

(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2012-170779

(P2012-170779A)

(43) 公開日 平成24年9月10日(2012.9.10)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z 4 C 0 1 7
 A 6 1 B 5/02 3 2 1 R

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-38537 (P2011-38537)
 (22) 出願日 平成23年2月24日 (2011. 2. 24)

(71) 出願人 390025276
 株式会社 T S S
 東京都品川区戸越6丁目10番17号
 (74) 代理人 100086689
 弁理士 松井 茂
 (72) 発明者 日野 捷吉郎
 東京都大田区大森本町1丁目10番15号
 エタニ電機株式会社内
 (72) 発明者 土屋 耕一
 東京都大田区大森本町1丁目10番15号
 エタニ電機株式会社内
 (72) 発明者 遠藤 友彦
 東京都大田区大森本町1丁目10番15号
 エタニ電機株式会社内

最終頁に続く

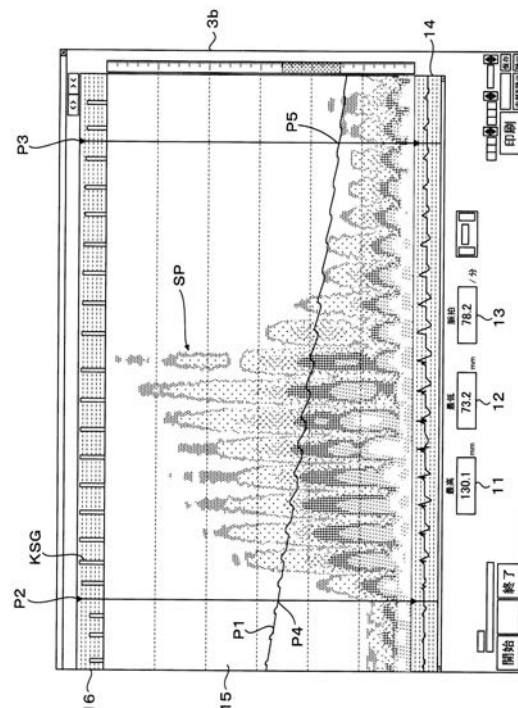
(54) 【発明の名称】 脈波解析装置

(57) 【要約】

【課題】被検者から検出した被圧迫脈波に基づいて求めた血行動態を視覚的に把握できるようにする。

【解決手段】被検者の上腕に巻き付けたカフ帯を空気圧にて所定に加圧した後、減圧する際に、歪みセンサ7にて被検者の被圧迫脈波を検出し、検出した被圧迫脈波からコトコフ音を含む周波数成分を解析して、縦軸に周波数、横軸に時間を示すと共に、強度（振幅）を模様及び/又は色彩で表すスペクトログラム S p を生成し、このスペクトログラム S p を表示手段 3 b に表示させる。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者の生体動脈が通る被検査部に装着されるカフと、
前記カフを加減圧する加減圧手段と、
前記カフと該カフが装着される前記被験者の被検査部との間に介装して被圧迫脈波を検出する被圧迫脈波検出手段と、
前記加減圧手段で前記カフを加圧した後減圧する際に、前記被圧迫脈波検出手段で検出する前記被圧迫脈波からコロトコフ音を含む周波数成分を解析して該被圧迫脈波に対応するスペクトログラムを生成するスペクトログラム生成手段と、
前記スペクトログラム生成手段で生成した前記スペクトログラムを表示する表示手段とを備えることを特徴とする脈波解析装置。

10

【請求項 2】

前記被圧迫脈波検出手段は、歪みセンサ又は音響センサであることを特徴とする請求項 1 記載の脈波解析装置。

【請求項 3】

前記表示手段は、前記スペクトログラムを、縦軸に周波数軸、横軸に時間軸を設定して各周波数の強度の時系列変化を模様及び/又は色彩により表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の脈波解析装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

本発明は、コロトコフ音を含む周波数成分を解析して被圧迫脈波に対応するスペクトログラムを生成する脈波解析装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、被験者の脈波は血圧測定等に利用されている。脈波に基づいて血圧を測定する方法としては、上腕にカフを装着した後、カフに送給する空気により発生するカフ圧で血管を圧迫した後、カフ圧を漸減させる際に発生するコロトコフ音を聴診器やマイクロフォンで検出し、コロトコフ音の発生時の圧力を最高血圧、コロトコフ音の消滅時の圧力を最低血圧として測定する聴診法が知られている。

30

【0003】

又、上述した聴診法と同様にカフ圧で動脈を圧迫した際に、動脈の拍動により生じるカフ内圧の振動現象を圧力センサで検出し、振幅が急増したときを最高血圧とし、振幅が急減したときを最低血圧として検出するオシロメトリ法も知られている。

【0004】

しかし、聴診法やオリロメトリ法では、測定する医師や看護師の経験やくせ等の影響で、測定結果に個人差が生じやすく、血圧を正確に測定するには熟練が要求される。

【0005】

この対策として、例えば特許文献 1 (特開 2010 - 17299 号公報) には、被験者の上腕と上腕に装着したカフとの間に歪みセンサを挿入し、この歪みセンサにより被圧迫脈波を測定し、この被圧迫脈波に現れる突起の発生及び消失から最高血圧及び最低血圧を測定する技術が開示されている。この技術によれば、血管からの圧力(拍動)を歪みとして正確に検出することができる。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【特許文献 1】 特開 2010 - 17299 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

50

しかし、上述した技術では、マイクロフォンや圧力センサや歪みセンサで検出した値に基づいて、単に最高血圧と最低血圧とを検出しているに過ぎず、最高血圧及び最低血圧ばかりでなく、脈波から得られる血行動態（血管の力学的応答特性と心臓の拍出特性とを包含した情報）を、視覚的に明確に把握することができず、使い勝手が悪いと云う問題がある。

【0008】

従って、本発明の目的は、被検者から検出した被圧迫脈波に基づいて求めた血行動態を視覚的に把握できるようにして、使い勝手のよい脈波解析装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明の第1は、被験者の生体動脈が通る被検査部に装着されるカフと、前記カフを加減圧する加減圧手段と、前記カフと該カフが装着される前記被検者の被検査部との間に介装して被圧迫脈波を検出する被圧迫脈波検出手段と、前記加減圧手段で前記カフを加圧した後減圧する際に、前記被圧迫脈波検出手段で検出する前記被圧迫脈波からコロトコフ音を含む周波数成分を解析して該被圧迫脈波に対応するスペクトログラムを生成するスペクトログラム生成手段と、前記スペクトログラム生成手段で生成した前記スペクトログラムを表示する表示手段とを提供することにある。

【0010】

上記発明では、カフ圧を減圧する際に、被検者から検出した被圧迫脈波に基づきコロトコフ音を含む周波数成分を解析して被圧迫脈波に対応するスペクトログラムを生成して、表示するようにしたので、被検者から検出した被圧迫脈波に基づいて求めた血行動態を視覚的に把握することができ、診察が容易となり、使い勝手がよい。

【0011】

本発明の第2は、第1の発明において、前記被圧迫脈波検出手段は、歪みセンサ又は音響センサであることを特徴とする。

【0012】

上記発明では、被圧迫脈波を歪みセンサ又は音響センサで検出するようにしたので、被圧迫脈波からコロトコフ音を含む周波数成分を容易に抽出することができる。

【0013】

本発明の第3は、第1或いは第2の発明において、前記表示手段は、前記スペクトログラムを、縦軸に周波数軸、横軸に時間軸を設定して各周波数の強度の時系列変化を模様及び/又は色彩により表示することを特徴とする。

【0014】

上記発明では、スペクトログラムの時系列変化を模様及び/又は色彩で表示したので、被検者の血行動態を視覚的により一層容易に把握することができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、カフ圧を減圧する際に、被検者から検出した被圧迫脈波に基づきコロトコフ音を含む周波数成分を解析して被圧迫脈波に対応するスペクトログラムを生成して、表示するようにしたので、被検者から検出した被圧迫脈波に基づいて求めた血行動態を視覚的に把握することができ、診察が容易となり、使い勝手がよい。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1実施形態による脈波解析装置の構成図である。

【図2】同、脈波解析装置のシステムブロック図である。

【図3】同、脈波解析の流れを示すフローチャートである。

【図4】同、脈波解析結果を表示する画面の説明図である。

【図5】同、周波数の強度（振幅）を表す色彩の説明図である。

【図6】第2実施形態による脈波解析装置の構成図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

以下、図面に基づいて本発明の一実施形態を説明する。

[第 1 実施形態]

図 1 ~ 図 5 に本発明の第 1 実施形態を示す。図 1 に示すように、本実施形態による脈波解析装置は、カフユニット 1 とポンプユニット 2 とコンピュータ端末装置 (以下、単に「端末装置」と称する) 3 とを備えている。

【 0 0 1 8 】

図 2 に示すように、カフユニット 1 は、生体動脈が通る被検査部である上腕に巻き付けて装着するカフの代表であるカフ帯 6 と、被圧迫脈波検出手段としての歪みセンサ 7 とを有している。カフ帯 6 は上腕を圧迫する空気袋を有し、この空気袋が後述するポンプユニット 2 に設けられている加減圧手段 8 にエアチューブ 10 を介して連通されている。又、歪みセンサ 7 は、カフ帯 6 の内側に配設されており、カフ帯 6 を被検者の上腕に巻き付けることでカフ帯 6 と上腕との間に介装されて、被検者の上腕に圧接される。そして、カフ帯 6 の締め付けにより被検者の血管が圧迫されて発生する軋む振動等から被圧迫脈波を検出する。

【 0 0 1 9 】

又、ポンプユニット 2 は、加減圧手段 8 と圧力センサ 9 とを備えている。加減圧手段 8 は加圧ポンプと排気弁とを有しており、加圧ポンプは、カフ帯 6 に設けられている空気袋に空気を送給して、この空気袋を膨出させる。又、排気弁は、端末装置 3 からの駆動信号により、カフ帯 6 側へ送給される圧 (以下、「カフ圧」と称する) を調整すると共に空気袋に供給された空気を排出させて空気袋を収縮させる。圧力センサ 9 はエアチューブ 10 に接続されており、エアチューブ 10 を介して空気袋に送給されるカフ圧を検出し、検出したカフ圧のデータを端末装置 3 に送信する。

【 0 0 2 0 】

図 1 には、端末装置 3 の一例としてノート型パーソナルコンピュータが示されている。この端末装置 3 は、キーボード等を備える入力部 3 a と、液晶モニタ等の表示手段としての表示部 3 b とを備えていると共に、内部に演算処理部 3 c が収納されている。尚、入力部 3 a にはマウスも含まれる。演算処理部 3 c は、CPU, ROM, RAM, HDD (ハードディスクドライブ)、SSD (シリコンディスクドライブ) 等を有するマイクロコンピュータを主体に構成されており、ROM、HDD (ハードディスクドライブ) 及び / 又は SSD (シリコンディスクドライブ) に格納されているプログラムに従い CPU にて演算処理が行われる。

【 0 0 2 1 】

この演算処理部 3 c では、圧力センサ 9 で検出したカフ圧に基づき加圧ポンプの動作を制御すると共に、排気バルブの開閉動作を制御する。更に、この演算処理部 3 c は、歪みセンサ 7 で検出した被圧迫脈波を解析して、最高血圧、最低血圧を算出すると共に、1 脈波の間隔の平均から心拍数を算出する。例えば最高血圧の時刻から最低血圧の時刻までの各脈波の間隔を相乗平均して脈の間隔を求め、その時間で 1 分を割り心拍数を算出する。更に、この演算処理部 3 c は、被圧迫脈波の周波数分析から 1 脈波毎のスペクトログラム Sp を時系列で生成するスペクトログラム生成手段 (いわゆるソノグラムあるいはソナグラム) を備えている。そして、これらの演算結果を表示部 3 b へ出力して表示させる。尚、歪みセンサ 7 の出力はポンプユニット 2 に搭載されている増幅器と A / D 変換器によってデジタル信号に変換されて端末装置 3 に送られる。

【 0 0 2 2 】

図 4 に表示部 3 b の表示例を示す。この表示部 3 b の下段には、最高血圧表示部 1 1、最低血圧表示部 1 2、脈拍数表示部 1 3 等の各表示窓が設けられている。又、その上方に脈波波形表示部 1 4 が設けられており、その上方にスペクトログラム表示部 1 5 が形成されている。更に、表示部 3 b の最上部に血流パターン表示部 1 6 が設けられている。

【 0 0 2 3 】

スペクトログラム表示部 1 5 は、縦軸に周波数、横軸に時間を表し、脈波の周波数成分

10

20

30

40

50

を解析して、特定周波数の強さ（振幅）を明るさや色彩で階調表示させる（スペクトログラム描画）。これに基づき演算処理部 3 c で処理した結果がスペクトログラム S p として表示される。又、血流パターン表示部 1 6 には 1 脈波毎のコロトコフ音を検出するための周波数範囲のパワーレベル（K S G）のパターン（血流パターン）が表示される。

【 0 0 2 4 】

次に、上述した演算処理部 3 c で実行される脈波解析の流れについて、図 3 に示すフローチャートに従って説明する。

【 0 0 2 5 】

端末装置 3 を ON すると、演算処理部 3 c に設けられている CPU が ROM、HDD（ハードディスクドライブ）及び / 又は SSD（シリコンディスクドライブ）に記憶されている脈波解析プログラムを読み込み、システムを初期化して、脈波解析処理ルーチンを待機状態にする。

10

【 0 0 2 6 】

一方、脈波解析処理を実行するに際しては、先ず、被検者の上腕にカフ帯 6 を所定に巻き付ける。次いで、端末装置 3 の入力部 3 a に設けられているキーボードやマウス等を操作して、脈波解析処理ルーチンを起動させる。

【 0 0 2 7 】

すると、先ず、ステップ S 1 で加圧工程が開始される。この加圧工程では、加減圧手段 8 に設けられている排気バルブを閉弁させると共に、加圧ポンプを作動させて、カフ帯 6 に内装されている空気袋に空気を送給し、この空気袋を膨出させる。その結果、被検者の上腕がカフ帯 6 で締め付けられ、相対的に空気袋の内圧が上昇する。演算処理部 3 c では、圧力センサ 9 で検出したカフ圧データに基づき、このカフ圧が最高血圧の測定に充分な所定圧に達するまで監視する。そして、カフ圧が最高血圧の測定に充分な所定圧に達したとき、加圧ポンプの作動を停止させる。

20

【 0 0 2 8 】

次いで、ステップ S 2 , 3 で被圧迫脈波計測工程が実行される。ステップ S 2 では、排気バルブを開弁させてカフ圧の減圧を開始する。次いで、ステップ S 3 で、圧力センサ 9 で検出したカフ圧データと、歪みセンサ 7 で検出した被圧迫脈波データとを取り込む。排気バルブが開弁すると、空気袋内の空気圧が徐々に減圧され、圧力センサ 9 で検出するカフ圧は、図 4 に示すカフ圧波形 P 1 のように、脈波を検出しながらほぼ直線状に減少する。

30

【 0 0 2 9 】

その後、ステップ S 4 で、周波数分析表示工程が実行される。この周波数分析表示工程では、歪みセンサ 7 で検出した被圧迫脈波の時系列データを、一定時間幅（短時間高速フーリエ変換すなわち短時間 FFT を行う時間幅）を指定し、この時間幅より短い間隔で移動させながら、短時間 FFT による周波数分析を行う。そして、周波数分析した結果を、時系列に従って、表示部 3 b のスペクトログラム表示部 1 5 にスペクトログラム描画させる。図 4 に示すように、スペクトログラム S p は、スペクトログラム表示部 1 5 に、縦軸を周波数、横軸を時間として、脈波に対応した周波数成分の時系列変化として描画される。

40

【 0 0 3 0 】

又、本実施形態においては、被圧迫脈波の時系列データの周波数成分の強さ（振幅）が、色彩で階調表示されており、図 5 に示すように、最も弱い強度を紫、最も強い強度を白とし、強度が弱い方から強い方へ移行するに従い次第に、彩度が、例えば青、水色、桃色、橙、緑と低くなるように設定されている。因みに、図 4 に示すスペクトログラム表示部 1 5 に描画されたスペクトログラム S p は、周波数が低く且つ脈の中心付近の強度が白色で最も高く表示され、逆に、周波数が高く且つ外側へ移行するに従い、紫色で最も低い強度が表示された模様（パターン）が形成されている。

【 0 0 3 1 】

次いで、ステップ S 5 ~ 1 1 で血圧決定工程が実行される。この工程では、先ず、ステ

50

ステップ S 5 で、歪みセンサ 7 で検出した被圧迫脈波の時系列データから 1 脈波の中心位置を確定する。具体的には被圧迫脈波の時系列データの + のピーク位置が中心となるように 1 脈波内の各周波数特性を抽出している。そして、ステップ S 6 で、抽出した 1 脈波内の各周波数特性から、コロトコフ音に対応する被圧迫脈波の動脈きしみ波形を特定すべく、コロトコフ音に特異的な周波数帯域のエネルギーを各周波数特性それぞれから抽出する。具体的には、コロトコフ音に特異的な周波数帯域として、周波数分析結果の中で 10 ~ 100 [Hz] (好適には、17 ~ 30 [Hz]) の帯域のエネルギーの合計 RMS を次式 1 から算出する。そして、このコロトコフ音に特異的な周波数帯域のエネルギーの合計 RMS が各脈波内で一番大きいものを K S G として抽出する。

【数 1】

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum(X_i^2)}{n}}$$

【0032】

ここで、 X_i は各脈波の周波数分析結果から抽出したコロトコフ音を含む周波数帯域内の各周波数の音エネルギーレベル、 n は X_i の個数である。

【0033】

そして、ステップ S 7 へ進み、式 1 で求めた RMS に基づき、コロトコフ音の発生を検出したか否かを調べる。すなわち、各脈波毎の RMS の変化を調べると、RMS の値が大きくなっている範囲でコロトコフ音が発生していることが実験から明らかになっている。そのため、当該ステップでは、RMS が大きく変化する最初の脈波が検出された場合、ステップ S 8 へ進み、検出されなかった場合、ステップ S 9 へ進む。尚、当該ステップでは、各脈波の RMS の最大値から統計的に求めた所定レベルだけ低い値をしきい値として設定し、このしきい値を最初に超える RMS が検出されたとき、当該脈波をコロトコフ音発生の先頭として設定するようにしても良い。

【0034】

RMS が大きく変化する最初の脈波が検出されたと判定されて、ステップ S 8 へ進むと、最高血圧を決定する。すなわち、上述したステップ S 7 で、RMS が大きく変化する最初の脈波が検出された場合、これがコロトコフ音発生の先頭となるため、当該脈波とその直前の脈波との中間が最高血圧点 P 2 となり、当該検出時刻の圧力センサ 9 で検出したカフ圧 P 1 を最高血圧 P 4 として決定し (図 4 参照)、ステップ S 9 へ進む。

【0035】

ステップ S 9 では、コロトコフ音発生以前はステップ S 3 に進み、コロトコフ音発生後、すなわちステップ S 8 を一度通過した後は、式 1 で求めた RMS に基づき、コロトコフ音の消失を検出したか否かを調べる。すなわち、各脈波毎の RMS の変化を調べると、上述とは逆に、RMS が急に小さくなっているポイントでコロトコフ音が消失していることが実験から明らかになっている。そのため、当該ステップでは、RMS が急激に減少した最初の脈波が検出された場合、消失と判定し、ステップ S 10 へ進む。又、RMS が急激に減少した最初の脈波が検出されていない場合は、ステップ S 3 へ戻り、新たなデータを取り込む。

【0036】

そして、ステップ S 10 へ進むと、最低血圧を決定する。すなわち、上述したステップ S 9 で、RMS が大きく低下した最初の脈波が検出された場合、これがコロトコフ音発生の終端となるため、当該脈波とその直前の脈波との中間が最低血圧点 P 3 となり、当該検出時刻の圧力センサ 9 で検出したカフ圧波形 P 1 を最低血圧 P 5 として決定し (図 4 参照)、ステップ S 11 へ進む。この場合、各脈波の RMS の最大値から統計的に求めた一定レベル低い値をしきい値として設定し、このしきい値を最初に下回ったときの脈波をコロトコフ音の終端の脈波として設定するようにしても良い。

10

20

30

40

50

【0037】

ステップS11へ進むと、1脈波の間隔の平均から心拍数を算出して、ステップS12へ進む。この場合、最高血圧点P2と最低血圧点P3との間で抽出した各脈波の数と、その計測時間とに基づき、単位分あたりの脈拍数を算出するようにしても良い。あるいはまた最高血圧点P2から最低血圧点P3までの各脈波の間隔を相乗平均して脈の間隔を求め、その時間で1分を割り脈拍数としてもよい。

【0038】

ステップS12では、血圧、脈拍数表示工程が実行され、上述したステップS6で算出した脈波毎のRMSすなわちKSG、ステップS8で決定した最高血圧、ステップS10で決定した最低血圧、及びステップS11で算出した脈拍数を、それぞれ表示部3bの血流パターン表示部16、最高血圧表示部11、最低血圧表示部12、及び脈拍数表示部13にそれぞれ表示し、ルーチンを終了する。又、この場合、端末装置3にプリンタを接続することで、表示部3bに表示された内容、或いは数値データをプリントアウトすることも可能である。更に、この端末装置3をインターネット等の通信回線に接続することで、今回演算したデータを他の端末装置に送信し、他の端末装置において種々の解析に利用させるようにすることも可能である。

10

【0039】

このように、本実施形態によれば、表示部3bに、被検者から検出した被圧迫脈波に基づいて求めた血行動態（最高血圧、最低血圧、脈拍数、周波数分析のスペクトログラムSp、血流パターン）を表示するようにしたので、当該血行動態にかかる指標を視覚的に把握することができて診断が容易となり、使い勝手がよい。

20

【0040】

又、周波数分析のスペクトログラムSpの模様（パターン）から、被検者の体調（貧血、低血圧、動脈硬化、不整脈、心臓疾患等）を容易に把握することができる。

[第2実施形態]

図6に本発明の第2実施形態を示す。上述した第1実施形態では、端末装置3として汎用パーソナルコンピュータを用いたが、本実施形態では端末装置3を専用化したものである。従って、第1実施形態に示されているポンプユニット2は、端末装置3に内蔵されている。尚、表示部3bの表示内容、及び演算処理部3cで実行される演算処理は、第1実施形態と同様であるため、説明を省略する。

30

【0041】

本実施形態では、端末装置3を専用化したため、システム全体の小型化を実現することができる。

【0042】

本発明は、上述した実施形態に限るものではなく、例えば、歪みセンサ7に代えてマイクフォン等の音響センサを用い、この音響センサにより被圧迫脈波を検出するようにしても良い。

【符号の説明】

【0043】

- 1 ... カフユニット
- 2 ... ポンプユニット
- 3 ... 端末装置
- 3 b ... 表示部
- 3 c ... 演算処理部
- 6 ... カフ帯
- 7 ... 歪みセンサ
- 8 ... 加減圧手段
- 9 ... 圧力センサ
- 15 ... スペクトログラム表示部
- P 1 ... カフ圧波形

40

50

P 2 ... 最高血圧点

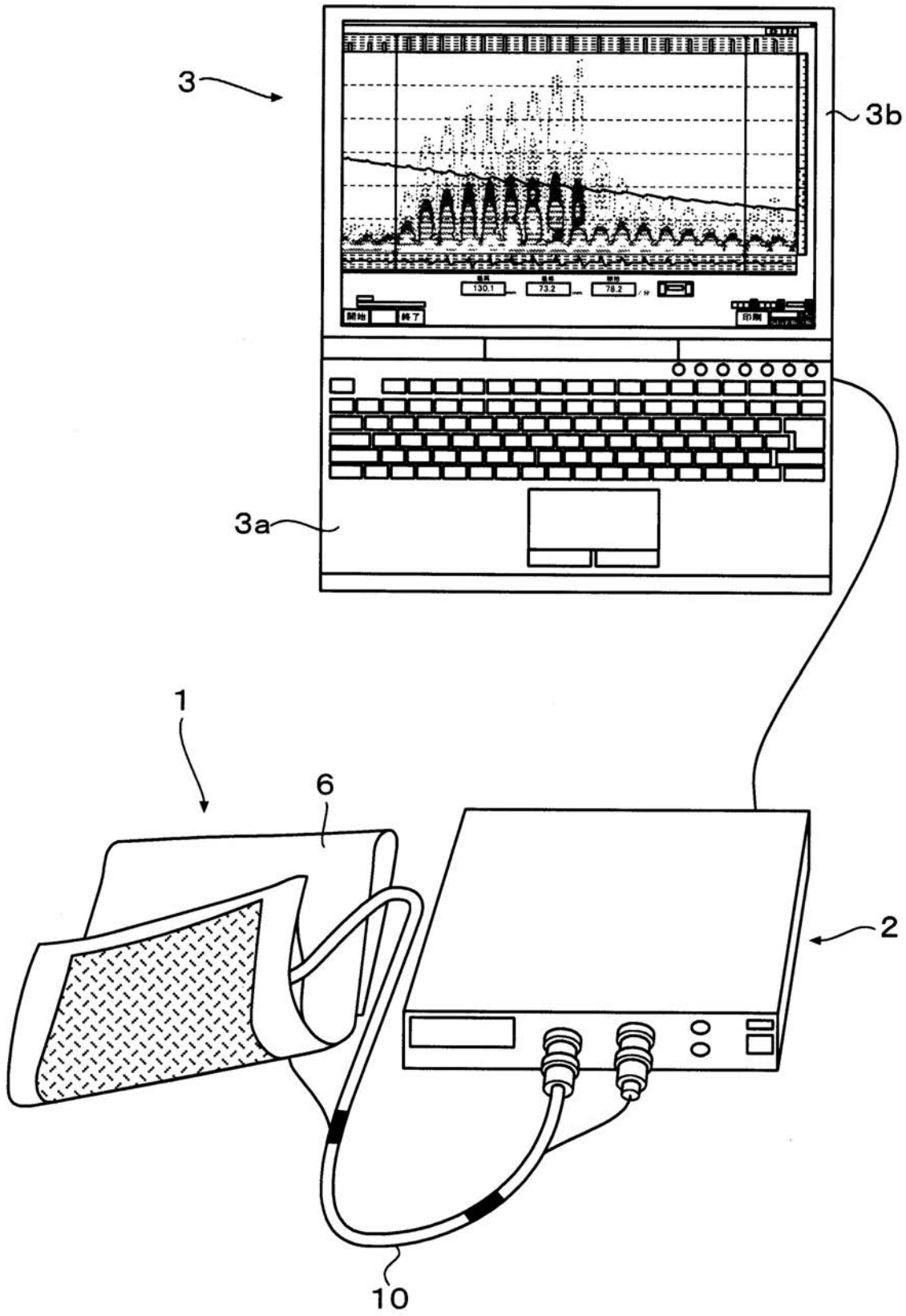
P 3 ... 最低血圧点

P 4 ... 最高血圧

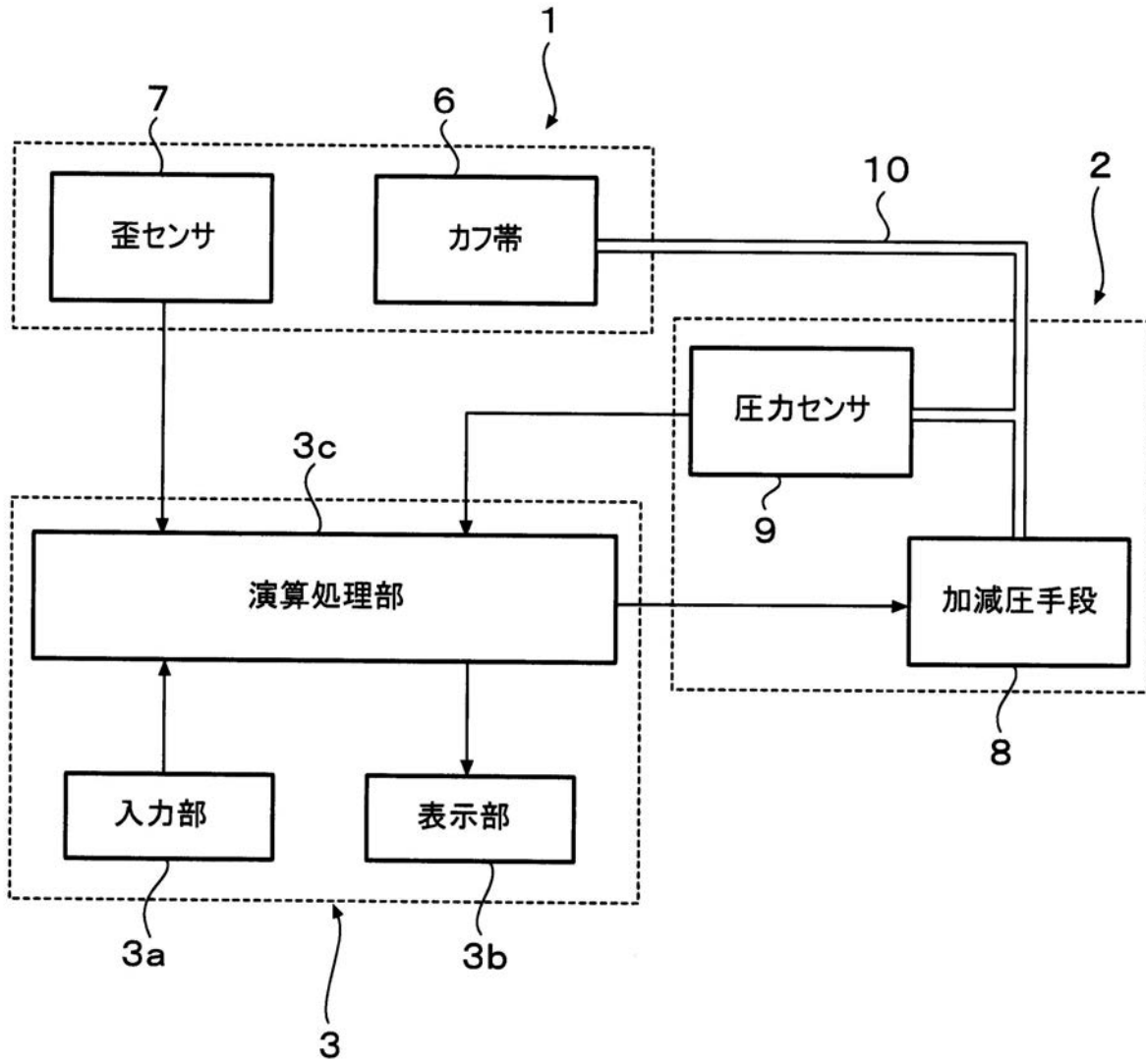
P 5 ... 最低血圧

S p ... スペクトログラム

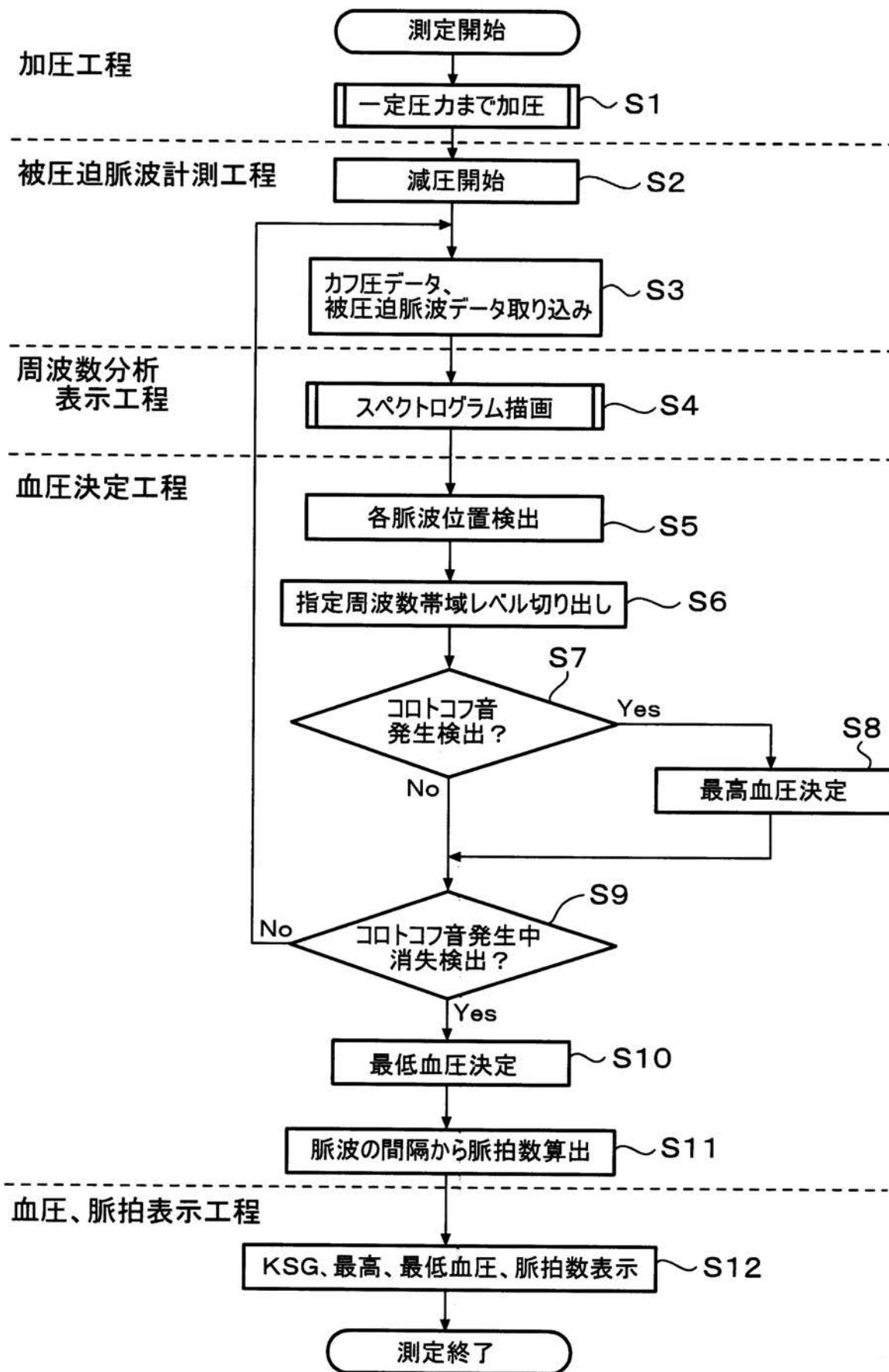
【 図 1 】



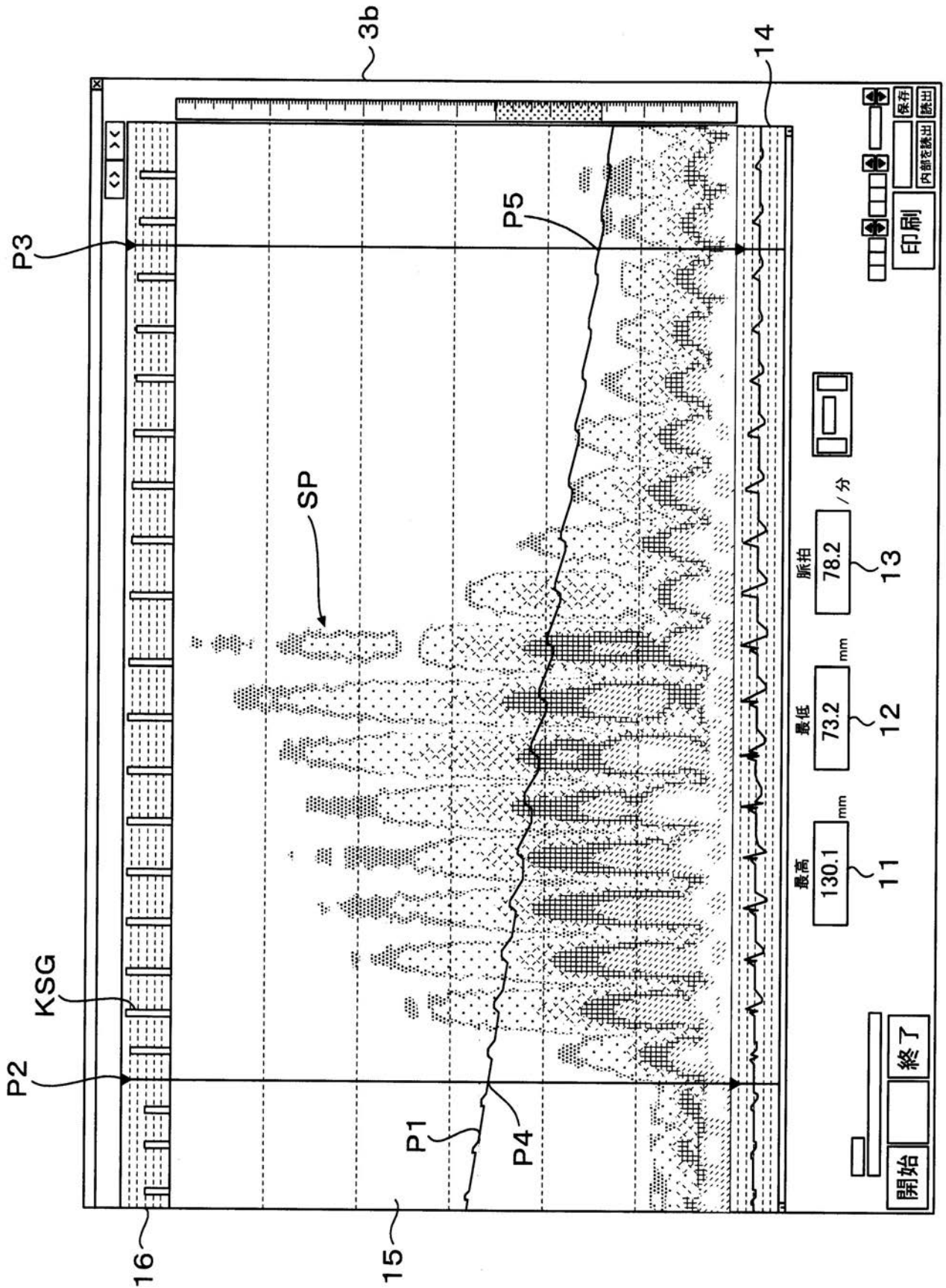
【図2】



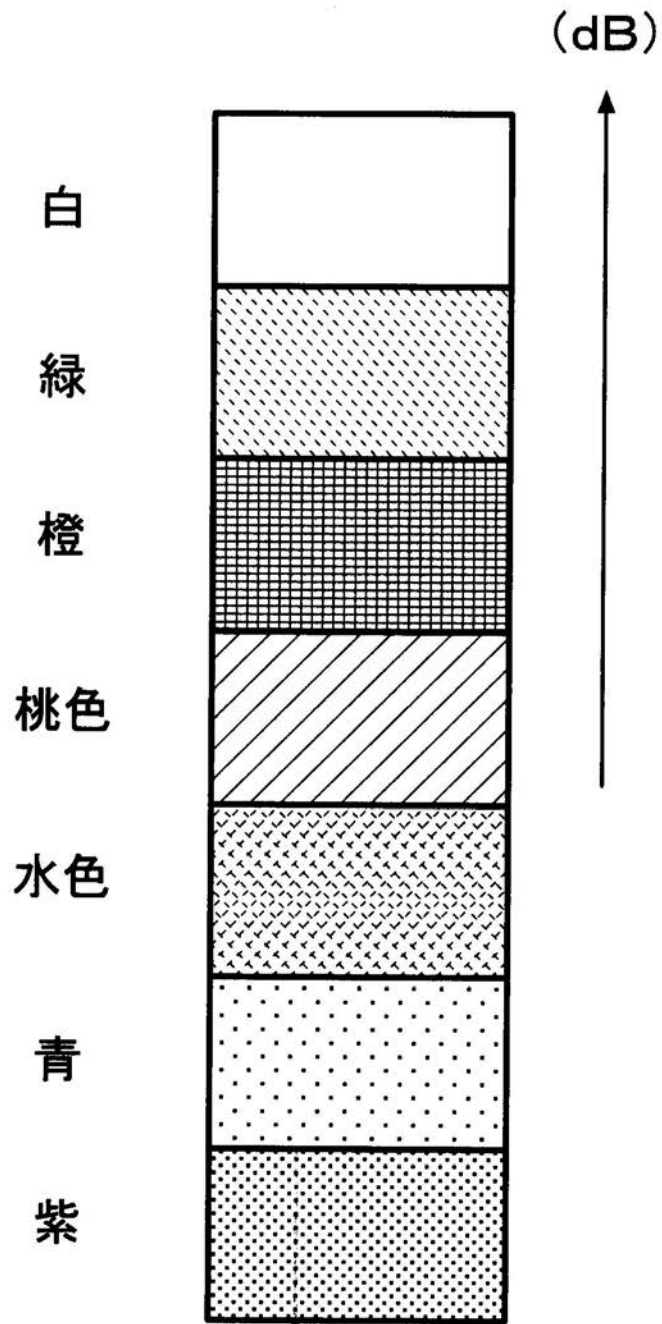
【図3】



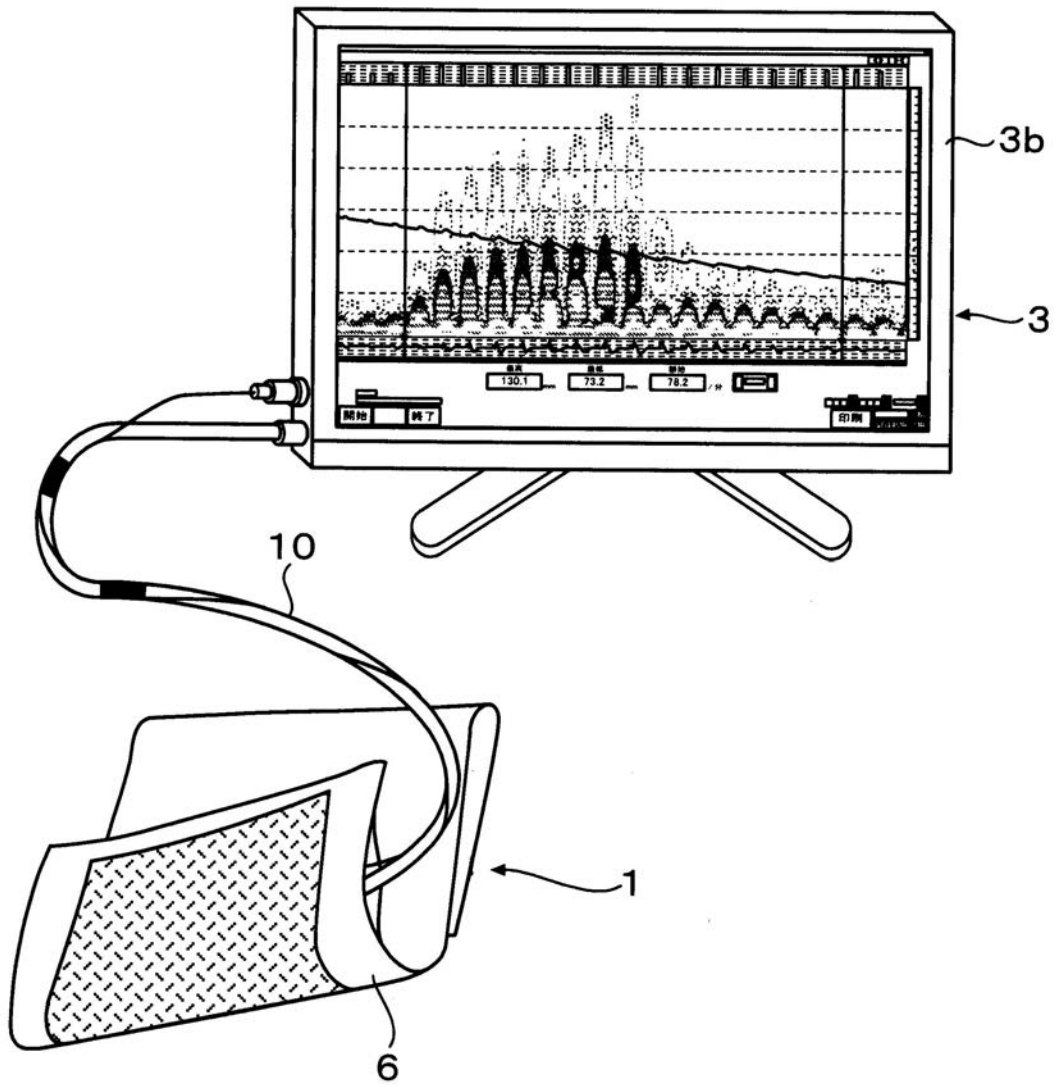
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 庄子 聡彦

東京都大田区大森本町1丁目10番15号 エタニ電機株式会社内

(72)発明者 田中 猛

東京都品川区戸越6丁目10番17号 株式会社TSS内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AA09 AA10 AA11 AC30 AD01 BD05 CC03 DE05
EE01