

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4314355号  
(P4314355)

(45) 発行日 平成21年8月12日(2009.8.12)

(24) 登録日 平成21年5月29日(2009.5.29)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0205</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	D
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0245</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	3 1 0 J
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/022</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	3 3 7 E

請求項の数 5 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-194931 (P2003-194931)</p> <p>(22) 出願日 平成15年7月10日 (2003.7.10)</p> <p>(65) 公開番号 特開2005-27800 (P2005-27800A)</p> <p>(43) 公開日 平成17年2月3日 (2005.2.3)</p> <p>審査請求日 平成17年8月29日 (2005.8.29)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 000226242 日機装株式会社 東京都渋谷区恵比寿3丁目4番2号</p> <p>(74) 代理人 100078776 弁理士 安形 雄三</p> <p>(72) 発明者 豊田 将弘 静岡県榛原郡榛原町静谷498番地1 日機装株式会社内</p> <p>(72) 発明者 山崎 博実 静岡県榛原郡榛原町静谷498番地1 日機装株式会社内</p> <p>審査官 北村 龍平</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈拍数測定のための医療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管アクセスを經由して患者の血管に結合され、前記血管へ液体を移動させるために圧力を加える機械装置を有する医療装置において、前記液体の圧力を測定する圧力検出手段と、測定された前記圧力の一定時間のデータを周波数解析して各周波数成分から構成されるスペクトルを検出する周波数解析手段と、前記スペクトルから前記機械装置に起因する周波数成分を除去する除去手段と、前記患者の脈拍に起因する周波数成分の周波数から脈拍数に換算する脈拍数換算手段と、からなる脈拍数測定回路を備えており、  
前記除去手段は、周波数毎に前記スペクトルの強度から前記機械装置に起因する周波数成分の強度を除去するようになっていることを特徴とする医療装置。

【請求項2】

血管アクセスを經由して患者の血管に結合され、前記血管へ液体を移動させるために圧力を加える機械装置を有する医療装置において、前記機械装置は前記機械装置を構成するポンプの回転周波数を基準周波数を中心にして一定周波数幅だけ変化させるように制御する制御回路を具備し、前記制御回路によって前記回転周波数を基準周波数を中心にして一定周波数幅だけ変化させながら、前記液体の圧力を測定する圧力検出手段と、測定された前記圧力の一定時間のデータを周波数解析して前記患者の脈拍に起因する周波数成分から構成されるスペクトルを検出する周波数解析手段と、前記患者の脈拍に起因する周波数成分の周波数を脈拍数に換算する脈拍数換算手段と、からなる脈拍数測定回路を備えたことを特徴とする医療装置。

**【請求項 3】**

前記一定時間が複数設定でき、設定された時間毎の脈拍数を測定する脈拍数測定回路を備えた請求項 1 又は 2 に記載の医療装置。

**【請求項 4】**

前記脈拍数測定回路が測定した脈拍数が、設定した脈拍数正常値の範囲外になったときに警報を発する脈拍数警報回路を備えた請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の医療装置。

**【請求項 5】**

前記液体の圧力を動脈側の液体で測定する、又は前記液体の圧力を静脈側の液体で測定する請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の医療装置。

**【発明の詳細な説明】**

10

**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、透析装置、人工心肺装置、輸液ポンプなどの医療装置を用いた治療における患者の脈拍数測定方法および血圧値測定方法、並びにそれらを応用した医療装置に関するものである。

**【0002】****【従来の技術】**

血管アクセスを経由して患者の血管に液体を移動或いは循環させる医療装置として透析装置や人工心肺装置或いは輸液ポンプなどが知られている。例えば、透析装置を例に取れば、血管アクセスを経由して患者の血管に結合され、前記血管へ移動する液体とは血液のことで、一度体外へ移動した血液を透析装置を使って血液中の老廃物を除去して、濾過した血液を再び体内に戻して血液を循環させるシステムになっている。また、輸液ポンプであれば、血管アクセスを経由して患者の血管に結合され、前記血管へ移動する液体とは液体の薬や栄養液などに相当し、薬や栄養液が血管アクセスを介して患者の体内に注入するシステムになっている。

20

**【0003】**

例えば、透析装置における患者の様態を監視する状況について説明すると、透析による治療中においては、ポンプの駆動によって患者の体内から導き出された血液がダイアライザーを通過することで、ダイアライザー内に配設された中空系の外側を流れる透析液と中空系の内側を流れる血液との浸透圧差や限外濾過によって、血液中の老廃物や水分が除去されて浄化される。このような透析治療中においては、患者の脈拍や血圧が急激に変動することがある。このため、透析治療中においては、看護婦等の医療従事者が巡回しており、1 時間に 1 回程度の頻度で間欠的に脈拍や血圧の測定を行っている。この脈拍の測定は、医療従事者が直接行うものであり、例えば、透析患者の腕における動脈の上から医療従事者の指をあてがい、腕時計等で時間を計りながら指の感触で動脈の脈動を検知し、脈拍を測定している。また、血圧の測定は、透析患者の腕にカフを巻いて血圧計で血圧を測定する。

30

**【0004】**

このようにして、医療従事者が巡回して脈拍や血圧の測定を行うやり方では、1 時間に 1 回程度の測定頻度であるので、透析患者の急激な状態の変化に対応することが困難という問題があった。この問題を解決するために、脈拍や血圧の測定を頻繁に行うことが考えられるが、医療従事者に過度の負担が掛かってしまうので好ましくない。

40

**【0005】**

また、透析治療は、一般的に 4 ~ 5 時間の長時間に亘って行われ、この治療期間中に透析患者は、睡眠をとったり、テレビをみたり、読書をしたりして過ごしている。しかし、脈拍の測定時には、それまで行っていた行為を止めなければならず、ストレスの一因にもなっている。

**【0006】**

このような不具合を解決するために、従来より、透析治療中における患者の脈拍や血圧を自動的に計測できるシステムが色々と提案されている。

50

## 【 0 0 0 7 】

例えば、特許文献 1 においては、ダイアライザーと患者との間を結ぶ弾性チューブの変形量を測定することにより、透析治療中の患者の脈拍数を連続的に測定する方法が提案されている。また、特許文献 2 においては、同じ原理で、ダイアライザーと患者との間を結ぶ弾性チューブの変形量を測定することにより、透析治療中の患者の血圧を連続的に測定する方法が提案されている。

## 【 0 0 0 8 】

## 【特許文献 1】

特開 2 0 0 2 - 1 8 6 5 9 0 号公報

## 【 0 0 0 9 】

## 【特許文献 2】

特開 2 0 0 2 - 1 8 6 6 6 5 号公報

## 【 0 0 1 0 】

## 【発明が解決しようとする課題】

ダイアライザーと患者との間を結ぶ弾性チューブの変形量を測定して脈拍数および血圧値を測定する方法は、使用する弾性チューブの弾性に関する品質の均一確保の問題、あるいはチューブの弾性力の経年変化による変形量への影響、或いは室内の温度や湿度による変形量への影響によって脈拍数や血圧値が正しく測定できない恐れがある。また、弾性チューブの変形量を正しく測定するための装置を特別に準備する必要がある。

## 【 0 0 1 1 】

本発明は上述のような事情から成されたものであり、本発明の目的は、血管アクセスを経由して患者の血管に液体を移動させるための機械装置を有する医療装置において、患者および医療関係者に負担をかけることなく、また、特別な測定装置を付加することなく、また、温度や湿度のような環境に影響されることなく、患者の脈拍数および血圧値を常時測定できる脈拍数測定方法および血圧測定方法を提供し、また、それらを応用した医療装置を提供することにある。

## 【 0 0 1 2 】

## 【課題を解決するための手段】

本発明は、血管アクセスを経由して患者の血管に結合され、前記血管へ液体を移動させるために圧力を加える機械装置を有する医療装置に関し、本発明の上記目的は、前記液体の圧力を測定する圧力検出手段と、測定された前記圧力の一定時間のデータを周波数解析して各周波数成分から構成されるスペクトルを検出する周波数解析手段と、前記スペクトルから前記機械装置に起因する周波数成分を除去する除去手段と、前記患者の脈拍に起因する周波数成分の周波数から脈拍数に換算する脈拍数換算手段と、からなる脈拍数測定回路を備えており、前記除去手段は、周波数毎に前記スペクトルの強度から前記機械装置に起因する周波数成分の強度を除去するようになっていることによって達成される。また、本発明は、血管アクセスを経由して患者の血管に結合され、前記血管へ液体を移動させるために圧力を加える機械装置を有する医療装置に関し、本発明の上記目的は、前記機械装置は前記機械装置を構成するポンプの回転周波数を基準周波数を中心にして一定周波数幅だけ変化させるように制御する制御回路を具備し、前記制御回路によって前記回転周波数を基準周波数を中心にして一定周波数幅だけ変化させながら、前記液体の圧力を測定する圧力検出手段と、測定された前記圧力の一定時間のデータを周波数解析して前記患者の脈拍に起因する周波数成分から構成されるスペクトルを検出する周波数解析手段と、前記患者の脈拍に起因する周波数成分の周波数を脈拍数に換算する脈拍数換算手段と、からなる脈拍数測定回路を備えることによって達成される。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の上記目的は、前記一定時間が複数設定でき、設定された時間毎の脈拍数を測定する脈拍数測定回路を備えることによって、或いは前記脈拍数測定回路が測定した脈拍数が、設定した脈拍数正常値の範囲外になったときに警報を発する脈拍数警報回路を備える

10

20

30

40

50

ことによって、或いは前記液体の圧力を動脈側の液体で測定する、又は前記液体の圧力を静脈側の液体で測定することによって、より効果的に達成される。

【 0 0 1 6 】

【 発明の実施の形態 】

血管アクセスを經由して患者の血管に液体を移動させるための機械装置を有する医療装置においては、液体に印可される圧力波の中に、液体を移動させるためのポンプなどに起因する圧力波と患者の脈拍に起因する圧力波とが混在している。例えば、透析装置においては、移動する液体として患者の循環する血液が相当し、その血液の中に患者の脈拍に同期した血圧による圧力波の他に、血液循環ポンプや透析液循環ポンプなどに起因する圧力波が混在している。そこで、混在する圧力波の中から脈拍による圧力波のみを特定し、その圧力波の周期を測定できれば患者の脈拍数を測定でき、また、その圧力波の強さを測定できれば患者の血圧値を測定できることに着目している。

10

【 0 0 1 7 】

そして、本発明の一番のポイントは、透析装置の中を循環している血液の脈拍による微弱な圧力波を、従来のように帯域フィルタなどを用いずにフーリエ変換、例えば、高速フーリエ変換（以下 F F T と記す）などの周波数解析を用いて分離することにある。従来の帯域フィルタなどを用いて脈拍による圧力波を分離しようとする、血液循環ポンプなどに起因する圧力波と脈拍による圧力波の周波数が、接近したり重なると分離できなくなる不具合があるが、本発明を用いれば、その不具合を回避できる点にある。また、F F T 解析は繰り返し発生するものに反応するので、患者体動などの不定期の動きには F F T 解析は反応せず、帯域フィルタの方法に比べ、不定期な動きに強いという効果も期待できる。

20

【 0 0 1 8 】

本発明では、透析装置内を循環している血液に印可される圧力波を周波数解析し、各周波数成分から構成されるスペクトルを検出し、脈拍による周波数成分と血液ポンプなどによる周波数成分を分離する。

【 0 0 1 9 】

よって、脈拍に起因する圧力波の周波数成分には、脈拍に起因する周波数の情報が含まれているので、患者の脈拍数を測定できる。また、脈拍に起因する圧力波の周波数成分の強度には、患者の血圧値に関する情報が含まれているので、患者の血圧値を測定することができる。

30

【 0 0 2 0 】

まず、本発明の具体的な実施例について説明する前に、発明を理解しやすくするために、透析装置のシステムおよび透析のための循環する血液に混在する圧力波について説明する。図 1 は透析装置の構成を示し、図 2 は循環する血液の動脈側圧力波形および静脈側圧力波形を示す。また、図 3 ( A ) には循環する血液の動脈側圧力波形の F F T 解析後のスペクトルを示し、図 3 ( B ) には循環する血液の静脈側圧力波形の F F T 解析後のスペクトルを示す。

【 0 0 2 1 】

図 1 において、透析される患者の血液は、動脈カニューレ 1 が患者の血管に挿入され血液チューブ 2 を介して、血液ポンプ 3 によって強制的に循環され、動脈側ドリップチャンバ 4 を經由してダイアライザ 6 へ送られる。ダイアライザ 6 において、患者の血液に含まれる老廃物などが濾過され、患者の血液は静脈側ドリップチャンバ 8 に送られ、さらに静脈側の血液チューブ 2 を介し、静脈側カニューレ 10 から患者の血管へと戻される。血液の老廃物はダイアライザ 6 で透析液の方に移行し、老廃物を含んだ透析液は透析液チューブ 13 を伝わって輸送される。

40

【 0 0 2 2 】

ここで、循環する血液に加わる圧力としては、血液ポンプ 3 による圧力が一番大きく、また、図示しない透析液循環ポンプによる圧力および患者の脈拍による圧力が存在する。循環する血液に印可されるこれらの圧力を測定する圧力検出手段として動脈側圧力センサ 5 と静脈側圧力センサ 9 が設置されている。本発明は、動脈側圧力センサ 5 によって得られ

50

た動脈圧力データでも、静脈側圧力センサ 9 によって得られた静脈圧力データでも、どちらでも適用可能であるが、動脈側データの方が脈拍に起因する周波数成分を特定しやすい。

【 0 0 2 3 】

そこで、動脈側圧力センサ 5 で得られた循環する血液の動脈側圧力データは、透析装置の制御回路 1 1 に送られる。ポンプ制御回路 1 2 は、制御回路 1 1 からの指示による回転周波数に基づき血液ポンプ 3 を運転したり、また、血液ポンプ 3 の回転周波数などを検出して、検出した回転周波数を制御回路 1 1 へと送信する機能を有する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、動脈側圧力センサ 5 および静脈側圧力センサ 9 によって観測される循環する血液の圧力波形のデータで、図 2 の負側に出力されているデータが動脈側圧力センサ 5 の出力データで、図 2 の正側に出力されているデータが静脈側圧力センサ 9 の出力データである。

10

【 0 0 2 5 】

図 3 は、これらの圧力波形データを FFT 解析したスペクトル図である。図 3 ( A ) が動脈側の圧力波形データの FFT 解析後のスペクトル図であり、図 3 ( B ) が静脈側の圧力波形データの FFT 解析後のスペクトル図である。つまり、図 2 の圧力波形データには、図 3 ( A ) および図 3 ( B ) のような周波数成分のデータが含まれており、圧力波形データを FFT 解析すると図 3 ( A ) , 図 3 ( B ) のような周波数成分から構成されるスペクトル図が得られるということである。これが、本発明のポイントであり、図 2 の圧力波形データからは全く見えないような脈拍に起因する周波数成分を FFT 解析することにより図 3 ( A ) , ( B ) のような各周波数成分から構成されるスペクトル図を得ることができるのである。

20

【 0 0 2 6 】

ここで、例えば図 3 ( B ) の静脈側のスペクトルには、脈拍に起因する周波数  $f_m$  の周波数成分の他に、血液ポンプ 3 に起因する周波数  $f_0$  の周波数成分および透析液循環ポンプに起因する周波数  $f_1$  の周波数成分が混在している。さらに、ポンプの基本周波数  $f_0$ 、 $f_1$  の整数倍の周波数  $2f_0$ 、 $3f_0$ 、 $2f_1$  などのポンプに起因する周波数成分も混在している。よって、いかにして混在している周波数成分から構成されるスペクトルから脈拍に起因する周波数成分だけを特定するかが課題である。

30

【 0 0 2 7 】

本発明では、循環する血液中の混在した周波数成分から血液に印可されるポンプなどの機械装置の圧力に起因する周波数成分を特定する方法がいくつかある。

【 0 0 2 8 】

まず、第 1 の方法は、動脈カニューレ 1 および静脈カニューレ 1 0 などの血管アクセスを取り付ける前に、血液ポンプ 3 や透析液循環ポンプなどの機械装置を運転すれば、血液ポンプ 3 や透析液循環ポンプに起因する圧力波の周波数成分だけを検出できる。なお、このとき得られた機械装置に起因する周波数成分のデータは、透析装置の機械装置を取り替えたり、或いは経年変化を起こさない期間内であれば、一度当該データを採取して制御回路の記憶手段などに記憶させておけば、透析毎に当該データを新たに採取する必要はない。

40

【 0 0 2 9 】

第 2 の方法としては、血液ポンプ 2 や透析液循環ポンプの回転周波数はポンプ類を制御するために制御回路 1 1 やポンプ制御回路 1 2 によって既に知られているので、FFT 解析後のスペクトルから、ポンプ類の回転に起因する周波数成分を除去すれば、残った周波数成分が脈拍に起因する周波数成分なので、その周波数成分の周波数から脈拍数を測定することができる。

【 0 0 3 0 】

第 3 の方法としては、動脈カニューレ 1 や静脈カニューレ 1 0 を取り付けて透析を実行している状態で、血液ポンプ 3 や透析液循環ポンプを患者の透析条件に適した基準周波数を中心に患者に負担をかけない範囲で一定幅の周波数変動をさせて当該ポンプを回転させる

50



めにハード的な追加要素はなく、装置コストや装置の外形での不利な要素は発生しない。

【0040】

なお、FFT解析する一定時間（時間区間）を設定する必要があるので、周波数解析手段30には、FFT解析する一定時間を設定できる機能がある。例えば、図2において、0から5秒の一定時間にFFTをかけるなどと設定する。区間が長ければ長いほどFFT解析をかける圧力波の繰り返しが多くなることになる。

【0041】

周波数解析手段30の出力には、記憶手段31が接続されている。記憶手段31は、動脈側圧力センサ5で検出した圧力波データから周波数解析手段30でFFT解析した血液ポンプ3や透析液循環ポンプなどの機械装置に起因する周波数成分と脈拍に起因する周波数成分が混在している最新のスペクトルが記憶される。記憶手段31の内容は透析中は常時新しいデータに入れ替わる。なお、記憶手段31は周波数解析手段30の出力データを一時記憶させるものなので、記憶手段31は周波数解析手段30の中に備えられていても良い。

10

【0042】

一方、除去手段は記憶手段32と減算手段33から構成される。記憶手段32には、動脈側カニューレ1や静脈側カニューレ10を血管に取り付ける前に、即ち、血管アクセスを取り付ける前に、動脈側圧力センサ5で検出した圧力波データから周波数解析手段30でFFT解析した血液ポンプ3や透析液循環ポンプなどの血液に印可される圧力の機械装置のみに起因する周波数成分のスペクトルだけが記憶されている。

20

【0043】

記憶手段32のデータは人工透析の開始前に動脈側カニューレ1や静脈側カニューレ10を血管に取り付ける前に、即ち、血管アクセスを取り付ける前に、一度測定したデータを記憶して、透析中は、このデータを利用すれば良い。なお、上述したように、一度測定されて得られた機械装置に起因する周波数成分のデータは、透析装置の機械装置を取り替えたり、或いは経年変化を起こさない期間内であれば、一度当該データを採取して記憶手段32に記憶させておけば、透析毎に当該データを新たに採取する必要はない。

【0044】

減算手段33は、記憶手段31と記憶手段32を入力として配され、記憶手段31が記憶している血液ポンプ3や透析液循環ポンプなどの機械装置に起因する周波数成分と脈拍に起因する周波数成分とが混在しているスペクトルから、記憶手段32の記憶している血液ポンプ3や透析液循環ポンプなどの機械装置のみに起因する周波数成分を除去して、脈拍に起因する周波数成分だけを特定する機能を有している。ここまでの脈拍に起因する周波数成分だけを特定する構成部分は脈拍測定回路Aと血圧測定回路Bの共通する構成部分である。

30

【0045】

脈拍測定回路Aは、減算手段33から得られた脈拍に起因する周波数成分の周波数要素 $f_m$ から脈拍数を検出できるので、減算手段33の出力に脈拍数換算手段34を配している。一般的に、FFT解析したスペクトルの周波数の単位は（回/秒）なので、脈拍数換算手段34では、減算手段33の出力を分単位に換算する、即ち $f_m \times 60$ 倍（秒/分）すれば脈拍数が得られる。

40

【0046】

血圧測定回路Bは、減算手段33の出力である脈拍に起因した周波数成分の強度から血圧を検出できるので、減算手段33の出力に血圧値換算手段35を配している。そして、図4に示したように脈拍に起因した周波数成分の強度と血圧値には一定の関係がある。縦軸が周波数成分の強度の要素で、横軸の血圧値とは概略比例関係にある。この実施例では、血圧値換算手段35の機能を比例関係として説明するが、さらに厳密に換算したい場合は、周波数成分の強度と血圧値の関係を厳密に測定した換算表を用いても良い。

【0047】

以上の実施例は、血液ポンプ3や透析液循環ポンプに起因する周波数成分と脈拍に起因す

50

る周波数成分が混在するスペクトルから血液ポンプ3や透析液循環ポンプに起因する周波数成分を除去して、脈拍に起因する周波数成分のみを検出する方法として、血管アクセスを取り付ける前にポンプ類に起因する周波数成分を検出して実現した実施例である。

【0048】

次に、第2の除去方法として、血液ポンプ3や透析液循環ポンプの運転周波数である $f_0$ や $f_1$ は制御回路11やポンプ制御回路12にとって既知である。つまり、図1において、制御回路11からポンプ制御回路12に対して血液ポンプ3や透析液循環ポンプへポンプの回転周波数を指示しているので回転周波数 $f_0$ や $f_1$ は制御回路11にとって既知である。よって、記憶手段31の混在した周波数成分のスペクトルに対し $f_0$ や $f_1$ およびその整数倍の周波数成分にマスクをかけてしまえば、脈拍に起因する周波数 $f_m$ の周波数成分のみが残り、脈拍に起因する周波数 $f_m$ の周波数成分のみを測定することができる。

10

【0049】

つまり、図6に示すように、除去手段として、周波数解析手段30から出力され記憶手段31に記録されたポンプ類に起因する周波数成分と脈拍に起因した周波数成分とが混在した最新のスペクトルに対してポンプ類の回転周波数に対応する周波数の周波数成分に対してマスクをかけることを意味する。また、血液ポンプ3や透析液循環ポンプの回転周波数である $f_0$ や $f_1$ をポンプ制御回路12が知る方法としては、制御回路11からポンプ制御回路12への運転指令によって知ることも可能であるし、また、運転周波数を正しく知るためにポンプ制御回路12で血液ポンプ3や透析液循環ポンプに回転数センサを取り付けて検知すれば、運転指令値より正しい周波数を検知することができる。

20

【0050】

第3の除去方法の実施例としては、図7を参照して説明する。動脈カニューレ1や静脈カニューレ10を取り付けて透析を実施している状態で、図1において、制御回路11からポンプ制御回路12に対して、血液ポンプ3や透析液循環ポンプを患者の透析条件に適した基準周波数を中心に患者に負担をかけない範囲で一定幅の周波数変動をさせて当該ポンプを回転させるような制御指示を出す方法がある。FFT解析は、繰り返し同じ周波数に現れる周波数成分のみを出力するので周波数が変化するものはFFT解析の出力として現れない特性を利用したものである。この場合は、記憶手段31には、脈拍に起因する周波数成分のみが現れるので、脈拍に起因する周波数成分が特定できる。よって、記憶手段31出力を直接に脈拍数換算手段34や血圧値換算手段35に入力すれば良い。

30

【0051】

なお、血液ポンプ3や透析液循環ポンプを一定幅の周波数変動をさせる場合に、一定周期で、特に、FFTのサンプリングに同期して一定周期で変動させるとポンプ類に起因する周波数成分の除去が、同期させない場合に比べ、より良く除去できる効果がある。

【0052】

なお、脈拍数を測定するためには脈拍に起因する周波数成分の周波数 $f_m$ を特定できれば良いので、周波数成分の強度ではなく周波数を測定できれば、脈拍数測定には充分と考えられる。しかし、患者の脈拍数が変化して、血液ポンプ3や透析液循環ポンプの運転周波数と接近したり重なった場合でも、周波数成分の周波数だけでなく強度の要素を考慮すれば、脈拍に起因する周波数成分とポンプ類に起因する周波数成分とを分離できる。

40

【0053】

そのような場合、周波数成分の強度を考慮すれば、脈拍に起因する周波数成分の強度を算出できる実施例を図8に示す。記憶手段31に記憶された周波数成分の強度は、脈拍に起因する周波数成分の強度とポンプ類に起因する周波数成分の強度の合算した周波数成分なので、記憶手段32に記憶されたポンプ類に起因する周波数成分の強度を減算手段33で除去すれば、残余分として脈拍に起因した周波数成分の強度が残るので、その周波数成分の周波数を基に脈拍数を測定できる効果がある。よって、両方の周波数が重なった場合、帯域フィルタでは分離が困難な場合でも、本実施例では、脈拍に起因する周波数成分を特定でき、脈拍数を測定できる。

【0054】

50

つぎに、医療関係者や患者が素早く、脈拍数や血圧値を知るために、測定された患者の脈拍数や血圧値を表示する脈拍数表示器 40 や血圧値表示器 41 を図 9 および図 10 に示すように透析装置に取り付ける。これらの表示器はデジタル表示器でもアナログ表示器でも実現可能である。この表示器の表示によって、医療関係者が患者の様態を素早く察知できる効果がある。

#### 【0055】

また、脈拍数や血圧値が正常値にない場合には、医療関係者に患者の異常を素早く知るために脈拍数警報回路 43 や血圧警報回路 44 を透析装置にとりつける意味がある。その実現手段は図 8 および図 9 に示すように、脈拍数警報回路 43 や血圧警報回路 44 は、脈拍数換算手段 34 や血圧値換算手段 35 の出力を正常脈拍数を示す基準値設定器 43 - 1 や正常血圧値を示す基準値設定器 44 - 1 とレベル検出器 43 - 2 とレベル検出器 44 - 2 で比較する構成で実現できる。正常脈拍数を示す基準値設定器 43 - 1 や正常血圧値を示す基準値設定器 44 - 1 の値は、患者によって正常値が異なるので制御回路 11 にキーボードのような設定部を設けて、その都度設定しても良い。例えば、高血圧の異常は 200 mmHg より高い、或いは低血圧値の異常は 50 mmHg より低いなどと設定し、脈拍数では頻脈は 150 回/分などと設定することができる。

#### 【0056】

以上の説明では、FFT 解析をかける時間 (FFT 解析時間) である一定時間を一つの場合 ( $t_0 \sim t_1$ ) の場合について説明したが、FFT 解析時間を複数設定すると患者の様態をより細かく監視できる効果がある。つまり、FFT 解析時間が長い方 (例えば、 $t_0 \sim t_1 = 5$  秒) が精度良く脈拍値や血圧値を算出できるが、患者の様態異常発生時に装置に保護動作をさせる場合等は、精度よりスピードが重要なので FFT 解析時間を短く (例えば、 $t_0 \sim t_2 = 1$  秒) した方が良い。よって、これらの矛盾する要求を満足させるために、FFT 解析時間を複数設定して、その解析時間に対応した脈拍数や血圧値を測定し、その値を脈拍数表示器や血圧値表示器の表示したり、脈拍数警報回路や血圧警報回路に利用すれば、木目細かい人工透析サービスを患者に提供できる。

#### 【0057】

この考えに基づいた実施例を図 11 を参照して説明する。まず、記憶手段 31 を複数設置して、例えば、FFT 解析時間が 2 種類 ( $t_0 \sim t_1 = 5$  秒と  $t_0 \sim t_2 = 1$  秒) であれば、その解析時間にそれぞれ対応して記憶手段 31 - 1 および記憶手段 31 - 2 を設置する。一方、FFT 解析手段 30 に対しては FFT 解析時間を  $t_0 \sim t_1$  および  $t_0 \sim t_2$  の解析指令を指示して、 $t_0 \sim t_1$  の解析結果は記憶手段 31 - 1 に記憶させ、 $t_0 \sim t_2$  の解析結果は記憶手段 31 - 2 に記憶させる。

#### 【0058】

なお、記憶手段 32 の記憶データは、人工透析開始の時に血管カニューレを取り付ける前に一度測定したポンプ類の周波数成分のデータなので、人工透析中ポンプ類の運転周波数を変更させない限りは同じ値を利用すれば良い。

#### 【0059】

FFT 解析時間の長い、つまり精度の良いスペクトル強度を記憶する記憶手段 31 - 1 から得られる脈拍数および血圧値は、脈拍数表示器 40 や血圧値表示器 41 に使用する。一方、FFT 解析時間の短い、つまり精度は落ちるが検出スピードの速いスペクトルを記憶する記憶手段 31 - 2 から得られる脈拍数および血圧値は、脈拍数警報回路 43 や血圧警報回路 44 に利用すれば、患者の様態を木目細かく監視できる効果がある。なお、複数設定が 2 種類の設定時間だけでなく、3 種類以上設定することも可能である。

#### 【0060】

以上の説明では、測定する循環する血液を動脈側圧力センサ 5 で測定した場合について説明したが、静脈側圧力センサ 9 で測定した場合でも、図 3 (B) に示すスペクトルから図 5 に示す実施例を用いて同じように脈拍数も血圧値も測定可能である。

#### 【0061】

また、本実施例では FFT 解析を用いているので、患者の寝返りのような不規則な動きに

10

20

30

40

50

よって発生する透析装置の血液への圧力波による誤動作を防止して患者の脈拍数や血圧値を確実に測定できる優れた効果がある。

また、以上の説明では脈拍に起因する圧力波の周波数成分とポンプ類などの機械装置に起因する圧力波の周波数成分の分離するための周波数解析手段としてFFT解析を用いた場合について説明したが、FFT解析以外でもこれら圧力波の周波数を区別することができる周波数解析手段、例えば、通常のフーリエ変換やMEM法（最大エントロピー法）などを用いて実施できることは言うまでもない。

#### 【0062】

本発明は、透析装置における患者の脈拍数や血圧値の測定だけでなく、輸液ポンプ装置や人工心肺装置のような医療装置を用いた治療を受ける患者の脈拍数や血圧値の測定に適用できる。

10

#### 【0063】

図12に輸液注入装置に本発明を適用した場合の実施例を示す。輸液注入装置は透析装置などと異なり、血液を循環させるものではなく、また、循環する血液の圧力を測定するものでもない。輸液注入装置の場合は、血管に注入する輸液が血管に移動する液体に相当し、輸液に印可される圧力を圧力検出手段5で検出し、注入ポンプ300に起因する圧力波の周波数成分と脈拍に起因する圧力波の周波数成分が混在するので、脈拍に起因する圧力波の周波数成分だけを抽出して、患者の脈拍数や血圧値を測定できる。

#### 【0064】

よって、本発明は、透析装置、人工心肺装置、輸液注入装置、或いは輸血装置などの医療装置にも適用でき、これらの医療装置で治療を受ける患者の脈拍数や血圧値を、患者や医療関係者に負担をかけることなく、特別な装置追加もなく、常時正しく測定できる効果がある。

20

#### 【0065】

##### 【発明の効果】

以上に説明したように、本発明を用いれば、血管アクセスを経由して患者の血管に結合され、前記血管へ液体を移動させるために圧力を加える機械装置を有する医療装置において、液体の圧力波の中の患者の脈拍に起因する圧力波の周波数成分を周波数解析によって特定することにより、患者や医療関係者に負担をかけることなく、特別な装置追加もなく、患者の脈拍数および血圧値を常時正しく測定できる方法を提供でき、また、その方法を応用した医療装置を提供できるという優れた効果がある。

30

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】透析装置の構成図である。

【図2】透析装置の循環血液の動脈側圧力波形および静脈側圧力波形を示す図である。

【図3】透析装置の循環血液の動脈側圧力波形および静脈側圧力波形のFFT解析後のスペクトルを示す図である。

【図4】脈拍に起因する周波数成分の強度と血圧値の関係を示す図である。

【図5】本発明の実施例である脈拍数測定回路および血圧測定回路の構成図である。

【図6】周波数成分が混在したスペクトルの中のポンプ類の周波数成分にマスクをかけて脈拍に起因する周波数成分を特定する実施例を示す図である。

40

【図7】ポンプ類の回転周波数を変化させながら脈拍に起因する周波数成分を特定する実施例を示す図である。

【図8】脈拍に起因する周波数成分とポンプ類に起因する周波数成分が重なった場合の実施例を示す図である。

【図9】脈拍表示器および脈拍警報回路の構成図である。

【図10】血圧表示器および血圧警報回路の構成図である。

【図11】複数のFFT解析時間を用いた実施例を示す図である。

【図12】輸液注入装置に本発明を適用した構成図を示す。

##### 【符号の説明】

1 動脈カニューレ

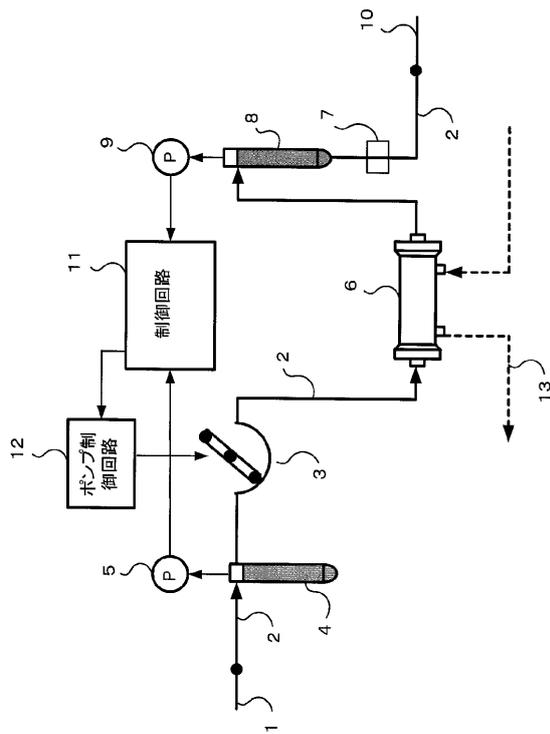
50

- 2 血液チューブ
- 3 血液ポンプ
- 4 動脈側ドリップチャンバ
- 5 動脈側圧力センサ
- 6 ダイアライザ
- 7 気泡センサ
- 8 静脈側ドリップチャンバ
- 9 静脈側圧力センサ
- 10 静脈カニューレ
- 11 制御回路
- 12 ポンプ制御回路
- 13 透析液チューブ
- A 脈拍測定回路
- B 血圧測定回路
- 30 周波数解析手段
- 31 記憶手段
- 32 記憶手段
- 33 除去手段
- 34 脈拍数換算手段
- 35 血圧値換算手段
- 40 脈拍数表示器
- 41 血圧値表示器
- 43 脈拍数警報回路
- 44 血圧値警報回路
- 300 注入ポンプ

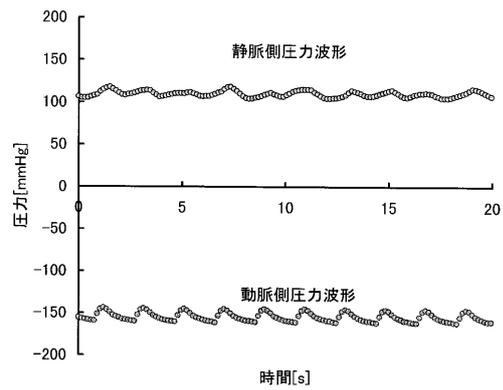
10

20

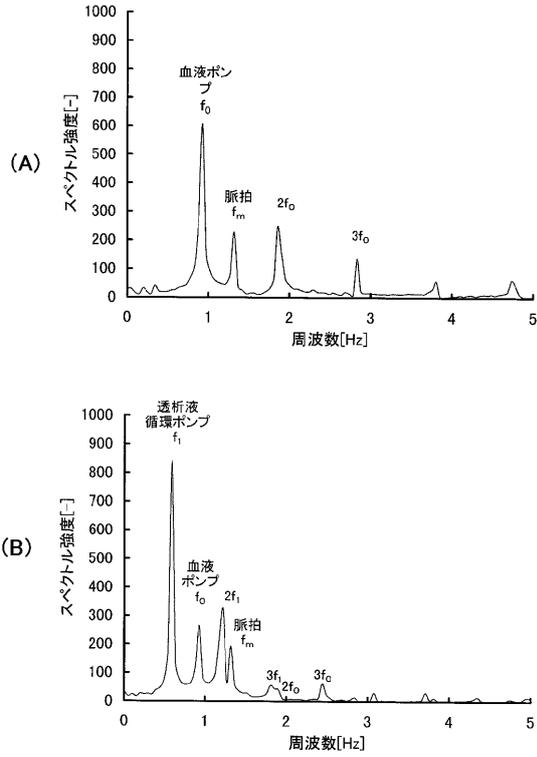
【図1】



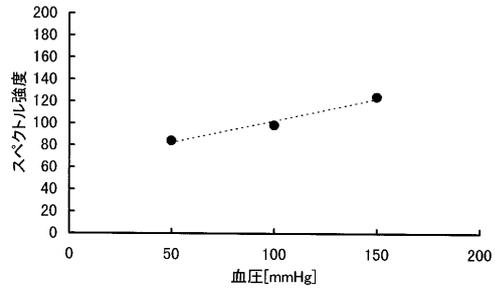
【図2】



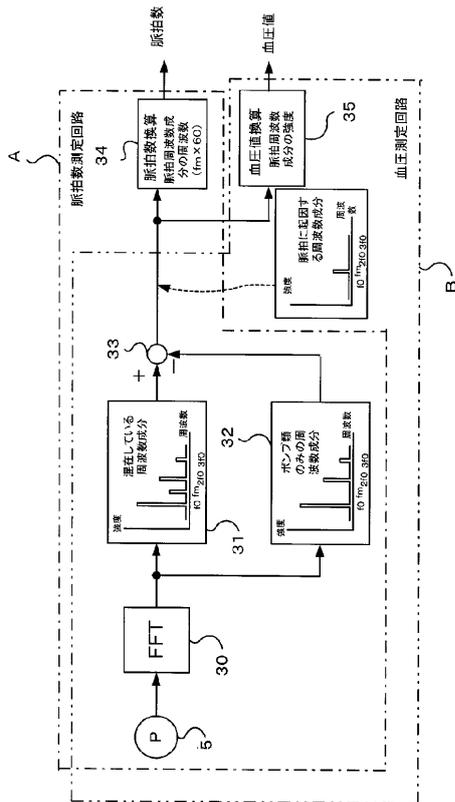
【図3】



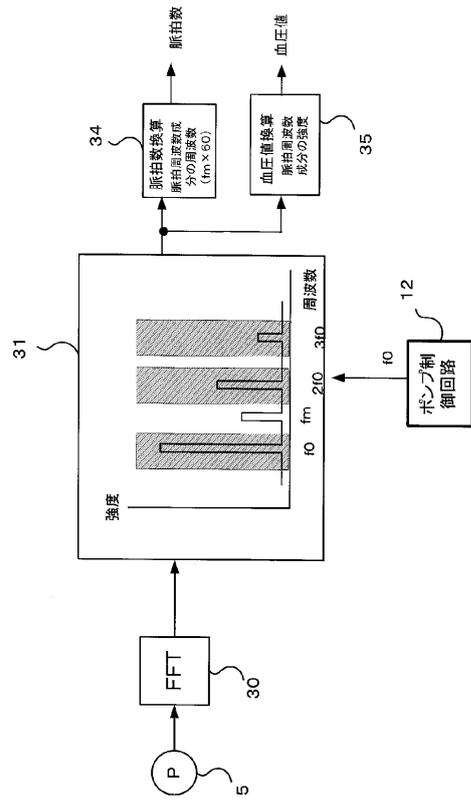
【図4】



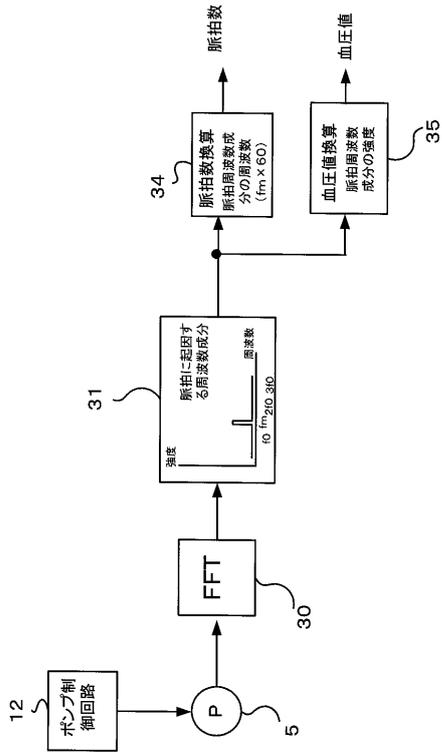
【図5】



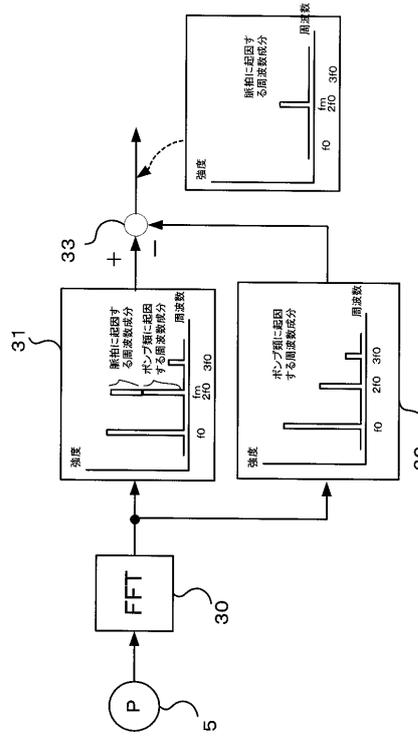
【図6】



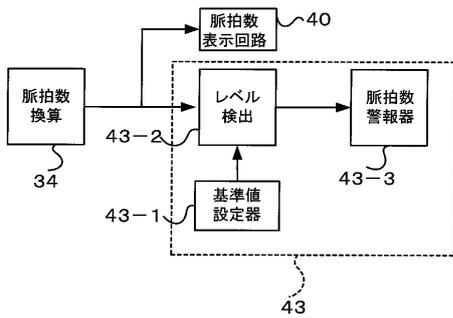
【図7】



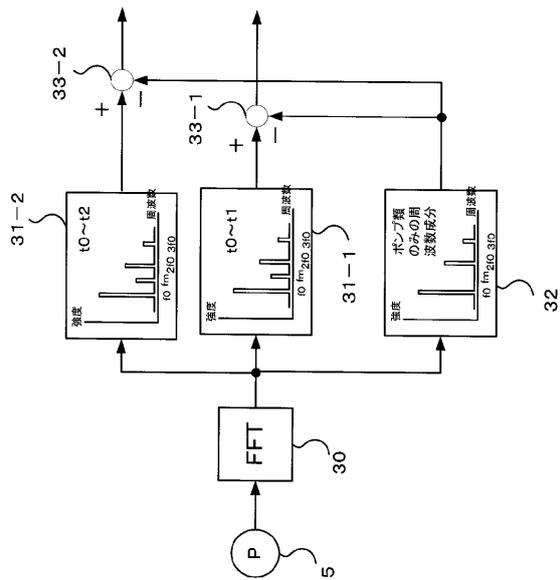
【図8】



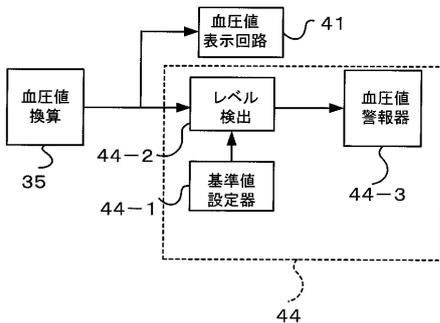
【図9】



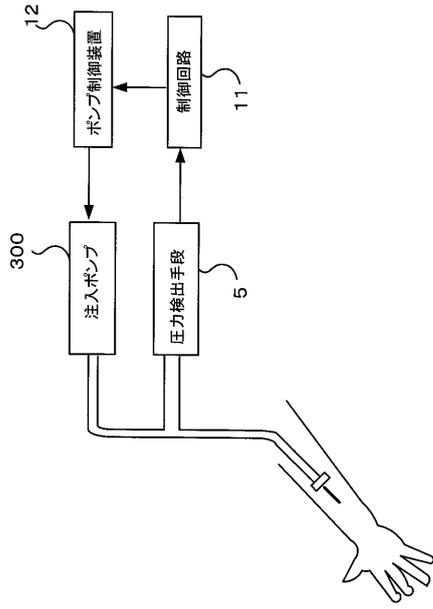
【図11】



【図10】



【図12】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02 - 007938 (JP, A)  
特開平07 - 148253 (JP, A)  
特開2002 - 301148 (JP, A)  
特表平11 - 513270 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02  
A61M 1/00 - 1/36