手段と、

算出された前記変化量又は前記変化率が、あらかじめ設定された閾値より大きいときに信号を発する信号発生手段と、

をさらに含むことを特徴とする請求項 2 に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 5】

前記異常発生時の前記回転トルクを閾値として予め記憶する第 2 の記憶手段と、

前記測定値が前記閾値より大きいときに信号を発する信号発生手段と、

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 6】

前記遠心血液ポンプにより循環する単位時間当たりの血流量を測定する流量計と、

前記電気モータの回転数と前記血流量とに基づいて前記回転トルクの正常値を算出する換算式を記憶するための第 3 の記憶手段と、

前記換算式を用いて、前記回転数と測定された前記血流量とから前記正常値を算出する第 2 の演算手段と、

前記正常値を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値の変化量又は変化率を算出するための第 1 の演算手段と、

算出された前記変化量又は前記変化率があらかじめ設定された閾値より大きいときに信号を発する信号発生手段と、

をさらに含むことを特徴とする請求項 2 に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 7】

前記遠心血液ポンプにより循環する単位時間当たりの血流量を測定する流量計と、

前記電気モータの回転数と前記血流量とに基づいて前記回転トルクの正常値を算出する換算式を記憶するための第 3 の記憶手段と、

前記換算式を用いて、前記回転数と測定された前記血流量とから前記正常値を算出する第 2 の演算手段と、

前記正常値に基づいて、前記異常発生時の前記回転トルクの閾値を算出する第 2 の演算手段と、

前記閾値を記憶する第 2 の記憶手段と、

前記測定値が前記閾値より大きいときに信号を発する信号発生手段と、

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の遠心血液ポンプ用

10

20

30

40

50

外部モータシステム。

【請求項 8】

前記換算式は、前記回転数と前記血流量の関数であることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 9】

前記信号が、電気信号、視覚的信号及び / 又は聴覚的信号であることを特徴とする請求項 4 乃至 8 のいずれかに記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 10】

前記電気モータを任意の回転数で駆動させるための駆動装置をさらに含み、
前記信号発生手段が、前記駆動装置に含まれていることを特徴とする請求項 4 乃至 9 の
いずれか 1 項に記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステム。 10

【請求項 11】

前記トルクセンサが、前記電気モータと一体にされていることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の血液ポンプ用外部モータシステム。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 のいずれかに記載の遠心血液ポンプ用外部モータシステムを用いて、
遠心血液ポンプ内での異常発生を検出する方法であって、

前記電気モータで前記外部磁石を回転させることにより、前記遠心血液ポンプの前記インペラを回転させる回転工程と、

前記トルクセンサにより、異常発生時の前記電気モータの回転トルクの変化を検出する
検出工程と、
を含むことを特徴とする異常発生の検出方法。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、遠心血液ポンプを駆動するのに使用される外部モータシステムに関し、特に、遠心血液ポンプ内での血栓発生を検出できる外部モータシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓等の手術において、患者の血液循環を維持するために体外にて血液ポンプが使用される。例えば特許文献 1 には、遠心血液ポンプが開示されている。この遠心血液ポンプは、中空のケーシング中にインペラが回転可能に軸支されている。インペラには磁石が内蔵されており、ケーシングの外部下側に配置される磁石内蔵の外部モータにより、インペラを回転させることができる。 30

【0003】

遠心血液ポンプを長期間にわたって使用していると、遠心血液ポンプの軸受け部が熱変形することがある。遠心血液ポンプの熱変形が著しくなると、インペラは正常に回転することができなくなり、その結果として血流量が低下し、異音が発生する。熱変形した遠心血液ポンプは、至急、新しい遠心血液ポンプと交換しなくてはならない。

【0004】

熱変形した遠心血液ポンプを分解して観察すると、インペラの回転用シャフト（主に上側シャフトの端部近傍）に、血栓が巻き付くように付着している。血栓の付着と、遠心血液ポンプの熱変形とは、以下のように関係していると考えられている。 40

インペラの回転時に、インペラの回転用シャフトの端部は、ケーシングの軸受け部の凹面上で、高速で回転している（成人の場合、2000～4000rpm）。正常な状態では、回転軸の端部と軸受け部の凹面との間は、ケーシング内を流れる血液によって潤滑されているので、それらの間に大量の摩擦熱が生じることはない。しかしながら、回転軸の端部近傍に血栓が付着すると、血液が回転軸の端部と軸受け部の凹面との間に浸入するのを阻害する。その結果、回転軸の端部と軸受け部の凹面との間で大量の摩擦熱が生じる。その結果、周囲にある部材（特に、耐熱性の低い軸受け部）が熱変形する。 50

【 0 0 0 5 】

従来、遠心血液ポンプの異常は、血流量低下及び／又は異音発生によって検出していた。しかしながら、異常を検出した時点で、既に遠心血液ポンプは著しく変形していた。そのため、より早い時点（例えば、インペラの回転用シャフトに血栓が付着し始めた時点）に、遠心血液ポンプの異常を検出することが望まれていた。

【 0 0 0 6 】

一般的な遠心血液ポンプでは、ケーシングを透明なプラスチック材料で成形しているため、遠心血液ポンプ内を視認することができる。しかしながら、血栓の色と血液の色が似ているため、遠心血液ポンプの使用中に血栓が付着しているかどうかを視覚的に検出することは困難である。

10

【 0 0 0 7 】

遠心血液ポンプ内での血栓を検出するために、超音波トランスデューサを用いる方法が知られている（例えば、特許文献 2）。この方法では、血液ポンプの入口と出口に接続された接続管のそれぞれに超音波トランスデューサを設置し、各超音波トランスデューサからの受診信号を用いて、入口及び出口を通る血液中の血栓数を計測する。そして、入口及び出口の血栓数の測定結果に基づいて、血液ポンプ内で血栓が生じているかどうかを判断する。

【 0 0 0 8 】

また、血管を流れる血液中に存在する血栓を検出するために、レーザ光又は発光ダイオード光を用いる方法も知られている（例えば、特許文献 3）。この方法では、レーザ光又は発光ダイオード光をパルス光として血管中の血液に照射し、パルス光の各パルスに対する反射光又は透過光の光量を計測して、その計測データから血液中の血栓を検出する。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 2 8 1 5 6 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 4 0 3 4 8 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 2 - 3 4 5 7 8 7 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

30

【 0 0 1 0 】

特許文献 2 ～ 3 に開示されているのは、血液中を流れている血栓を検出する方法である。そのため、遠心血液ポンプの熱変形に直接関係している「インペラの回転用シャフトへの血栓の付着」を検出することができない。

【 0 0 1 1 】

そこで、本発明は、遠心血液ポンプ内での異常発生（血栓の付着）を初期段階で検出するためのシステム及び方法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 】

【 0 0 1 2 】

本発明のシステムは、ケーシング内で軸支されたインペラと該インペラに固定された内部磁石とを含む遠心血液ポンプを駆動させるための外部モータシステムであって、

40

前記内部磁石と磁氣的に結合可能な外部磁石と、

前記外部磁石を回転させる電気モータと、

前記電気モータの回転トルクを検出できるトルクセンサと、を含み、

前記遠心血液ポンプ内での異常発生時の前記回転トルクの変化を検出できることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

本発明の方法は、本発明に係る遠心血液ポンプ用外部モータシステムを用いて、遠心血液ポンプ内での異常発生を検出する方法であって、

前記電気モータで前記外部磁石を回転させることにより、前記遠心血液ポンプの前記イ

50

ンペラを回転させる回転工程と、

前記トルクセンサにより、異常発生時の前記電気モータの回転トルクの変化を検出する検出工程と、

を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

発明者らは、遠心血液ポンプのインペラの回転用シャフトに血栓が付着すると、遠心血液ポンプが熱変形するより前に、電気モータの回転トルクが急激に上昇することを見いだした。そこで、本発明に係る外部モータシステムでは、電気モータの回転トルクを測定するトルクセンサを備えることにより、回転トルクの変化を検出できるようにされている。本発明の外部モータシステムを用いることにより、回転トルクの急激な上昇に基づいて、遠心血液ポンプ内の異常（インペラの回転用シャフトへの血栓の付着）を間接的に検出することができる。

10

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る遠心血液ポンプの異常検出方法では、本発明に係る外部モータシステムを用いて、異常発生時の電気モータの回転トルクの変化を検出する工程を行うことにより、遠心血液ポンプ内の異常（インペラの回転用シャフトへの血栓の付着）を間接的に検出することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明の外部モータシステム及びそれを用いた検出方法により、遠心血液ポンプ内の異常発生（インペラの回転用シャフトに血栓が付着したこと）を検出することができる。よって、本発明の外部モータシステム及びそれを用いる方法は、遠心血液ポンプが著しく熱変形するよりも早い段階で、遠心血液ポンプ内の異常を検出することが可能である。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る外部モータシステムと、その外部モータシステムに取り付けられた遠心血液ポンプとを示す概略断面図である。

【 図 2 】 図 2 は、電気モータの回転トルクを時間に対してプロットしたグラフである。

【 図 3 】 図 3 は、実施の形態 1 に係る外部モータシステムを示すブロック図である。

【 図 4 】 図 4 は、実施の形態 1 に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

30

【 図 5 】 図 5 は、実施の形態 2 に係る外部モータシステムを示すブロック図である。

【 図 6 】 図 6 は、実施の形態 2 に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

【 図 7 】 図 6 は、実施の形態 2 の変形例に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

【 図 8 】 図 8 は、実施の形態 3 に係る外部モータシステムを示すブロック図である。

【 図 9 】 図 9 は、実施の形態 3 に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、実施の形態 4 に係る外部モータシステムを示すブロック図である。

40

【 図 1 1 】 図 1 1 は、電気モータの回転トルクの正常値を、遠心血液ポンプにより循環される血流量に対してプロットしたグラフの一例である。なお、グラフ（ a ）は、電気モータの回転数 2 0 0 0 r p m のときのグラフ、グラフ（ b ）は回転数 3 0 0 0 r p m のときのグラフ、グラフ（ c ）は回転数 4 0 0 0 r p m のときのグラフである。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、実施の形態 4 に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、実施の形態 5 に係る外部モータシステムを示すブロック図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、実施の形態 5 に係る外部モータシステムを用いた異常検出方法を説明するためのフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

50

【 0 0 1 8 】

< 実施の形態 1 >

図 1 は、本実施の形態に係る外部モータシステム 1 0 と、その外部モータシステム 1 0 に取り付けられた遠心血液ポンプ 1 0 0 とを示している。

遠心血液ポンプ 1 0 0 は、ケーシング 1 1 0 の内部に軸支されたインペラ 1 2 0 と、インペラ 1 2 0 に固定された内部磁石 1 2 8 とを含んでいる。

本発明の外部モータシステム 1 0 は、少なくとも、内部磁石 1 2 8 と磁氣的に結合可能な外部磁石 2 8 と、外部磁石 2 8 を回転させる電気モータ 2 2 と、電気モータ 2 2 の回転トルク R T を検出できるトルクセンサ 2 3 と、を含んでいる。なお、一般的な外部モータ 2 0 は、外部磁石 2 8 と電気モータ 2 2 とから構成されており、トルクセンサ 2 3 を含んでいない。

10

【 0 0 1 9 】

外部モータシステム 1 0 に遠心血液ポンプ 1 0 0 を取り付けると、電気モータ 2 2 の回転シャフト 2 2 a と、インペラ 1 2 0 の上側シャフト 1 2 7 及び下側シャフト 1 2 6 とが、同軸上（回転軸 R の軸上）に配列する。

インペラ 1 2 0 の内部には、複数個（例えば 6 個）の内部磁石 1 2 8 が、回転軸 R の周りに等間隔で配置されている。外部磁石 2 8 は、内部磁石 1 2 8 と対応する位置（図 1 に示すように、内部磁石 1 2 8 の直下の位置）に配置されている。

【 0 0 2 0 】

外部モータシステム 1 0 に遠心血液ポンプ 1 0 0 を取り付けて、電気モータ 2 2 を回転させると、外部磁石 2 8 が回転軸 R を中心として回転する。外部磁石 2 8 と磁氣的に結合している内部磁石 1 2 8 も、外部磁石 2 8 の回転に合わせて回転軸 R を中心に回転する。その結果、内部磁石 1 2 8 を内包するインペラ 1 2 0 全体が、回転軸 R を中心にして回転する。インペラ 1 2 0 が回転すると、遠心血液ポンプ 1 0 0 の入口 1 1 2 から血液が流入し、出口（図示せず）から血液が流出する。この血液の流動により、患者の血液循環を維持することができる。このようにして、外部モータシステム 1 0 は、遠心血液ポンプ 1 0 0 の外部から、遠心血液ポンプ 1 0 0 を駆動させることができる。

20

【 0 0 2 1 】

本発明の外部モータシステム 1 0 の特徴は、トルクセンサ 2 3 で検出された回転トルク R T の変化から、遠心血液ポンプ 1 0 0 内で発生した異常（特に、インペラ 1 2 0 の上側シャフト 1 2 7 への血栓の付着）を検出できることである。

30

そこで、まず、回転トルク R T から異常発生を検出できる理由を以下に詳しく説明する。

【 0 0 2 2 】

図 2 は、トルクセンサ 2 3 で測定した回転トルク R T の測定値 R T m を、時間 T に対してプロットしたグラフである。このグラフは、傾きの変化する 3 つの変化点 $P_1 \sim P_3$ に基づいて、4 つの期間 A ~ D に分けることができる。期間 A ~ D と、遠心血液ポンプ 1 0 0 の内部の状況との間には密接な関係がある。

【 0 0 2 3 】

（ 1 ）期間 A（時間 $t_0 \sim t_1$ 、変化点 P_1 より前）

40

この期間 A では、回転トルクの測定値 R T m はほぼ一定（初期値 R T 0）である。

このとき、遠心血液ポンプ 1 0 0 内では、回転用シャフト（上側シャフト 1 2 7、下側シャフト 1 2 6）と、軸受け部材（上側軸受け部材 1 1 7、下側軸受け部材 1 1 6）との間は、血液によって十分に潤滑されている。そのため、インペラ 1 2 0 は正常に回転することができる（つまり、遠心血液ポンプ 1 0 0 に異常は発生していない）。

【 0 0 2 4 】

（ 2 ）期間 B（時間 $t_1 \sim t_2$ 、変化点 $P_1 \sim P_2$ の間）

期間 B では、回転トルクの測定値 R T m が、短時間（通常は数分間）で初期値 R T 0 から R T 1 まで急激に上昇している。この期間 B のグラフの傾きは、最大である。

このとき、遠心血液ポンプ 1 0 0 内では、回転用シャフト（特に、上側シャフト 1 2 7

50

）に血栓が付着している。血栓により、回転用シャフトと軸受け部材との間への血液の浸入が阻害されて、それらの間の潤滑が不十分になる。その結果、回転用シャフトと軸受け部材との間の摩擦係数が急激に増加して、それに伴い、インペラ 120 を回転させている電気モータ 22 の回転トルク RT も急激に増大する。

期間 B では、遠心血液ポンプ 100 の軸受け部の熱変形は、全く生じていない又はごく僅かに生じているだけである。そのため、遠心血液ポンプ 100 内には、「血栓付着」という異常が発生しているにも拘わらず、遠心血液ポンプ 100 により循環する血流量の減少も、遠心血液ポンプ 100 からの異音も観察されない。

【0025】

期間 C (時間 $t_2 \sim t_3$ 、変化点 $P_2 \sim P_3$ の間)

10

期間 C では、回転トルクの測定値 RT_m が、 RT_1 から RT_2 まで緩やかに上昇している。この期間 C のグラフの傾きは、期間 B の傾きよりも小さい。

このとき、遠心血液ポンプ 100 内では、付着した血栓が成長して、巨大な血栓が形成されている。回転用シャフトと軸受け部材との間に血液が浸入することは困難であり、回転用シャフトは、潤滑が不十分なまま高速回転している。その結果、回転用シャフトと軸受け部材の間には大きな摩擦熱が発生する。耐熱性の低い軸受け部は、この摩擦熱によって次第に熱変形してゆく。

期間 C では、遠心血液ポンプ 100 の軸受け部 (特に、上側軸受け部材 117) の熱変形が進行しているので、インペラ 120 は、もはや正常に回転できる状態ではない。しかしながら、電気モータ 22 の回転トルク RT を上昇させることによって正常な血流量を維持できるため、血流量の変化から遠心血液ポンプ 100 の異常を発見することは難しい。また、遠心血液ポンプ 100 からの異音はまだ発生しない。

20

【0026】

期間 D (時間 $t_3 \sim$ 、変化点 P_3 より後)

期間 D では、回転トルクの測定値 RT_m が、 RT_2 から RT_0 近くまで低下している。つまり、この期間 D のグラフの傾きは負の値をとる。

このとき、遠心血液ポンプ 100 内では、軸受け部 (特に、上側軸受け部材 117) の熱変形が著しく進行して、インペラ 120 を回転させるのに必要な応力が増加する。必要な応力が、外部モータシステム 10 の外部磁石 28 と、遠心血液ポンプ 100 の内部磁石 128 との間の磁氣的結合の結合力を上回ったときに、外部モータシステム 10 の電気モータ 22 は空回りする。その結果、電気モータ 22 の回転トルク RT と、インペラ 120 の回転数とが一気に低下する。

30

期間 D では、インペラ 120 の回転異常により、血流量が低下するため、血流量の変化から遠心血液ポンプ 100 の異常を発見することができる。また、遠心血液ポンプ 100 からの異音が発生する。

【0027】

以上のことから、回転トルク RT から、異常発生 (血栓の付着) を検出するには、図 2 の期間 B (回転トルクが急激に上昇する期間) を検出すればよいことがわかる。本発明の外部モータシステム 10 は、回転トルク RT を測定するためのトルクセンサ 23 を備えているので、回転トルクの測定値 RT_m の変化を観察することにより、期間 B を検出することができる。

40

【0028】

次に、期間 B を検出するための具体例を説明する。本実施の形態は、表示された回転トルクの測定値 RT_m を使用者が観察して、期間 B を検出する。

図 3 に示した本実施の形態の外部モータシステム 10 は、外部磁石 28、電気モータ 22 及びトルクセンサ 23 に加えて、遠心血液ポンプ駆動装置 32 と、第 1 の記憶手段 ME1 と、第 1 の表示手段 DP1 と、とを備えている。

【0029】

遠心血液ポンプ駆動装置 32 は、電気モータ 22 の回転数を制御する装置である。遠心血液ポンプ駆動装置 32 に任意の回転数を入力すると、電気モータ 22 がその回転数を維

50

持するように、電気モータ 22 に供給される電力を自動で制御する。

【0030】

第 1 の記憶手段 ME 1 は、トルクセンサ 23 で測定された回転トルクの測定値 RTm を、所定の時間間隔で記憶するための手段である。記憶する時間間隔は、期間 B（つまり、 $t_2 - t_1$ ）より短い間隔にするのが好ましい。通常、期間 B は数分間であるので、例えば 1 分おきや、1 秒おきに測定値 RTm を記憶するとよい。これにより、期間 B を確実に検出することができる。

本実施の形態では、第 1 の記憶手段 ME 1 は記憶装置 ME に含まれている。

【0031】

本実施の形態では、第 1 の記憶手段 ME 1 を省略することもできる。その場合には、回転トルクの測定値 RTm を、以下に記述する第 1 の表示手段 DP 1 に直接表示する。

【0032】

第 1 の表示手段 DP 1 は、トルクセンサ 23 で測定された回転トルクの測定値 RTm 又は第 1 の記憶手段 ME 1 に記憶された測定値 RTm を表示するための手段である。第 1 の表示手段 DP 1 は、測定値 RTm の数値を表示する手段、及び測定値 RTm を図 2 のようなグラフとして表示する手段が含まれる。特に、測定値 RTm をグラフとして表示する手段を用いると、期間 B が明確に判断できるので好ましい。

【0033】

次に、図 4 を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム 10 を用いて、遠心血液ポンプ 100 の異常（血栓の付着）を検出する方法を説明する。

【0034】

< 工程 1：電気モータ 22 の駆動及び回転トルク RT の測定 >

遠心血液ポンプ駆動装置 32 に、電気モータ 22 の回転数（遠心血液ポンプ 100 の回転数と一致）を入力する（S100）。このとき、遠心血液ポンプ 100 が所望の血流量を維持できるように、回転数を選択する。遠心血液ポンプ駆動装置 32 は電気モータ 22 に適切な電力を供給し、電気モータ 22 が回転する（S110）。

トルクセンサ 23 により、電気モータ 22 の回転トルク RT を測定する（S120）。

【0035】

< 工程 2a：測定値 RTm の記憶及び表示 >

外部モータシステム 10 が第 1 の記憶手段 ME 1 を備えている場合には、回転トルクの測定値 RTm を所定の時間間隔で保存する（S130）。そして、保存された測定値 RTm (n) を第 1 の表示手段 DP 1 に表示する（S140）。なお、ここで n は、任意の自然数であり、RTm (n) は、n 番目に記憶された回転トルクの測定値を表す。

使用者は、第 1 の表示手段 DP 1 に表示された測定値 RTm (n)、又は測定値 RTm (n) を時間に対してプロットしたグラフを観察する。そして、測定値 RTm (n) が急激に増加するのを検出したら（つまり、図 2 の期間 B を検出したら）、遠心血液ポンプ 100 に異常が発生したと判断する。

【0036】

< 工程 2b：測定値 RTm の表示 >

外部モータシステム 10 が第 1 の記憶手段 ME 1 を備えていない場合には、回転トルクの測定値 RTm を第 1 の表示手段 DP 1 に表示する（S150）。

使用者は、第 1 の表示手段 DP 1 に表示された測定値 RTm、又は測定値測定値 RTm を時間に対してプロットしたグラフを観察する。そして、測定値 RTm が急激に増加するのを検出したら（つまり、図 2 の期間 B を検出したら）、遠心血液ポンプ 100 に異常が発生したと判断する。

【0037】

本実施の形態では、比較的簡単な構成の遠心血液ポンプ用外部モータ 10 を提供できる点と、第 1 の表示手段 DP 1 に表示されたグラフから、期間 B を直接観察することができる点で有利である。

【0038】

10

20

30

40

50

< 実施の形態 2 >

本実施の形態では、期間 B を検出するための別の具体例を説明する。本実施の形態は、回転トルクの測定値 $R T m$ の変化率又は変化量を、それらの閾値と比較することにより、期間 B を検出することを特徴とする。

【 0 0 3 9 】

図 5 に示した本実施の形態の外部モータシステム 10 は、実施の形態 1 に記載された外部磁石 28、電気モータ 22、トルクセンサ 23、遠心血液ポンプ駆動装置 32 及び第 1 の記憶手段 M E 1 に加えて、第 1 の演算手段 C A 1 と、第 2 の記憶手段 M E 2 と、信号発生手段 33 とを備えている。なお、実施の形態 1 に記載された第 1 の表示手段 D P 1 は、本実施の形態には含まれていない。

10

【 0 0 4 0 】

第 1 の演算手段 C A 1 は、第 1 の記憶手段 M E 1 に記憶された測定値 $R T m$ から、変化率 $C R$ 又は変化量 $C M$ を算出するための手段である。具体的には、第 n 番目より前に記憶された測定値のうちの 1 つの測定値（例えば、 n 番目より α 番だけ前に記憶された測定値 $R T m (n - \alpha)$ ）を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値 $R T m (n)$ の変化量 $C M$ 又は変化率 $C R$ を算出する。なお、 α は n より小さな任意の自然数である。

ここで、「変化率 $C R$ 」とは、基準となる測定値 $R T m (n - \alpha)$ に対する第 n 測定値 $R T m (n)$ の倍率であり、 $(\text{変化率 } C R) = R T m (n) / R T m (n - \alpha)$ で算出できる。また「変化量 $C M$ 」とは、基準となる測定値 $R T m (n - \alpha)$ に対する第 n 測定値 $R T m (n)$ の差であり、 $(\text{変化量 } C M) = R T m (n) - R T m (n - \alpha)$ で算出できる。

20

【 0 0 4 1 】

変化率 $C R$ と変化量 $C M$ は、いずれも測定値 $R T m$ の変化の程度を示す指標であるため、いずれか一方を利用すれば十分であるが、変化率 $C R$ と変化量 $C M$ とを併用することもできる。

【 0 0 4 2 】

第 2 の記憶手段 M E 2 は、変化率の閾値 $C R t$ 又は変化量の閾値 $C M t$ を記憶するための手段である。変化率の閾値 $C R t$ 又は変化量の閾値 $C M t$ とは、図 2 の期間 B で生じると予測される変化率 $C R$ 又は変化量 $C M$ から決定する。このとき閾値 $C R t$ 、 $C M t$ を小さくしすぎると、期間 A で観測されるノイズによる測定値 $R T m$ の変化率 $C R$ 又は変化量 $C M$ であっても、閾値 $C R t$ 、 $C M t$ を超える恐れがある。よって、閾値 $C R t$ 、 $C M t$ は、期間 A で観測される（回転トルクの測定値 $R T m$ の）ノイズによる変化率 $C R$ 又は変化量 $C M$ より大きく、期間 B で生じると予想される回転トルクの測定値 $R T m$ の変化率 $C R$ 又は変化量 $C M$ より小さくなるように、決定する必要がある。

30

変化率の閾値 $C R t$ は、例えば $1.5 \sim 2.0$ とすることができる。また、変化量の閾値 $C M t$ は、例えば $0.01 \text{ N} \cdot \text{M} \sim 0.03 \text{ N} \cdot \text{M}$ とすることができる。

本実施の形態では、遠心血液ポンプを駆動させる前に、閾値 $C R t$ 、 $C M t$ を予め設定して、第 2 の記憶手段 M E 2 に記憶させておく。

【 0 0 4 3 】

記憶させる閾値の種類は、第 1 の演算手段 C A 1 で算出される値の種類に合わせて決定される。つまり、算出される値が変化率 $C R$ の場合には変化率の閾値 $C R t$ を記憶させ、算出される値が変化量 $C M$ の場合には変化量の閾値 $C M t$ を記憶させ、算出される値が変化率 $C R$ と変化量 $C M$ の両方であれば、変化率の閾値 $C R t$ と変化量の閾値 $C M t$ の両方を記憶させる必要がある。

40

【 0 0 4 4 】

図 5 では、第 2 の記憶手段 M E 2 は、第 1 の記憶手段 M E 1 と同じ記憶装置 M E に含まれている。しかしながら、第 2 の記憶手段 M E 2 及び第 1 の記憶手段 M E 1 が、それぞれ別の記憶装置に含まれていてもよい。

【 0 0 4 5 】

信号発生手段 33 は、回転トルク $R T$ の変化から図 2 の期間 B に入ったと判断したとき

50

に、信号を発する手段である。具体的には、信号発生手段 33 は、第 1 の演算手段 CA1 によって算出された変化率 CR 又は変化量 CM が、第 2 の記憶手段 ME2 に記憶されている閾値 CRt、CMt よりも大きくなったときに、信号を発する。

【0046】

なお、算出される値が変化率 CR と変化量 CM の両方の場合、変化率 CR が変化率の閾値 CRt より大きくなったとき、及び / 又は変化量 CM が変化量の閾値 CMt より大きくなったときに、信号発生手段 33 から信号を発するようにする。

【0047】

信号発生手段 33 としては、例えば、電気信号、視覚的信号、聴覚的信号などの信号を発することのできる手段を用いることができる。電気信号とは、電気配線を通じてモニタ等に送信可能な信号のことであり、モニタ等が警告を表示するのに利用できる。視覚的信号とは、ランプの点灯、点滅など視覚的に認識できる信号である。聴覚的信号とは、ブザー等の聴覚的に認識できる信号である。

【0048】

次に、図 6 を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム 10 を用いて、遠心血液ポンプ 100 の異常（血栓の付着）を検出する方法を説明する。

【0049】

< 工程 1：閾値 CRt、CMt の入力 >

期間 B で生じると予想される変化率 CR 又は変化量 CM から、変化率の閾値 CRt 又は変化量の閾値 CMt を決定し、第 2 の記憶手段 ME2 に記憶する（S200）。

【0050】

< 工程 2：電気モータ 22 の駆動及び回転トルク RT の測定 >

実施の形態 1 の工程 1 と同様に、遠心血液ポンプ駆動装置 32 に、電気モータ 22 の回転数（遠心血液ポンプ 100 の回転数と一致）を入力する（S210）。このとき、遠心血液ポンプ 100 が所望の血流量を維持できるように、回転数を選択する。遠心血液ポンプ駆動装置 32 は電気モータ 22 に適切な電力を供給し、電気モータ 22 が回転する（S220）。

トルクセンサ 23 により、電気モータ 22 の回転トルク RT を測定する（S230）。

【0051】

< 工程 3：測定値 RTm の記憶 >

回転トルクの測定値 RTm を、所定の時間間隔で第 1 の記憶手段 ME1 に保存する（S240）。

【0052】

< 工程 4：変化率 CR 又は変化量 CM の算出 >

第 1 の演算手段 CA1 により、第 n 番目より前（例えば、n 番目より 1 つ前）に記憶された測定値 RTm（n - 1）を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値 RTm（n）の変化量 CM 又は変化率 CR を算出する（S250）。

【0053】

< 工程 5：変化率 CR 又は変化量 CM と、閾値 CRt、CMt との比較 >

信号発生手段 33 により、第 2 の記憶手段 ME2 に保存された変化率の閾値 CRt 又は変化量の閾値 CMt と、第 1 の演算手段 CA1 により算出された変化率 CR 又は変化量 CM と、を比較する（S260）。算出された変化率 CR 又は変化量 CM が、閾値 CRt、CMt より大きくなったら、信号発生手段 33 は、信号（電気的信号、視覚的信号、及び / 又は聴覚的信号）を発する（S270）。

使用者は、信号発生手段 33 から信号が発せられたことを確認して、遠心血液ポンプ 100 に異常が発生したと判断する。

【0054】

本実施の形態では、遠心血液ポンプ 100 の異常発生を自動化することができる点で有利である。また、本実施の形態では、回転トルクの「測定値 RTm」そのものの値が不明であっても、期間 B における回転トルクの測定値 RTm の変化の傾向が分かれば（つまり

10

20

30

40

50

、閾値 CR_t 、 CM_t を見積もることができれば)、異常発生を検出できる点で有利である。

【0055】

(変形例)

本変形例は、変化率 CR 又は変化量 CM の算出において、第 n 番目より前に記憶された測定値のうちの2つ以上の測定値の平均値を基準とする点で、本実施の形態2と相違する。それ以外は、本実施の形態2と同様である。

【0056】

本実施の形態2では、変化率 CR 又は変化量 CM は、「測定値 $RT_m(n - \alpha)$ 」を基準として算出されていた。本変形例では、第 n 番目より前に記憶された測定値のうちの2つ以上の測定値(例えば、 n 番目より α 番だけ前に記憶された測定値 $RT_m(n - \alpha)$ から、 N 個の値)の平均値 $aveRT_m$ を基準として算出される。平均値 $aveRT_m = 1 / N \sum RT_m(n - \alpha)$ と表記することができる。 N は、2以上かつ α 以下の任意の自然数である。

【0057】

次に、図7を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム10を用いて、遠心血液ポンプ100の異常(血栓の付着)を検出する方法を説明する。ただし、本実施の形態2(図6)と、「工程4」のみが相違するため、工程4以外の説明は省略する。

【0058】

<工程4：変化率 CR 又は変化量 CM の算出>

第1の演算手段 $CA1$ により、第 n 番目より前に記憶された測定値のうちの2つ以上の測定値(例えば、 n 番目より1つ前～3つ前までの3つの測定値)の平均値 $aveRT_m = 1 / 3 (RT_m(n - 1) + RT_m(n - 2) + RT_m(n - 3))$ を求める。

さらに、第1の演算手段 $CA1$ により平均値 $aveRT_m$ を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値 $RT_m(n)$ の変化量 CM 又は変化率 CR を算出する($S250M$)。

【0059】

本変形例は、本実施の形態2の有利な点に加えて、基準値を平均化することにより、図2の期間Aで観測されるノイズの影響を低減できる点で有利である。

【0060】

<実施の形態3>

本実施の形態では、期間Bを検出するための別の具体例を説明する。本実施の形態は、回転トルクの測定値 RT_m を、その閾値と比較することにより、期間Bを検出することの特徴とする。すなわち、本実施の形態は、閾値の種類が回転トルク RT 自体である点で、実施の形態2と相違する。

【0061】

図8に示した本実施の形態の外部モータシステム10は、実施の形態2に記載された外部磁石28、電気モータ22、トルクセンサ23、遠心血液ポンプ駆動装置32、第1の記憶手段 $ME1$ 、第2の記憶手段 $ME2$ 及び信号発生手段33を備えている。なお、実施の形態2に記載された第1の演算手段 $CA1$ は、本実施の形態には含まれていない

【0062】

本実施の形態では、回転トルクの測定値 RT_m と、回転トルクの閾値 RT_t とを比較する。そのため、第2の記憶手段 $ME2$ には、回転トルクの閾値 RT_t が記憶される。回転トルクの閾値 RT_t とは、図2の期間Bで生じると予測される回転トルクの閾値 RT_t から決定する。このとき閾値 RT_t が不適切であると、期間Aで観測されるノイズによって測定値 RT_m が僅かに上昇しただけで、閾値 RT_t を超える恐れがある。よって、閾値 RT_t は、期間Aで観測される(回転トルクの測定値 RT_m のうち)ノイズによって上昇した測定値 RT_m より大きく、期間Bで観測される回転トルクの測定値 RT_m より小さくなるように、決定する必要がある。

本実施の形態では、遠心血液ポンプを駆動させる前に、閾値 RT_t を予め設定して、第

2 の記憶手段 M E 2 に記憶させておく。

【 0 0 6 3 】

次に、図 9 を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム 1 0 を用いて、遠心血液ポンプ 1 0 0 の異常（血栓の付着）を検出する方法を説明する。本実施の形態では、「工程 4：変化率 C R 又は変化量 C M の算出」を含まない点が、実施の形態 2 と大きく異なる。

【 0 0 6 4 】

< 工程 1：閾値 R T t の入力 >

期間 B で生じると予想される回転トルクの測定値 R T m から、回転トルクの閾値 R T t を決定し、第 2 の記憶手段 M E 2 に記憶する（ S 3 0 0 ）。

10

【 0 0 6 5 】

< 工程 2：電気モータ 2 2 の駆動及び回転トルク R T の測定 >（ S 3 1 0 ~ S 3 3 0 ）

< 工程 3：測定値 R T m の記憶 >（ S 3 4 0 ）

実施の形態 2 の工程 2 ~ 工程 3 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 6 6 】

< 工程 4：回転トルクの測定値 R T m と、閾値 R T t との比較 >

信号発生手段 3 3 により、第 2 の記憶手段 M E 2 に保存された回転トルクの閾値 R T t と、第 1 の記憶手段 M E 1 に保存された回転トルクの測定値 R T m（ n ）と、を比較する（ S 3 5 0 ）。保存された測定値 R T m（ n ）が、閾値 R T t より大きくなったら、信号発生手段 3 3 は、信号（電氣的信号、視覚的信号、及び / 又は聴覚的信号）を発する（ S 3 6 0 ）。

20

使用者は、信号発生手段 3 3 から信号が発せられたことを確認して、遠心血液ポンプ 1 0 0 に異常が発生したと判断する。

【 0 0 6 7 】

本実施の形態では、遠心血液ポンプ 1 0 0 の異常発生を自動化することができる点で有利である。また、本実施の形態では、回転トルクの測定値 R T m の閾値を利用することにより、（第 1 の演算手段 C A 1 を必要としないため）装置を簡略化することができる点で有利である。

【 0 0 6 8 】

< 実施の形態 4 >

30

本実施の形態では、期間 B を検出するための別の具体例を説明する。本実施の形態は、実施の形態 2 の変化率 C R 又は変化量 C M の算出において、血流値と回転数から算出された正常な回転トルクの正常値 n R T を基準とする点で、実施の形態 2 と相違する。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 に示した本実施の形態の外部モータシステム 1 0 は、実施の形態 2 に記載された外部磁石 2 8、電気モータ 2 2、トルクセンサ 2 3、遠心血液ポンプ駆動装置 3 2、第 1 の記憶手段 M E 1、第 1 の演算手段 C A 1、第 2 の記憶手段 M E 2 及び信号発生手段 3 3 に加えて、流量計 4 0 と、第 3 の記憶手段 M E 3 と、第 2 の演算手段 C A 2 とを備えている。

40

【 0 0 7 0 】

流量計 4 0 は、遠心血液ポンプ 1 0 により循環する単位時間当たりの血流量を測定するためのものである。図 1 0 では、流量計 4 0 は、例えば、遠心血液ポンプ 1 0 の出口に接続されたチューブ B O に設置されて、遠心血液ポンプ 1 0 から流出する血流量を測定している。もちろん、流量計 4 0 は、遠心血液ポンプ 1 0 の入口 1 1 2 に接続されたチューブ B I に設置されて、遠心血液ポンプ 1 0 に流入する血流量を測定してもよい。

【 0 0 7 1 】

第 3 の記憶手段 M E 3 は、電気モータ 2 2 の回転数と、流量計 4 0 で測定された血流量とに基づいて、回転トルクの正常値 n R T を算出する換算式を記憶するための手段である。ここで、「正常値 n R T」とは、正常な状態にある遠心血液ポンプ 1 0 を、とある回転数で回転する電気モータ 2 2 で駆動して、そのときに循環する血流がとある血流量である

50

場合に、トルクセンサ 23 で測定される回転トルクの測定値 RT_m のことである。正常値 nRT と、回転数及び血流量とは、図 11 に示すような関係を有している。

【0072】

図 11 は、ある特定のタイプの遠心血液ポンプに対して、電気モータ 22 の回転数が (a) 2000 rpm、(b) 3000 rpm、(c) 4000 rpm の場合に、血流量 (L/min) に対して回転トルクの正常値 nRT をプロットしたものである。各グラフ (a) ~ (c) の横には、血流量 = y 、正常値 $nRT = x$ としたときの換算式が記載されている。このように、換算式は、回転数と血流量の関数として記述することができる。

第 3 の記憶手段 ME3 には、これらの換算式が記憶されている。なお、換算式は、遠心血液ポンプのタイプに依存しており、タイプに合わせた換算式を選択して用いなければならない。

10

【0073】

図 10 では、第 3 の記憶手段 ME3 は、第 2 の記憶手段 ME2 及び第 1 の記憶手段 ME1 と同じ記憶装置 ME に含まれている。しかしながら、第 3 の記憶手段 ME3、第 2 の記憶手段 ME2 及び第 1 の記憶手段 ME1 が、それぞれ別の記憶装置に含まれていてもよい。

【0074】

第 2 の演算手段 CA2 は、第 3 の記憶手段 ME3 に記憶された換算式を用いて、電気モータ 22 の回転数と、流量計 40 で測定された血流量とから、回転トルクの正常値 nRT を算出する手段である。具体的には、回転数に合わせて換算式を選択し、換算式に血流量

20

を代入することにより、正常値 nRT が算出できる。

図 10 では、第 2 の演算手段 CA2 は、第 1 の演算手段 CA1 と同じ演算装置 CA に含まれている。しかしながら、第 2 の演算手段 CA2 及び第 1 の演算手段 CA1 が、それぞれ別の演算装置に含まれていてもよい。

【0075】

本実施の形態では、第 1 の演算手段 CA1 は、この正常値 nRT を基準として、第 1 の記憶手段 ME1 に第 n 番目に記憶された第 n 測定値 $RT_m(n)$ の変化量 CM 又は変化率 CR を算出する。

【0076】

次に、図 12 を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム 10 を用いて、遠心血液ポンプ 100 の異常（血栓の付着）を検出する方法を説明する。

30

【0077】

< 工程 1：閾値 CR_t 、 CM_t の入力 > (S400)

実施の形態 2 の工程 1 と同様であるので、説明を省略する。

【0078】

< 工程 2：換算式の入力 >

回転トルクの正常値 nRT を算出するための複数の換算式（図 11 参照）を第 3 の記憶手段 ME3 に入力する (S410)。

【0079】

< 工程 3：電気モータ 22 の駆動及び回転トルク RT の測定 > (S420 ~ S440)

40

< 工程 4：測定値 RT_m の記憶 > (S450)

実施の形態 2 の工程 2 ~ 工程 3 と同様であるので、説明を省略する。

【0080】

< 工程 5：血流の測定 >

流量計 40 により、循環している単位時間当たりの血流量を測定する (S460)。

【0081】

< 工程 6：回転トルクの正常値 nRT の算出 >

第 2 の演算手段 CA2 により、第 3 の記憶手段 ME3 に記憶されている複数の換算式から、(工程 2 で入力された) 電気モータ 22 の回転数に基づいて最適な換算式を選択し、その後、選択された換算式に (流量計 40 で測定された) 血流量を代入して、回転トルク

50

の正常値 nRT を算出する (S 4 7 0)。

【0082】

< 工程 7 : 変化率 CR 又は変化量 CM の算出 >

第 1 の演算手段 $CA1$ により、算出された正常値 nRT を基準として、第 n 番目に記憶された第 n 測定値 $RTm(n)$ の変化量 CM 又は変化率 CR を算出する (S 4 8 0)。

【0083】

< 工程 8 : 変化率 CR 又は変化量 CM と、閾値 CRt 、 CMt との比較 > (S 4 9 0 ~ S 4 9 5)

実施の形態 2 の工程 5 と同様であるので、説明を省略する。

【0084】

10

本実施の形態では、遠心血液ポンプ 100 の異常発生を自動化することができる点で有利である。また、本実施の形態では、実際の使用条件から回転トルクの正常値 nRT を算出しているので、回転トルクの測定値 RTm の異常を確実に検出することができる点で有利である。さらに、使用中に電気モータ 22 及び / 又は血流量が変化しても、その時点での正常値を求めることができる点で有利である。

【0085】

< 実施の形態 5 >

本実施の形態では、期間 B を検出するための別の具体例を説明する。本実施の形態は、回転トルクの測定値 RTm を、その閾値と比較することにより、期間 B を検出する点で、実施の形態 3 と類似する。しかしながら、回転トルクの閾値を、回転トルクの正常値 nRT から算出する点で、実施の形態 3 と相違する。

20

【0086】

図 13 に示した本実施の形態の外部モータシステム 10 は、実施の形態 4 に記載された外部磁石 28、電気モータ 22、トルクセンサ 23、遠心血液ポンプ駆動装置 32、第 1 の記憶手段 $ME1$ 、信号発生手段 33、流量計 40、第 3 の記憶手段 $ME3$ 及び第 2 の演算手段 $CA2$ に加えて、第 4 の記憶手段 $ME4$ と、第 3 の演算手段 $CA3$ とを備えている。なお、実施の形態 4 に記載された第 1 の演算手段 $CA1$ 及び第 2 の記憶手段 $ME2$ は、本実施の形態には含まれていない。

【0087】

第 4 の記憶手段 $ME4$ は、回転トルクの正常値 nRT から、回転トルクの閾値 RTt を算出するための算出式を記憶するための手段である。

30

算出式とは、図 2 の期間 B で生じると予想される回転トルクの変化率 CR 又は変化量 CM に基づいて、回転トルクの閾値 RTt を算出するための式である。例えば、変化率の閾値 CRt を用いれば、算出式は (閾値 RTt) = (正常値 nRT) × (変化率 CRt) となる。また、変化量の閾値 CMt を用いれば、算出式は、(閾値 RTt) = (正常値 nRT) + (変化量 CMt) となる。

【0088】

図 13 では、第 4 の記憶手段 $ME4$ は、第 3 の記憶手段 $ME3$ 及び第 1 の記憶手段 $ME1$ と同じ記憶装置 ME に含まれている。しかしながら、第 4 の記憶手段 $ME4$ 、第 3 の記憶手段 $ME3$ 及び第 1 の記憶手段 $ME1$ が、それぞれ別の記憶装置に含まれていてもよい。

40

【0089】

第 3 の演算手段 $CA3$ は、第 4 の記憶手段 $ME4$ に記憶された算出式を用いて、正常値 nRT から閾値 RTt を算出する手段である。

図 13 では、第 3 の演算手段 $CA3$ は、第 2 の演算手段 $CA2$ と同じ演算装置 CA に含まれている。しかしながら、第 3 の演算手段 $CA3$ 及び第 2 の演算手段 $CA2$ が、それぞれ別の演算装置に含まれていてもよい。

【0090】

次に、図 14 を参照しながら、本実施の形態に係る外部モータシステム 10 を用いて、遠心血液ポンプ 100 の異常 (血栓の付着) を検出する方法を説明する。

50

【 0 0 9 1 】

< 工程 1 : 換算式の入力 > (S 5 0 0)

実施の形態 4 の工程 2 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 9 2 】

< 工程 2 : 算出式の入力 >

回転トルクの正常値 nRT から回転トルクの閾値 RTt を算出するための算出式を第 4 の記憶手段 ME 4 に記憶する (S 5 1 0)。

【 0 0 9 3 】

< 工程 3 : 電気モータ 2 2 の駆動及び回転トルク RT の測定 > (S 5 2 0 ~ S 5 4 0)

< 工程 4 : 測定値 RTm の記憶 > (S 5 5 0)

実施の形態 2 の工程 2 ~ 工程 3 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 9 4 】

< 工程 5 : 血流の測定 > (S 5 6 0)

< 工程 6 : 回転トルクの正常値 nRT の算出 > (S 5 7 0)

実施の形態 4 の工程 5 ~ 6 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 9 5 】

< 工程 7 : 回転トルクの閾値 RTt の算出 >

第 3 の演算手段 CA 3 により、第 4 の記憶手段 ME 4 に記憶されている換算式に (流量計 4 0 で測定された) 血流量を代入して、回転トルクの閾値 RTt を算出する (S 5 8 0)。

【 0 0 9 6 】

< 工程 8 : 回転トルクの測定値 RTm と、閾値 RTt との比較 > (S 5 9 0 ~ S 5 9 5)

実施の形態 3 の工程 4 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 9 7 】

本実施の形態では、遠心血液ポンプ 1 0 0 の異常発生を自動化することができる点で有利である。また、本実施の形態では、回転トルクの正常値 nRT から回転トルクの閾値 RTt を算出しているので、回転トルクの閾値 RTt を予め推測することが困難であっても、期間 B における回転トルクの測定値 RTm の変化の傾向が分かれば (つまり、閾値 CRt 、 CMt を見積もることができれば)、閾値 RTt を決定することができる点で有利である。そして、回転トルクの閾値 RTt は、(実際の使用条件から算出した) 回転トルクの正常値 RTt に基づいているので、回転トルクの測定値 RTm の異常を確実に検出することができる点で有利である。さらに、使用中に電気モータ 2 2 及び / 又は血流量が変化しても、その時点での正常値を求めることができる点で有利である。

【 実施例 1 】

【 0 0 9 8 】

以下に、実施の形態の外部モータシステム 1 0 の構成部品及びその周辺機器について詳述する。

(電気モータ 2 2)

電気モータ 2 2 には、一般的に知られている電気モータ (直流モータ、交流モータ) のうち、2 0 0 0 r p m ~ 6 0 0 0 r p m の範囲内で回転数を正確に制御できる電気モータが用いられる。

【 0 0 9 9 】

(トルクセンサ 2 3)

トルクセンサ 2 3 には、電気モータ 2 2 の回転シャフト 2 2 a を非接触的に又は接触的に測定できるものが用いられる。非接触タイプのトルクセンサ 2 3 では回転シャフト 2 2 a の磁歪効果を用いるものが利用できる。接触タイプのトルクセンサ 2 3 では、トルクセンサ 2 3 と回転シャフト 2 2 a とをベルト等で接続して、回転シャフト 2 2 a の回転トルクを測定するものが利用できる。

【 0 1 0 0 】

なお、実施の形態 1 ~ 5 では、電気モータ 2 2 とトルクセンサ 2 3 とが別体の例を示し

10

20

30

40

50

ている。これらを別体にするにより、既存の遠心電気モータ２２に、トルクセンサ２３を後付けできる点で有利である。

一方、本発明では、電気モータ２２とトルクセンサ２３とを一体化することもできる。これにより、本発明の外部モータシステム１０の取扱い（例えば、使用前のシステム組み上げや、使用後のメンテナンス等）が簡便になる点で有利である。

【０１０１】

（外部磁石２８）

外部磁石２８には、内部磁石１２８と強力に磁氣的結合できる永久磁石が適しており、例えば希土類磁石（ネオジム磁石）などが好適である。

【０１０２】

（遠心血液ポンプ駆動装置３２）

遠心血液ポンプ駆動装置３２は、電気モータ２２の回転数（＝遠心血液ポンプ１００のインペラ１２０の回転数）が所定値になるように、外部モータ２０に供給する電力を制御する装置である。例えば、回転用シャフトに血栓が付着した場合、そのままの電力（＝そのままの回転トルク）では電気モータ２２の回転数が低下する。そこで、遠心血液ポンプ駆動装置３２は、外部モータ２０に供給する電力を増加させて、外部モータ２０の回転数を一定に維持している。

【０１０３】

（信号発生手段３３）

信号発生手段３３は、閾値と測定値とを比較する機能と、比較結果に基づいて所定の信号を発する機能とを有している。ここで「信号」とは、ランプの点灯又は点滅等の視覚的に認識可能な信号、ブザー等の聴覚的に認識可能な信号だけでなく、監視モニタ等に送信される電気信号も含む。

信号が発せられると、使用者は、遠心血液ポンプ１００に異常（例えば、回転用シャフトへの血栓の付着）が生じていると判断する。

【０１０４】

なお、実施の形態１～５では、遠心血液ポンプ駆動装置３２と信号発生手段３３とが別体の例を示している。これらを別体にするにより、既存の遠心血液ポンプ駆動装置３２に、信号発生手段３３を後付けできる点で有利である。

一方、本発明では、遠心血液ポンプ駆動装置３２に信号発生機能を設けることにより、実質的に、遠心血液ポンプ駆動装置３２と信号発生手段３３とを一体化することもできる。これにより、本発明の外部モータシステム１０の取扱い（例えば、使用前のシステム組み上げや、使用後のメンテナンス等）が簡便になる点で有利である。

【０１０５】

（流量計４０）

流量計４０は、遠心血液ポンプ１００と患者とを繋ぐチューブに設けられており、循環している単位時間当たりの血流量を測定している。

【０１０６】

（遠心血液ポンプ１００）

遠心血液ポンプ１００には、遠心血液ポンプ１００は、ケーシング１１０と、ケーシング１１０内に回転可能に軸支されたインペラ１２０と、インペラ１２０に固定された内部磁石１２８と、を備えた一般的な遠心血液ポンプが利用できる。

【０１０７】

（記憶装置ＭＥ）

記憶装置ＭＥには、データの読み出しと書込みが可能な記憶装置（例えば、半導体メモリ、ハードディスク等）を用いることができる。１つの記憶装置ＭＥに、第１～第４の記憶手段ＭＥ１～ＭＥ４を含んでいると、システムが簡略になるので好ましい。

【０１０８】

（演算装置ＣＡ）

演算装置ＣＡには、記憶装置ＭＥからのデータの読み出しと、データの演算と、演算結

10

20

30

40

50

果の出力とが可能な処理装置（例えば半導体プロセッサ等）を用いることができる。１つの演算装置ＣＡに、第１～第３の演算手段ＣＡ１～ＣＡ３を含んでいると、システムが簡略になるので好ましい。

【０１０９】

本発明の外部モータシステム１０によれば、遠心血液ポンプ１００に発生した異常を早期の段階で検出することができる。

なお、本明細書では、遠心血液ポンプ１００に血栓が付着する異常を検出することを前提として記載している。しかしながら、その他の遠心血液ポンプ１００の異常であって、インペラの摩擦係数を上昇させるような異常であれば、本発明の外部モータシステム１０によって検出することが可能である。具体的には、遠心血液ポンプ１００の軸受け部材に初期異常（変形、クラック）があり、使用中にそれらの初期異常が顕著化した場合などが考えられる。

10

【符号の説明】

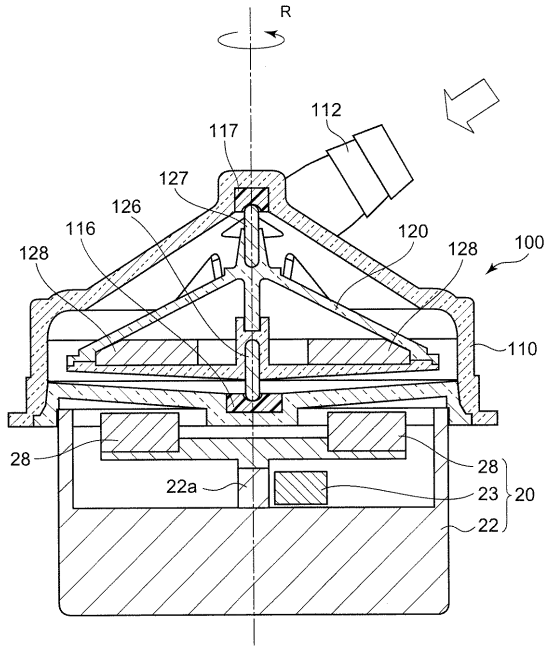
【０１１０】

- １０ 外部モータシステム
- ２０ 外部モータ
- ２２ 電気モータ
- ２２ａ 電気モータの回転シャフト
- ２３ トルクセンサ
- ２８ 外部磁石
- ３２ 遠心血液ポンプ駆動装置
- ３３ 信号発生手段
- ４０ 流量計
- １００ 遠心血液ポンプ
- １１０ ケーシング
- １１２ ケーシングの入口
- １１６ 軸受け部材（下側）
- １１７ 軸受け部材（上側）
- １２０ インペラ
- １２６ インペラの回転用シャフト（下側）
- １２７ インペラの回転用シャフト（上側）
- １２８ 内部磁石

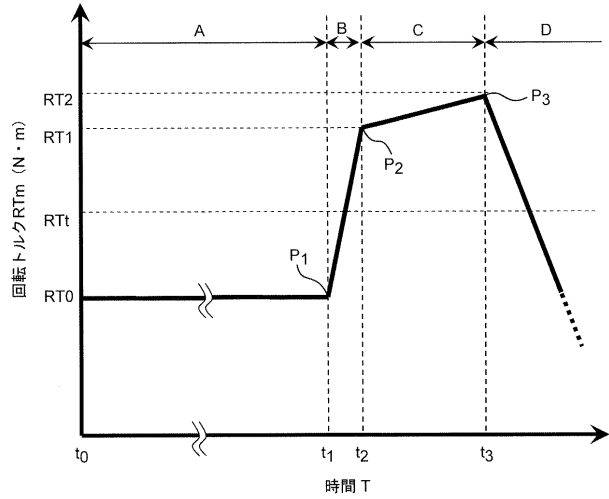
20

30

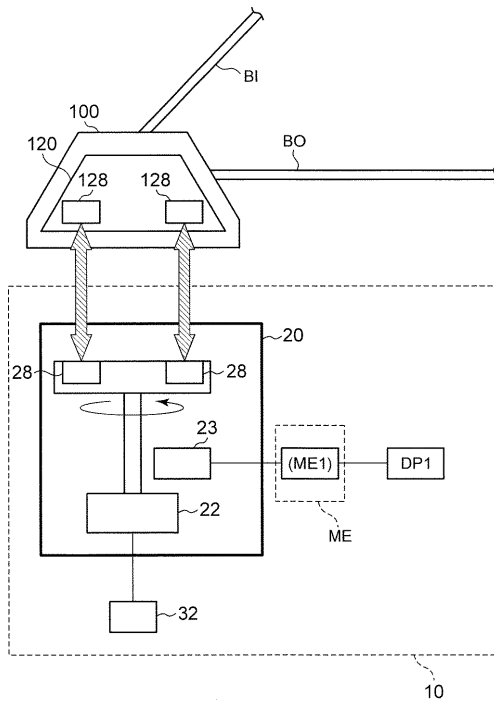
【図 1】



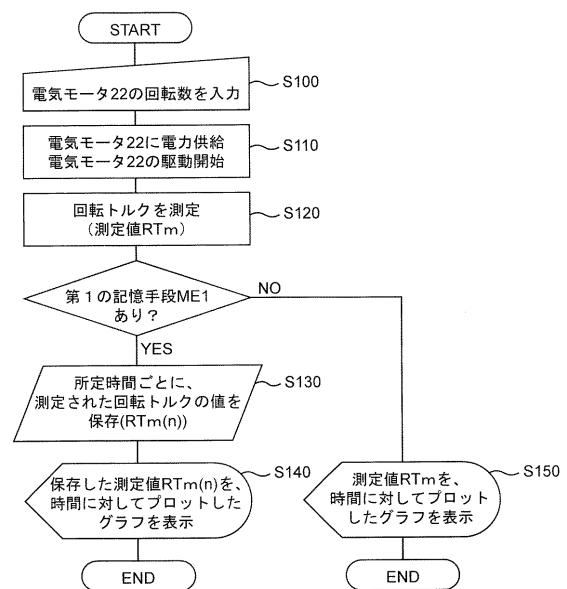
【図 2】



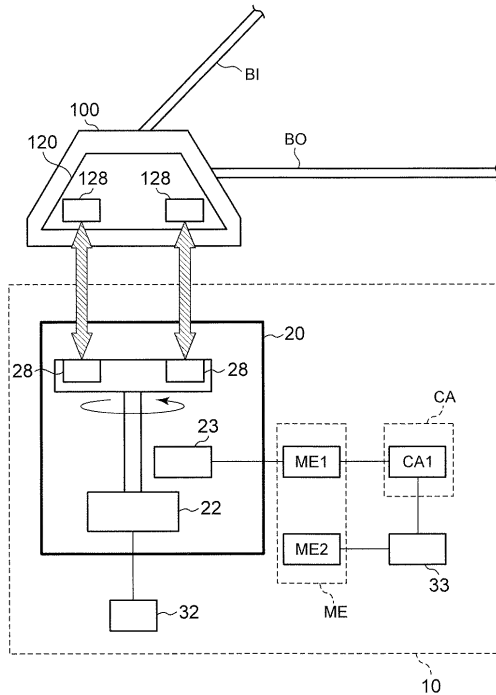
【図 3】



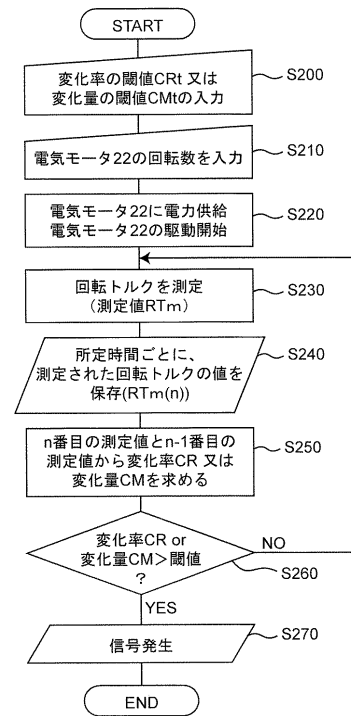
【図 4】



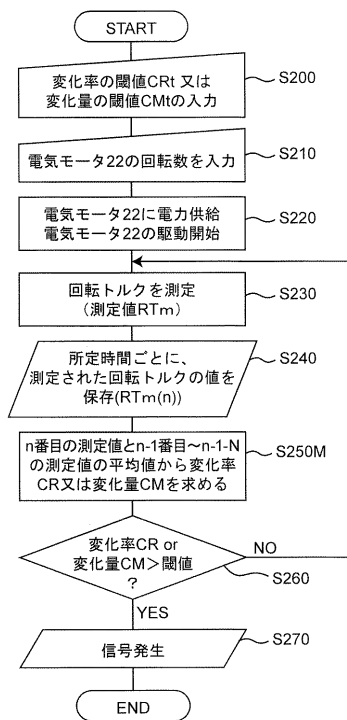
【図 5】



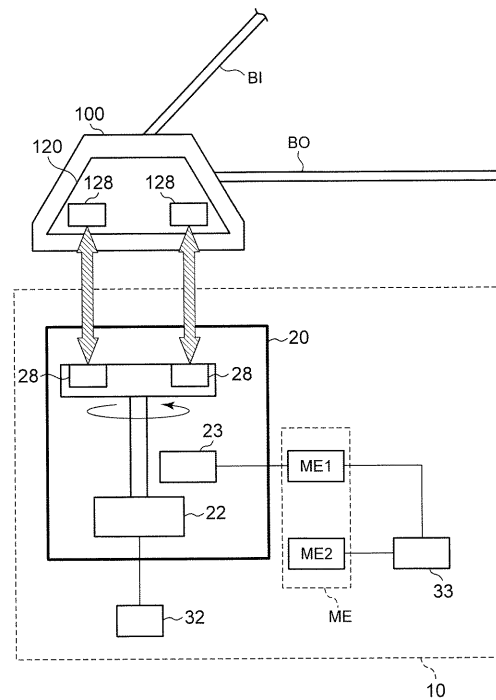
【図 6】



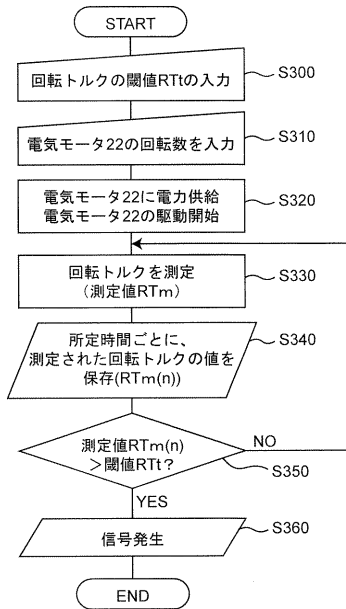
【図 7】



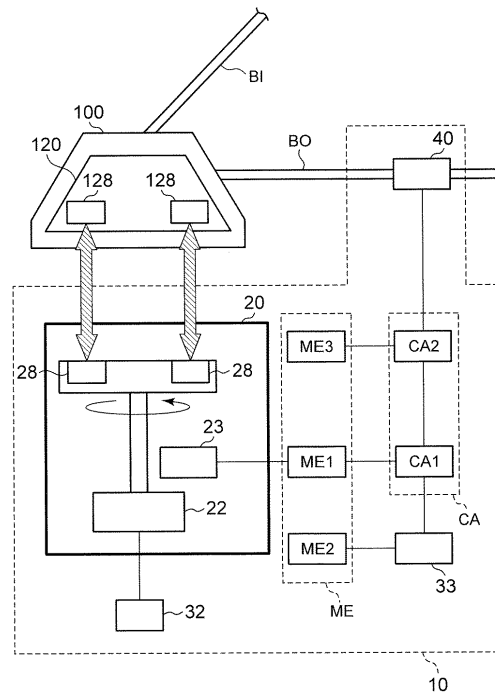
【図 8】



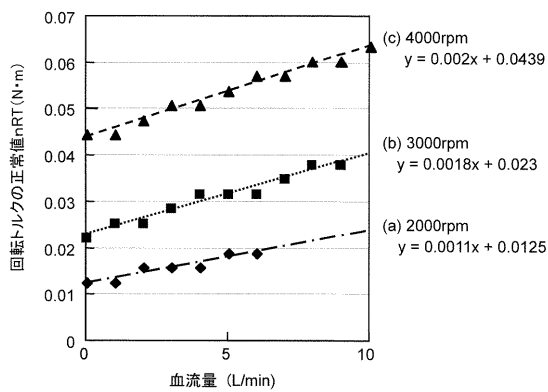
【図 9】



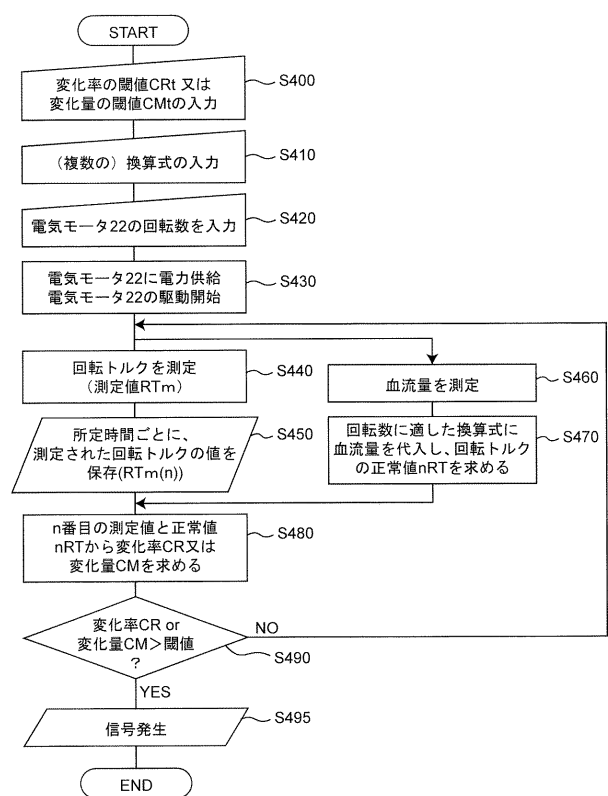
【図 10】



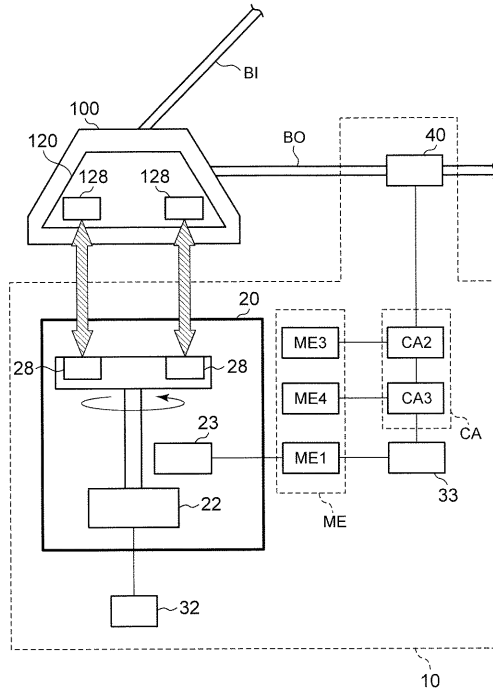
【図 11】



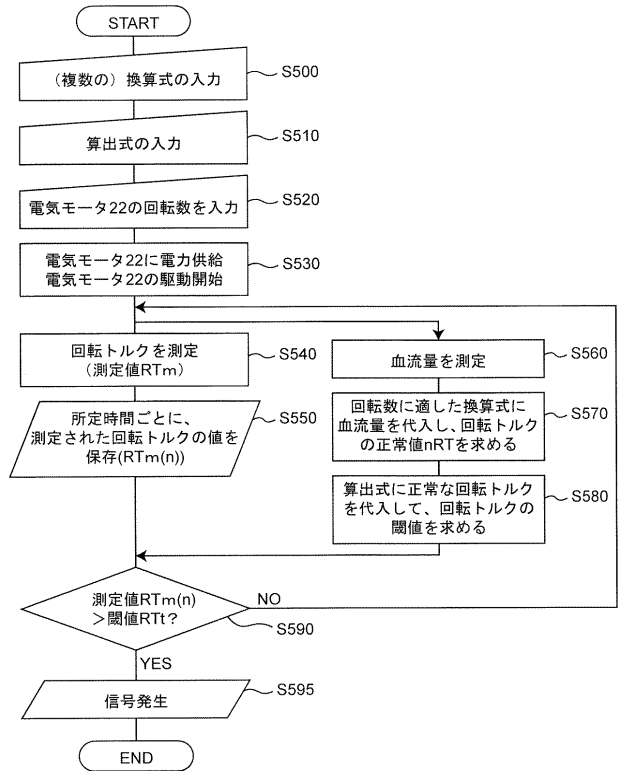
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

F ターム(参考) 3H130 AA05 AB22 AB47 AC18 BA90C DB03Z DE03X DF03X
4C077 AA04 CC03 DD08 EE01 HH03 HH09 HH19 HH30 JJ03 JJ08
JJ19 KK02 KK21