(19)日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11)国際公開番号
WO2005/034742

発行日　平成18年12月21日(2006.12.21)

(43)国際公開日　平成17年4月21日(2005.4.21)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	5/022	(2006.01)	A61B	5/02	332B	4C017
A61B	5/0205	(2006.01)	A61B	5/02	D	
A61B	5/0245	(2006.01)	A61B	5/02	310G	
			A61B	5/02	337B	
			A61B	5/02	337E	

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 172 頁）

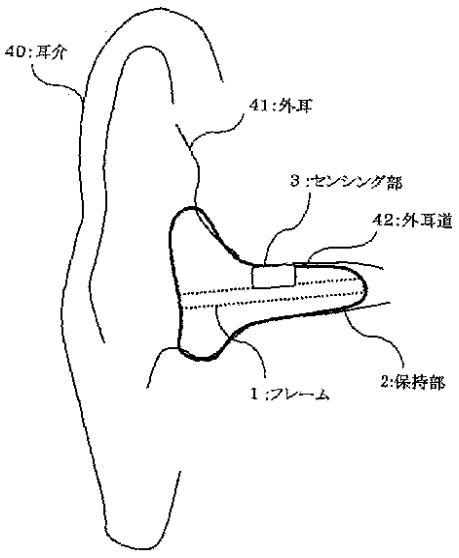
出願番号	特願2005-514585 (P2005-514585)
(21)国際出願番号	PCT/JP2004/014759
(22)国際出願日	平成16年10月6日(2004.10.6)
(31)優先権主張番号	特願2003-350932 (P2003-350932)
(32)優先日	平成15年10月9日(2003.10.9)
(33)優先権主張国	日本国(JP)
(31)優先権主張番号	特願2003-350933 (P2003-350933)
(32)優先日	平成15年10月9日(2003.10.9)
(33)優先権主張国	日本国(JP)
(31)優先権主張番号	特願2004-660 (P2004-660)
(32)優先日	平成16年1月5日(2004.1.5)
(33)優先権主張国	日本国(JP)
(31)優先権主張番号	特願2004-124168 (P2004-124168)
(32)優先日	平成16年4月20日(2004.4.20)
(33)優先権主張国	日本国(JP)

(71)出願人　000004226
日本電信電話株式会社
東京都千代田区大手町二丁目３番１号
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(72)発明者　上西　祐司
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　日暮　栄治
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　長沼　和則
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】生体情報検出装置及び血圧計

(57)【要約】
人の外耳道への装着に適した形状の生体情報収集装置であって、外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部を有する生体情報収集装置が提供される。また、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、該第１のアームの該第２のアームに対向する側又は該第２のアームの該第１のアームに対向する側の少なくとも１箇所に備えられた圧力印加部と、脈波を検出するための検出部とを有する血圧計が提供される。



40... AURICLE
41... EXTERNAL EAR
3... SENSING PART
42... EXTERNAL AUDITORY MEATUS
1... FRAME
2... HOLDING PART

【特許請求の範囲】
【請求項１】
耳部の一部に圧力を加えるための圧力印加部と、前記耳部の一部における脈波を検出するための検出部とを有することを特徴とする血圧計。
【請求項２】
前記耳部の一部は、外耳の一部である請求項１に記載の血圧計。
【請求項３】
前記外耳の一部は、耳介の一部である請求項２に記載の血圧計。
【請求項４】
前記耳介の一部は、耳珠である請求項３に記載の血圧計。
【請求項５】
前記外耳の一部は、外耳道である請求項２に記載の血圧計。
【請求項６】
前記耳部の一部は、外耳の周辺である請求項１に記載の血圧計。
【請求項７】
前記外耳の周辺は、耳介の付け根周辺の側頭部である請求項６に記載の血圧計。
【請求項８】
前記耳介の付け根周辺の側頭部は、耳珠周辺の側頭部である請求項７に記載の血圧計。
【請求項９】
前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項１ないし８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項１０】
前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項１ないし８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項１１】
生体の第１の部分に圧力を加えるための圧力印加部と、前記第１の部分における脈波を検出するための検出部と、
　生体の第２の部分に圧力を加えるための圧力印加部と、前記第２の部分における脈波を検出するための検出部と、を有する血圧計であって、
　前記第１の部分に存在する血管は、前記第２の部分に存在する血管より太い、ことを特徴とする血圧計。
【請求項１２】
前記第１の部分に存在する血管、あるいは前記第２の部分に存在する血管の、少なくともいずれか一方は、耳部の血管である請求項１１に記載の血圧計。
【請求項１３】
一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む生体情報収集装置であって、生体情報を収集するためのセンシング部を有することを特徴とする生体情報収集装置。
【請求項１４】
前記円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台の軸方向に音響の通路となる中空部分を含む請求項１３に記載の生体情報収集装置。
【請求項１５】
前記センシング部は血圧センサーを有し、
　前記血圧センサーは、少なくとも１組の発光素子と受光素子、及び圧力印加部を有する請求項１３に記載の生体情報収集装置。
【請求項１６】
人の外耳または外耳道への装着に適した形状の生体情報収集装置であって、
　外耳または外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部を有することを特徴とする生体情報収集装置。

【請求項１７】
前記生体情報収集装置を外耳または外耳道に装着した際に音響の通路となる中空部分を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項１８】
前記形状は、人の外耳または外耳道の形状の型に基づき形成したものである請求項１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項１９】
前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２０】
前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部を更に有する請求項１９に記載の生体情報収集装置。
【請求項２１】
前記センシング部、前記駆動制御部、及び前記送信部のうちの少なくとも１つに電力を供給する電源部を更に有する請求項２０に記載の生体情報収集装置。
【請求項２２】
前記センシング部は、血圧センサー、体温センサー、脈拍センサー、体位センサー、加速度センサー、血中酸素濃度センサー、脳波センサーのうちの少なくとも１つのセンサーを有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２３】
前記生体情報収集装置を外耳に懸架する懸架部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２４】
前記センシング部は血圧センサーを備え、
当該血圧センサーは、脈波を検出する検出部、及び圧力印加部を有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２５】
前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータを有する請求項２４に記載の生体情報収集装置。
【請求項２６】
前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項２４に記載の生体情報収集装置。
【請求項２７】
携帯端末及び生体情報収集装置を有する生体情報収集システムであって、
前記生体情報収集装置は、
外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部と、
前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部と
前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部とを有し、
前記携帯端末は、
前記送信部からの情報を受信処理する端末受信部と、
該端末受信部からの情報を表示する表示部とを有することを特徴とする生体情報収集システム。
【請求項２８】
前記生体情報収集装置は、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む請求項２７に記載の生体情報収集システム。
【請求項２９】
前記生体情報収集装置は、人の外耳または外耳道への装着に適した形状である請求項２７に記載の生体情報収集システム。

【請求項３０】
前記生体情報収集装置は、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部からなる形状を含む請求項２７に記載の生体情報収集システム。
【請求項３１】
携帯端末及び生体情報収集装置を有する生体情報収集システムであって、
前記生体情報収集装置は、
外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部と、
前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部と
前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部とを有し、
前記携帯端末は、
前記送信部からの情報を受信処理する端末受信部と、
通信網を介して情報処理装置へ該端末受信部からの信号を送信する通信部と、を有する生体情報収集システム。
【請求項３２】
前記生体情報収集装置は、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む請求項３１に記載の生体情報収集システム。
【請求項３３】
前記生体情報収集装置は、人の外耳または外耳道への装着に適した形状である請求項３１に記載の生体情報収集システム。
【請求項３４】
前記生体情報収集装置は、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部からなる形状を含む請求項３１に記載の生体情報収集システム。
【請求項３５】
前記携帯端末は、前記端末受信部からの情報を表示する表示部を更に有する請求項３１に記載の生体情報収集システム。
【請求項３６】
前記通信部は、前記通信網を介して前記情報処理装置からの情報を受信処理する機能を更に有する請求項３１に記載の生体情報収集システム。
【請求項３７】
前記表示部は、前記情報処理装置からの情報を表示する機能を更に有する請求項３６に記載の生体情報収集システム。
【請求項３８】
前記携帯端末は、前記情報処理装置からの情報を前記生体情報収集装置に送信する端末送信部を更に有し、
前記生体情報収集装置は、該端末送信部からの情報を受信処理する受信部と、
当該受信部からの情報を音声で伝達する音響部とを有する請求項３６に記載の生体情報収集システム。
【請求項３９】
前記生体情報収集装置は、スピーカ部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項４０】
前記生体情報収集装置は、計測した生体情報を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項３９に記載の生体情報収集装置。
【請求項４１】
前記生体情報収集装置は、生体情報の計測を開始することを被測定者に通知するための音を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項３９に記載の生体情報収集装置。
【請求項４２】
前記生体情報収集装置は、生体情報の計測の途中であることを被測定者に通知するための

音を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項３９に記載の生体情報収集装置。
【請求項４３】
前記生体情報収集装置は、音楽を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項３９に記載の生体情報収集装置。
【請求項４４】
前記生体情報収集装置は、前記スピーカ部から音を発生させない時間を設定する手段を更に有する請求項４０ないし４３のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項４５】
前記生体情報収集装置は、前記スピーカ部から発生される音の音量を変更可能なボリュームを更に有する請求項４０ないし４３のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項４６】
前記生体情報収集装置は、外部の音量を計測する手段と、外部の音量に応じて前記スピーカ部から発生される音の音量を変更する手段とを更に有する請求項４０ないし４３のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項４７】
対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
該第１のアームの該第２のアームに対向する側又は該第２のアームの該第１のアームに対向する側の少なくとも１箇所に備えられた圧力印加部と、
脈波を検出するための検出部と
を有することを特徴とする血圧計。
【請求項４８】
前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項４７に記載の血圧計。
【請求項４９】
前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項４７に記載の血圧計。
【請求項５０】
前記検出部は、前記第１のアームと前記第２のアームとの間で透過する光の透過度を測定するための少なくとも１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項４７に記載の血圧計。
【請求項５１】
前記検出部は、前記第１のアームの前記第２のアームに対向する側又は前記第２のアームの前記第１のアームに対向する側のいずれかに供えられた光の反射度を測定するための少なくとも１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項４７に記載の血圧計。
【請求項５２】
耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの該第２のアームに対向する側に備えられた圧力印加部と、
耳部の一部における脈波を検出するための検出部と
を有することを特徴とする血圧計。
【請求項５３】
前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項５２に記載の血圧計。
【請求項５４】
前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項５２に記載の血圧計。
【請求項５５】

前記検出部は、前記圧力印加部と前記第２のアームとの間で前記耳部の一部を透過する光の透過度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５２に記載の血圧計。

【請求項５６】

前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、

該固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有する請求項５２に記載の血圧計。

【請求項５７】

耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、

耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第１の圧力印加部と、

耳部の一部に圧力を加えるために該第２のアームの内側に備えられた第２の圧力印加部と、

耳部の一部における脈波を検出するための検出部と

を有することを特徴とする血圧計。

【請求項５８】

前記検出部は、前記第１の圧力印加部と前記第２の圧力印加部との間で前記耳部の一部を透過する光の透過度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５７に記載の血圧計。

【請求項５９】

前記検出部は、前記圧力印加部又は前記第２のアームの内側に備えられ、前記耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５２に記載の血圧計。

【請求項６０】

前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、

前記固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有し、

前記検出部は、前記圧力印加部又は該固定部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項に記載の血圧計。

【請求項６１】

前記検出部は、前記第１のアームの第１の圧力印加部又は前記第２のアームの第２の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５７に記載の血圧計。

【請求項６２】

耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、

耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第１の圧力印加部と、

耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第２の圧力印加部と、

脈波を検出するための、前記第１の圧力印加部に対応する第１の検出部と、

脈波を検出するための、前記第２の圧力印加部に対応する第２の検出部と

を有することを特徴とする血圧計。

【請求項６３】

前記第１の検出部は、前記第１の圧力印加部と前記第２のアームとの間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、

前記第２の検出部は、前記第２の圧力印加部と前記第２のアームとの間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６２に記載の血圧計。

【請求項６４】

前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、

前記固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に

有する請求項６３に記載の血圧計。
【請求項６５】
耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームと該第２のアームの内側に共に備えられた第１の圧力印加部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームと該第２のアームの内側に共に備えられた第２の圧力印加部と、
脈波を検出するための、前記第１の圧力印加部に対応する第１の検出部と、
脈波を検出するための、前記第２の圧力印加部に対応する第２の検出部と
を有することを特徴とする血圧計。
【請求項６６】
前記第１の検出部は、前記第１のアーム側の第１の圧力印加部と前記第２のアーム側の第１の圧力印加部との間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第１のアーム側の第２の圧力印加部と前記第２のアーム側の第２の圧力印加部との間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６５に記載の血圧計。
【請求項６７】
前記第１の検出部は、前記第１の圧力印加部又は前記第２のアームに備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第２の圧力印加部又は前記第２のアームに備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６２に記載の血圧計。
【請求項６８】
該第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有する請求項６７に記載の血圧計。
【請求項６９】
前記第１の検出部は、前記第１のアーム側の第１の圧力印加部又は前記第２のアーム側の第１の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第１のアーム側の第２の圧力印加部又は前記第２のアーム側の第２の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６５に記載の血圧計。
【請求項７０】
前記第２のアームの内側で、前記第２の圧力印加部を介して耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を該第２の圧力印加部を介して耳部の一部に押し付ける固定調整部とを有する請求項５７に記載の血圧計。
【請求項７１】
前記第２のアームの内側で、前記第１の圧力印加部及び前記第２の圧力印加部を介して耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を該第１の圧力印加部及び該第２の圧力印加部を介して耳部の一部に押し付ける固定調整部とを有する請求項６記載の血圧計。
【請求項７２】
前記固定調整部は前記固定部を耳部の一部の方向へ押し付けるためのネジ機構を有する請求項５６に記載の血圧計。
【請求項７３】
前記固定調整部は前記固定部を耳部の一部の方向へ押し付けるためのバネ留め機構を有する請求項５６に記載の血圧計。

【請求項７４】
前記フレーム部は、前記血圧計を外耳の付け根に装着できるよう両端が内側に湾曲した半楕円形状の留め機構を更に有する請求項４７ないし７３のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項７５】
前記フレーム部は、前記血圧計をメガネのつる部に懸架するための懸架機構を更に有する請求項４７ないし７３のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項７６】
前記圧力印加部に印加する圧力を制御する圧力制御部と、前記圧力印加部の圧力を検知する圧力センサーと、前記検出部を駆動する駆動回路とを更に有する請求項４７ないし７３のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項７７】
前記検出部からの信号を処理する信号処理回路を更に有する請求項７６に記載の血圧計。
【請求項７８】
前記耳部の一部は耳介およびその周辺の一部である請求項４７ないし７３のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項７９】
前記耳介の一部は耳珠およびその周辺の一部である請求項４７ないし７３のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項８０】
人体の耳介で生体情報を検出する生体情報検出装置であって、耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状であることを特徴とする生体情報検出装置。
【請求項８１】
人体の耳介で生体情報を検出する生体情報検出装置であって、耳甲介周辺の耳介に沿った形状であることを特徴とする生体情報検出装置。
【請求項８２】
前記耳介の軟骨に沿った形状が対輪に沿った形状である請求項８０に記載の生体情報検出装置。
【請求項８３】
前記耳介に沿った形状が耳甲介及び対輪に沿った形状である請求項８１に記載の生体情報検出装置。
【請求項８４】
前記耳介の軟骨に沿った形状が対輪及び耳珠板に沿った形状である請求項８０に記載の生体情報検出装置。
【請求項８５】
前記耳介に沿った形状が耳甲介、耳珠、対珠及び対輪に沿った形状である請求項８１に記載の生体情報検出装置。
【請求項８６】
前記耳介に沿った形状が耳甲介、耳珠、耳輪脚、対輪脚、対輪、対珠及び耳甲介腔の形状に沿った形状である請求項８１に記載の生体情報検出装置。
【請求項８７】
前記生体情報検出装置において、更に、耳介の耳珠板外面にも沿う形状であり、かつ耳珠板内側から耳珠に当接する内側部と耳珠板外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である請求項８０に記載の生体情報検出装置。
【請求項８８】
耳介の耳珠外面にも沿う形状であり、かつ耳珠内側から耳珠に当接する内側部と耳珠外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である請求項８１に記載の生体情報検出装置。
【請求項８９】
出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記生体組織からの散乱光を受光する

受光素子とを有する請求項８０ないし８８のうちいずれか１項に記載の記載の生体情報検出装置。

【請求項９０】

耳介の一部へ圧力を印加する圧力印加部と、

耳介の一部の脈波を検出する検出部とを更に備える請求項８０ないし８８のうちいずれか１項に記載の記載の生体情報検出装置。

【請求項９１】

前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項９０に記載の生体情報検出装置。

【請求項９２】

前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項９０に記載の生体情報検出装置。

【請求項９３】

前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９４】

前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９５】

前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記内側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記内側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９６】

前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記外側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９７】

前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記外側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９８】

前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、

前記内側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項９９】

前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
前記内側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１００】
前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第１のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
前記第１のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０１】
前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第２のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
前記第２のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０２】
前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第１のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
前記第２のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０３】
前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第２のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
前記第１のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項８７又は８８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０４】
前記カフ、前記第１のカフ又は前記第２のカフの耳珠側の内面若しくは耳珠側の外面に前記発光素子又は前記受光素子を固定した請求項１０３に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０５】
更に耳介の付け根にかける留め機構を有する請求項８０ないし８８のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０６】
対向する１対のアームと、
前記１対のアームのそれぞれの一端で前記１対のアームを接続する支軸と、
前記支軸に設けられ、前記１対のアームの他端の間隔を調整する距離可変機構と、
前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられた生体情報を検出する検出部と、
を有することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項１０７】
前記支軸を中心軸として、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームを回転させる回転機構を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１０８】

前記検出部が、前記アームの他端を貫通するネジ孔に取り付けられた調整ネジの先端に搭載されている請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０９】
前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームが、前記支軸から前記他端までの長さを可変とすることができる請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１０】
前記１対のアームが、人体の耳部の一部の一方の側面側に配置されるアーム及び前記耳部の一部の他方の側面側に配置されるアームで前記耳部の一部を挟むように構成されている請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１１】
前記耳部の一部は耳介およびその周辺の一部である請求項１１０に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１２】
前記耳介の一部は耳珠およびその周辺の一部である請求項１１１に記載の生体情報検出装置
【請求項１１３】
前記一対のアームのうちの一つのアームは、前記一対のアームのうちの他のアームと対向する側と反対の側が人体の耳甲介又は耳甲介腔に沿った形状を持つ請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１４】
前記一対のアームのうちの一つのアームは、前記一対のアームのうちの他のアームと対向する側と反対の側がクッションを有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１５】
人体の耳介の付け根に沿って懸架するための耳掛を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１６】
前記耳掛及び前記クッションが磁力を利用して互いに引き合う請求１１５に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１７】
少なくとも前記検出部を外部から遮光する遮光カバーを有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１８】
少なくとも前記検出部及び前記耳部の一部を外部から遮光する遮光カバーを有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１９】
圧力印加部を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２０】
前記圧力印加部は、耳部の一部に圧力を印加するためのものである請求項１１９に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２１】
前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項１１９に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２２】
前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項１１９に記載の血圧計。
【請求項１２３】
前記１対のアームに音響信号を伝達するスピーカーを更に有する請求項１０６ないし１２２のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２４】

前記検出部は、出力光を耳介の生体組織に入射させる発光素子及び当該生体組織からの散乱光を受光する受光素子である請求項１０６ないし１２２のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。

【請求項１２５】

前記圧力印加部は、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの前記他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられている請求項１１９に記載の生体情報検出装置。

【請求項１２６】

前記圧力印加部はカフであり、前記生体情報検出装置は前記カフに空気を挿抜する空気パイプを更に備え、前記空気パイプが人体の耳介の付け根に懸架するための耳掛状になっている請求項１２５に記載の生体情報検出装置。

【請求項１２７】

前記空気パイプの途中に前記空気パイプを耳朶に固定する挟み込み部を有する請求項１２６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１２８】

前記圧力印加部はカフであり、前記カフの前記耳部の一部への接触方向の投影形状が円形、又は楕円形である請求項１２０に記載の生体情報検出装置。

【請求項１２９】

前記円形、又は楕円形の直径または短径が１１ｍｍ以下である請求項１２８に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３０】

前記耳部の一部は、耳介およびその周辺の一部である請求項１２０に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３１】

前記耳介およびその周辺の一部は、耳珠およびその周辺の一部である請求項１３０に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３２】

前記圧力印加部はカフであり、また前記耳部の一部は耳珠であり、前記カフは、耳珠と接する面の内側に前記検出部を備え、かつ前記検出部が接する前記カフの部分が透明な材料で構成され、前記カフの他の部分は遮光性もしくは減光性の材料により構成されている請求項１２５に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３３】

前記圧力印加部はカフであり、また前記耳部の一部は耳珠であり、前記検出部が、前記カフの耳珠と接する面に固定されている請求項１２５に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３４】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３５】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３６】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３７】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３８】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記センサーの一部としての発光素子と、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記センサーの一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１３９】

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、

前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、

前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記センサーの一部としての受光素子と、

前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。

【請求項１４０】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記センサーの一部としての発光素子と、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４１】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４２】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第２のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
前記第２のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４３】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第１のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
前記第１のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４４】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前

記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第２のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
前記第１のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４５】
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第１のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記センサーの一部としての発光素子と、
前記第２のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記センサーの一部としての受光素子と、
前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０６に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４６】
非伸縮部材からなる基体と、当該基体の片面に設けられた伸縮部材と、空気供給パイプと、を備えたカフであって、
前記空気供給パイプから空気を供給することによって前記伸縮部材の押圧面が基体の片面側にのみせり出すことを特徴とするカフ。
【請求項１４７】
前記基体は平面状又は曲面状である請求項１４６に記載のカフ。
【請求項１４８】
１の面が開放された筐体と、当該開放された１の面を覆って、該１の面の側に押圧面を形成する伸縮部材と、前記筐体に設けられた空気供給パイプと、を備えたカフであって、
前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部への前記空気供給パイプからの空気供給により、前記押圧面がせり出すことを特徴とするカフ。
【請求項１４９】
前記押圧面の外形が円形又は楕円形である請求項に１４８に記載のカフ。
【請求項１５０】
前記押圧面の形状が前記カフの外部に向けて凹型である請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５１】
前記押圧面の形状が前記カフの外部に向けて凸型である請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５２】
前記押圧面の形状が平坦である請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５３】
前記押圧面と前記筐体との間の前記伸縮部材にあって、前記押圧面を支える側部が、前記押圧面の移動方向に伸縮するたるみを有する請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５４】
前記押圧面のせり出し方向における前記押圧面の伸縮率が、前記たるみの前記せり出し方向における伸縮率よりも小さい請求項１５３に記載のカフ。

【請求項１５５】
前記伸縮部材のうち、前記押圧面を形成する部分の厚さが、前記たるみを形成する部分の厚さよりも厚い請求項１５３に記載のカフ。
【請求項１５６】
前記伸縮部材のうち、前記押圧面を形成する部分の材料の伸縮性が、前記たるみを形成する部分の材料の伸縮性よりも低い請求項１５３に記載のカフ。
【請求項１５７】
前記伸縮部材の側部が弾性体によって前記筐体の外壁に固定されている請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５８】
前記伸縮部材の側部が該側部の弾力性によって前記筐体の外壁に固定されている請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１５９】
前記伸縮部材の側部が前記筐体の外壁に熱圧着されている請求項１４８に記載のカフ。
【請求項１６０】
前記押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、当該発光素子の発光する光に対して透明又は半透明である請求項１４６ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６１】
前記カフの外部で散乱した散乱光を前記押圧面を通して受光する受光素子を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、前記受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明である請求項１４６ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６２】
前記押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子と、前記発光素子で発光し前記カフの外部で散乱する散乱光を前記押圧面を通して受光する受光素子と、を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、前記発光素子の発光する光及び前記受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明である請求項１４６ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６３】
前記カフの表面に発光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６４】
前記カフの表面に受光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６５】
前記カフの表面に、発光素子及び受光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６６】
前記カフの裏面に発光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６７】
前記カフの裏面に受光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６８】
前記カフの裏面に、発光素子及び受光素子を有する請求項１４８ないし１５９のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６９】
生体の一部に光を照射する発光素子と、
　前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、

前記受光素子の前面に、前記受光素子への入射光角度を制限する遮光構造とを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７０】
前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたフードである請求項１６９に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７１】
前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である請求項１６９に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７２】
生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記散乱光のうち前記生体の特定の位置からの散乱光を前記受光素子の受光面に集光するレンズとを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７３】
生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限する遮光構造とを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７４】
前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたフードである請求項１７３に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７５】
前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である請求項１７３に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７６】
生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光を前記生体の特定の位置に集光するレンズとを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７７】
生体の一部に光を照射する端面発光型レーザと、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
を有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７８】
生体の一部に光を照射する面発光レーザと、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
を有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７９】
耳部の一部を挟み込むＵ字型のアームと、
当該アームの一方の内側に、前記耳部の一部に圧力を印加するカフと、
請求項１６９ないし１７８のうちいずれか１項に記載の生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、
前記生体情報検出回路が当該カフに内蔵されていることを特徴とする生体情報測定装置。
【請求項１８０】

耳部の一部を挟み込むＵ字型のアームと、
当該アームの両方の内側に、それぞれ前記耳部の一部に圧力を印加するカフと、
請求項１６９ないし１７８のうちいずれか１項に記載の生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、
前記生体情報検出回路の発光素子が前記一方のカフに内蔵され、
前記生体情報検出回路の受光素子が前記他方のカフに内蔵されていることを特徴とする生体情報測定装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、耳部で生体情報を検出するための装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
高齢化が進み、成人の生活習慣病への対応が社会的に大きな課題となっている。特に高血圧に関連する疾患の場合、長期の血圧データの収集が非常に重要である点が認識されている。このような観点から、血圧を始めとした各種の生体情報の測定装置が開発されている。
【０００３】
従来の外耳部で生体情報を測定する技術には、外耳道又は外耳中の他の部位に、挿入され、常時装着する患者モニタ装置がある（例えば、特許文献１参照。）。この装置は、脈拍、脈波、心電、体温、動脈血酸素飽和度、及び血圧などを生体内へ放射した赤外光、可視光の散乱光の受光量から計算するものである。しかし、この装置は、耳への固定手段がなく、安定に生体情報を計測できない。また、血圧の具体的な測定方法が明示されていない。
【０００４】
また、耳は複雑な形状（例えば、非特許文献１参照。）をしているが、従来の装置は外耳道又は耳朶に装着するものである。このため、耳への固定が困難であった。
【０００５】
また、外耳道又は耳朶に装着する装置としては、無線通信手段を有し、動脈血酸素飽和濃度センサー、体温センサー、心電センサー、脈波センサーを備えている緊急情報装置がある（例えば、特許文献２参照。）。この装置は、センサー部分を外耳道へ挿入し、データ通信部が耳への固定手段を兼ねているが、必ずしも安定に装着できるとはいえない。
【０００６】
一方、血圧の測定に関しては、血管の脈動波形による血圧測定装置（例えば、非特許文献２参照）は、他の方式であるカフ振動法や容積補償法などによる血圧測定装置（例えば、非特許文献３参照）に比較して、高精度な血圧の測定が可能となるとの研究成果がある。
【０００７】
なお、本願では、耳介の名称は主に非特許文献１に、耳介の軟骨の名称は非特許文献４による。また、血圧を測定する装置に関連する文献として特許文献３がある。
【特許文献１】特開平９－１２２０８３
【特許文献２】特開平１１－１２８１７４
【特許文献３】特許第３５３１３８６号公報
【非特許文献１】Ｓｏｂｏｔｔａ図説人体解剖学第１巻（監訳者：岡本道雄）、ｐ．１２６～Ｐ．１２７．医学書院
【非特許文献２】Ｏｓａｍｕ Ｔｏｃｈｉｋｕｂｏ，Ｙｏｓｈｉｙｕｋｉ Ｋａｗａｓｏ，Ｅｉｊｉ Ｍｉｙａｊｉｍａ，Ｍａｓａｏ Ｉｓｈｉｉ：Ａ ｎｅｗ ｐｏｔｏ－ｏｓｃｉｌｌｏｍｅｔｒｉｃ ｍｅｔｈｏｄ ｅｍｐｌｏｙｉｎｇ ｔｈｅ ｄｅｌｔａ－ａｌｇｏｒｉｔｈｍ ｆｏｒ ａｃｃｕｒａｔｅ ｂｌｏｏｄ ｐｒｅｓｓｕｒｅ ｍｅａｓｕｒｅｍｅｎｔ．Ｊｏｕｒｎａｌ ｏｆ Ｈｙｐｅｒｔｅｎｓｉｏｎ １９９７，Ｖｏ

１２　ｐｐ．１４８－ｐｐ．１５１，Ｆｉｇ．１，Ｆｉｇ．３
【非特許文献３】山越　憲一、戸川　達男：「生体センサーと計測装置」日本エム・イー学会編／ＭＥ教科書シリーズ　Ａ－１、３９頁～５２頁
【非特許文献４】Ｓｏｂｏｔｔａ図説人体解剖学第１巻（監訳者：岡本道雄）、ｐ．１２７、（株）医学書院、１９９６年１０月１日発行
【非特許文献５】Ｌ．Ａ．ＧＥＤＤＥＳ「Ｔｈｅ　ＤＩＲＥＣＴ　ａｎｄ　ＩＮＤＩＲＥＣＴ　ＭＥＡＳＵＲＭＥＮＴ　ｏｆ　ＢＬＯＯＤ　ＰＲＥＳＳＵＲＥ」，ＹＥＡＲ　ＢＯＯＫ　ＭＥＤＩＡＬ　ＰＵＢＬＩＳＨＥＲＳ，ＩＮＣ．ｐ．９７、Ｆｉｇ．２－２２。
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００８】
血圧測定などの生体組織への加圧が必要な測定においては、振動によるノイズが混入しやすいため正確な脈波、血圧値の測定が困難であり、安定して血圧を測定することが課題であった。また、日常活動の中での測定や常に血圧計を装着した状態で一定間隔や連続して血圧を測定することが困難であるため、生体情報検出のための装置の保持方法が課題であった。
【０００９】
本願発明は上述の課題を解決するためになされたもので、生体情報を人体の耳部で測定する装置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】
【００１０】
上記の課題は、耳部の一部に圧力を加えるための圧力印加部と、前記耳部の一部における脈波を検出するための検出部とを有する血圧計により解決される。
【００１１】
また、本発明は、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む生体情報収集装置であって、生体情報を収集するためのセンシング部を有することを特徴とする生体情報収集装置として構成することができる。
【００１２】
また、本発明は、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、該第１のアームの該第２のアームに対向する側又は該第２のアームの該第１のアームに対向する側の少なくとも１箇所に備えられた圧力印加部と、脈波を検出するための検出部とを有する血圧計として構成することもできる。
【００１３】
また、本発明は、人体の耳介で生体情報を検出する生体情報検出装置であって、耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状である生体情報検出装置として構成してもよい。
【００１４】
更に、本発明は、対向する１対のアームと、前記１対のアームのそれぞれの一端で前記１対のアームを接続する支軸と、前記支軸に設けられ、前記１対のアームの他端の間隔を調整する距離可変機構と、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられた生体情報を検出する検出部と、を有する生体情報検出装置として構成してもよい。
【００１５】
また、本発明により、非伸縮部材からなる基体と、当該基体の片面に設けられた伸縮部材と、空気供給パイプと、を備えたカフであって、前記空気供給パイプから空気を供給することによって前記伸縮部材の押圧面が基体の片面側にのみせり出すことカフを提供することもできる。
【００１６】
更に、本発明により、生体の一部に光を照射する発光素子と、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、遮光構造とを有する生体情報検出回路を提供することもできる。

【００１７】
本願発明の他の目的、特徴、効果は、以下の詳細な説明を添付の図面を参照して読むことにより、より明らかとなる。
【発明の効果】
【００１８】
本発明によれば、人体の耳部での測定に適した生体情報を計測する装置を提供することができる。また、圧力印加部を含む構成とすることにより、特に血圧の測定に適した装置を提供できる。
【図面の簡単な説明】
【００１９】
［図１］本願発明の実施の形態１－１の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図２］本願発明の実施の形態１－１の生体情報収集装置の保持部の製作法を説明するための図である。
［図３］本願発明の実施の形態１－１の生体情報収集装置の生体への装着例を説明するための図である。
［図４］本願発明の実施の形態１の生体情報収集装置の他の構成を示す図である。
［図５］本願発明の実施の形態１－２の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図６］本願発明の実施の形態１－３の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図７］本願発明の実施の形態１－３の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図８］本願発明の実施の形態１－３の生体情報収集装置の生体への装着例を説明するための図である。
［図９］本願発明の実施の形態１－４の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図１０］本願発明の実施の形態１－４の生体情報収集装置の生体への装着例を説明するための図である。
［図１１］本願発明の実施の形態１－５の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図１２］本願発明の実施の形態１－６の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図１３］本願発明の実施の形態１－７の生体情報収集装置の構成を示す図である。
［図１４］血圧測定の原理１を説明するための図である。
［図１５］血圧測定の原理１を説明するための図である。
［図１６］従来の血圧測定装置の構成図である。
［図１７］血圧測定の原理２を説明するための図である。
［図１８］生体情情報収集の他の例を示す図である。
［図１９］本願発明の実施の形態１－８の生体情情報収集システムの構成を示す図である。
［図２０］本願発明の実施の形態１－９の生体情情報収集システムの構成を示す図である。
［図２１］本願発明の実施の形態１－１０及び実施の形態１－１１の生体情情報収集システムの構成を示す図である。
［図２２］本願発明の実施の形態１－１２の生体情情報収集システムの構成を示す図である。
［図２３］本願発明の実施の形態１－１３の生体情情報収集システムの構成を示す図である。
［図２４］本願発明の実施の形態１－１３の生体情情報収集システムの実装と生体への装着の例を説明するための図である。
［図２５］本願発明の実施の形態における生体情報収集装置の保持部の実装例を示す図である。
［図２６］本願発明の実施の形態２－１における血圧計の構成を示す図である。
［図２７］本願発明の実施の形態２－１において血圧測定の原理１を用いた血圧測定を詳細に説明するための図である。
［図２８］本願発明の実施の形態２－２における血圧計の構成を示す図である。

［図２９］本願発明の実施の形態２－３における血圧計の構成を示す図である。
［図３０］本願発明の実施の形態２－４における血圧計の構成を示す図である。
［図３１］本願発明の実施の形態２－４における血圧計の構成を示す図である。
［図３２］本願発明の実施の形態２－４における血圧計の構成を示す図である。
［図３３］本願発明の実施の形態２－５における血圧計の構成を示す図である。
［図３４］本願発明の実施の形態２－６における血圧計の構成を示す図である。
［図３５］本願発明の実施の形態２－６における血圧計の構成を示す図である。
［図３６］本願発明の実施の形態２－７における血圧計の構成を示す図である。
［図３７］本願発明の実施の形態２－８における血圧計の構成を示す図である。
［図３８］本願発明の実施の形態２－９における血圧計の構成を示す図である。
［図３９］本願発明の実施の形態２－１０における血圧計の構成を示す図である。
［図４０］本願発明の実施の形態２－１０における血圧計の構成を示す図である。
［図４１］本願発明の実施の形態２－１１における血圧計の構成を示す図である。
［図４２］本願発明の実施の形態２－１１における血圧計の構成を示す図である。
［図４３］本願発明の実施の形態２－１２における血圧計の構成を示す図である。
［図４４］本願発明の実施の形態２－１２における血圧計の構成を示す図である。
［図４５］本願発明の実施の形態２－１３における血圧計の構成を示す図である。
［図４６］本願発明の実施の形態２－１３における血圧計の構成を示す図である。
［図４７］本願発明の実施の形態２－１３における血圧計の構成を示す図である。
［図４８］実施の形態２－９の血圧計に固定部４及び固定調整部５を追加した構成を示す図である。
［図４９］実施の形態２－１２の血圧計に固定部４及び固定調整部５を追加した構成を示す図である。
［図５０］実施の形態２－１２の血圧計に固定部４及び固定調整部５を追加した構成を示す図である。
［図５１］本願発明の実施の形態２－１５における血圧計の構成を示す図である。
［図５２］本願発明の実施の形態２－１６における血圧計の構成を示す図である。
［図５３］実施の形態２－１６における血圧計の耳への装着状態を示す図である。
［図５４］本願発明の実施の形態２－１７における血圧計の構成を示す図である。
［図５５］懸架機構６１をメガネのつる部６２に取り付けた例を示す図である。
［図５６］懸架機構６１をメガネのつる部６２の先端部分に取り付けた例を示す図である。
［図５７］耳介の軟骨の構造と各部の名称を示す図である。
［図５８］耳介の構造と各部の名称を示す図である。
［図５９］外耳を説明するための図である。
［図６０］外耳の周辺を説明するための図である。
［図６１］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６２］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６３］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６４］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６５］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６６］実施の形態３の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６７］発光素子と受光素子による脈波の検出原理を説明する図である。
［図６８］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図６９］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７０］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７１］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す

図である。
［図７２］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７３］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７４］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７５］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７６］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７７］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７８］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図７９］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図８０］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図８１］実施の形態３の血圧を測定することのできる生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図８２］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８３］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８４］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８５］実施の形態４の生体情報検出装置の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図８６］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８７］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８８］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図８９］実施の形態４の生体情報検出装置の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９０］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図９１］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例と耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９２］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例と耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９３］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例と耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９４］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図９５］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例と耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９６］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例を示した説明図である。
［図９７］発光素子と受光素子による脈波の検出原理の説明図である。
［図９８］実施の形態４の生体情報検出装置の構造例と耳介への装着状態を示した説明図である。
［図９９］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１００］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０１］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０２］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した

説明図である。
［図１０３］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０４］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０５］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０６］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０７］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０８］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１０９］実施の形態４の生体情報検出装置のセンサ部分の耳介への装着状態を示した説明図である。
［図１１０］実施の形態４の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図１１１］実施の形態４の生体情報検出装置の構成例を示す図である。
［図１１２］実施の形態５の実施の形態であるカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１１３］実施の形態５のカフの構成を示す概略図で、（Ａ）は上面図で、（Ｂ）は上面図（Ａ）のＡ－Ａ´における切断面図である。
［図１１４］実施の形態５のカフの構成を示す概略図で、（Ａ）は上面図で、（Ｂ）は上面図（Ａ）のＡ－Ａ´における切断面図である。
［図１１５］実施の形態５のカフの構成およびカフが生体を押圧する過程を示した概略切断面図である。
［図１１６］実施の形態５のカフの構成およびカフが生体を押圧する過程を示した概略切断面図である。
［図１１７］実施の形態５のカフの構成およびカフが生体を押圧する過程を示した概略切断面図である。
［図１１８］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１１９］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２０］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２１］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２２］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２３］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２４］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２５］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２６］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２７］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２８］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１２９］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１３０］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１３１］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１３２］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１３３］実施の形態５のカフの構成を示す概略切断面図である。
［図１３４］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１３５］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１３６］血圧測定の原理の説明図である。
［図１３７］実施の形態６の生体情報検出回路および従来の生体情報検出回路による脈動波形の検出例の説明図である。
［図１３８］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。

［図１３９］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４０］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４１］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４２］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４３］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４４］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４５］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４６］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４７］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４８］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１４９］実施の形態６の生体情報検出回路およびカフの説明図である。
［図１５０］実施の形態６の血圧測定を説明するための図である。
［図１５１］実施の形態６の血圧測定を説明するための図である。
［図１５２］実施の形態６の血圧測定を説明するための図である。
［図１５３］実施の形態６の血圧測定を説明するための図である。
［図１５４］実施の形態７における生体情報測定装置の本体部の構成図である。
【符号の説明】
【００２０】
（実施の形態１）
１　フレーム、２　保持部、３　センシング部、４　駆動制御部、５　送信部、６　電源部、７　懸架部、８　携帯端末、９　端末受信部、１０　表示部、１１　通信部、１２　端末受信部、１３　受信部、１４　音響部、１５　送受信部、１６　信号線、１７　圧力供給パイプ、１８　音響部懸架部、１９　切削部分、２０　発光素子、２１　受光素子、２２　圧力発生機構、２３　圧力検出機構、３０　血圧センサー、３１　体温センサー、３２　脈拍センサー、３３　体位センサー、３４　加速度センサー、３５　血中酸素濃度センサー、３６　脳波センサー、３７　信号線、４０　耳介、４１　外耳、４２　外耳道、５０　情報処理装置、５１　通信網、５２　アンテナ
（実施の形態２）
１　第１のアーム、２　第２のアーム、３　保持フレーム部、４　固定部、５　固定調整部、６　制御部、７　表示部、１０　発光素子、１１　第１の発光素子、１２　第２の発光素子、１５　駆動回路、１６　第１の１駆動回路、１７　第２の駆動回路、２０　受光素子、２１　第１の受光素子、２２　第２の受光素子、２５　信号処理回路、３０　圧力印加部、３１　第１の圧力印加部、３２　第２の圧力印加部、３５　圧力制御部、３６　第１の圧力制御部、３７　第２の圧力制御部、４０　圧力センサ、４５　ポンプ、５０　耳介の一部、６０　留め機構、６１　懸架機構、６２　メガネのつる部、７０　血圧計、８０　耳介
（実施の形態３）
１　耳珠、２　対珠、３　耳甲介、４　対輪、５　耳輪、６　対輪脚、７　耳輪脚、８　耳甲介腔、１１　耳珠板、１２　外耳道軟骨、１３　対輪、１４　耳輪、１５　耳輪棘、１６　側頭骨の鱗部、１７　外耳道軟骨切痕、１８　側頭骨の鼓室部　２０　生体組織、３０　生体情報検出装置、３１　空洞、３２　留め機構、４１　発光素子、４２　受光素子、４３　入射光、４４　散乱光、４５　カフ、４６　空気パイプ、４７　カフ、４８　カフ、６１　空気パイプ、６２　空気パイプ
（実施の形態４）
１　耳珠、２　対珠、３　耳甲介、４　対輪、５　耳輪、６　対輪脚、７　耳輪脚、８　耳甲介腔、１１　耳珠板、、１２　外耳道軟骨、１３　対輪、１４　耳輪、１５　耳輪棘、１６　側頭骨の鱗部、１７　外耳道軟骨切痕、１８　側頭骨の鼓室部、３０　生体情報検出装置、３１　第一のアーム、、３２　第二のアーム、３３　センサ、３４　センサ、３５　支軸、３６　空気パイプ、３７　信号線、３８　挟み込み部
４０　距離可変機構、４１　回転機構、４２　位置可変機構、４３　長さ可変機構、４４

長さ可変機構、４５　クッション、４６　耳掛け機構、４７　磁石、４８　磁石、４９　遮光カバー、５０　遮光カバー、５１　遮光カバー、５２　遮光カバー台、５３　スピーカー、５５　カフ、５６　カフ、５７　支持体、５８　支持体、６１　発光素子、６２　受光素子、６５　入射光、６６　散乱光

（実施の形態５）

１　生体、１２　筐体、１３　伸縮部材、１４　押圧面、１５　側部、１６　空気供給パイプ、１７　固定部、１８、１９　たるみ、２１　発光素子、２２　照射光、２３　受光素子、２４　散乱光、５０－６２　カフ

（実施の形態６）

１　生体、２　耳珠、１１　生体情報検出回路、１２　筐体、１３　生体押圧面、１４　空気パイプ、１５　カフ、１６　空気パイプ、１７　Ｕ字型アーム、２１　発光素子、２２　照射光、２３　受光素子、２４　散乱光、３１　遮光構造、３２　フード、３３　遮光構造、３４　レンズ、３５　アパーチャ、４１　アパーチャ、４２　レンズ、４３　レンズ、５１　押圧圧力、６１　動脈内圧、６２　最高血圧、６３　平均血圧、７１　脈動波形、７２　平坦部、７５　脈動波形、７６　脈動波形

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

以下、本発明の実施の形態１～７について説明する。

【００２２】

（実施の形態１）

まず、実施の形態１について説明する。

【００２３】

［実施の形態１－１］

図１に本願発明の実施の形態１－１における生体情報収集装置の構成を示す。図１に示すように、本実施の形態の生体情報収集装置は中空のフレーム１、該中空のフレーム１を外耳道に保持する保持部２、該中空のフレーム１に取り付けたセンシング部３により構成する。図１は保持部２を外耳４１に装着した状態を示している。なお、本明細書の各実施の形態における図面の中の参照符号は、特に断らない限り、各実施の形態毎に独立して割り当てられている。

【００２４】

ここで、図２により生体情報収集装置の断面図で製作法の一例を説明する。本実施の形態の生体情報収集装置は、まず初めに被計測者の外耳４１及び外耳道４２の形状を例えば、ポリマー性樹脂印象材などで型取りする。もちろん、万人の外耳及び外耳道に適合するような形状にしておいてもよい。次に、この型を元に例えばシリコーン樹脂などで保持部２の全体の形を作り、更に図２（Ｂ）に示すように音響の通路を確保するための中空部分をくり抜きフレーム１を形成し、更に図２の（Ｂ）に示す切削部分１９を切削して取り除き、図２の（Ｃ）に示すようにセンシング部３を設置する。

【００２５】

センシング部３が円筒形の場合は図２の（Ｄ）に示すように円筒状の切削部分１９を切削により取り除き、図２の（Ｅ）に示すようにセンシング部３を設置する。また、センシング部３が外耳道４２に圧力を印加して計測する必要がある場合は、センシング部３が効率良く外耳道４２に接するように図２の（Ｆ）に示すような切削部分１９を切削により取り除き、図２の（Ｇ）に示すように保持部２にセンシング部３を装着する。保持部２の耳介４０への装着の状態の一例は図２（Ａ）に示す通りである。

【００２６】

なお、本実施の形態の生体情報収集装置は、ここで説明した製作法により製作されたものに限定されないことはいうまでもない。

【００２７】

本実施の形態の生体情報収集装置の動作について図１を用いて説明する。図１に示すセンシング部３に、センシング部３を駆動する駆動回路（図示せず）、センシング部３の計

測結果の信号を処理する信号処理回路（図示せず）を接続する。駆動回路はセンシング部３へ駆動信号を送り、センシング部３は生体情報を計測し、計測結果を上記の信号処理回路へ送信する。このような構成の生体情報収集装置であれば、聴覚の障害になることなく、生体情報を収集することができる。

【００２８】

本実施の形態の生体情報収集装置の生体への装着状態の一例を図３に示す。図３に示すような装着をできる生体情報収集装置であれば、日常生活や業務を遂行しながらであっても、また、就寝中であっても生体情報を連続的に収集することができる。

【００２９】

また、本実施の形態の生体情報収集装置は外耳道４２にセンシング部３を設置して、生体情報を計測するので、外気温度の変化等の擾乱を受けにくい。更に、例えばセンシング部３に血液に関係するセンサーを設置した場合、常に心臓との位置関係を一定に保てるために、計測値の再現性がいいという利点がある。

【００３０】

なお、生体情報収集装置の形状を、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含むものとし、該円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台の軸方向に音響の通路となる中空部分と、生体情報を収集するためのセンシング部とを備えるように構成してもよい。

【００３１】

ここで、円柱、角柱、円錐台又は角錐台の軸方向とは、対向する上面と下面とを結ぶ線の方向をいう。円錐又は角錐の軸方向とは、頂点と頂点に対向する下面とを結ぶ線の方向をいう。中空部分は、必ずしも頂点を通る必要はない。

【００３２】

また、実施の形態１の生体情報収集装置は、図４に示すように、中空部分を備えない構成としてもよい。

【００３３】

この生体情報収集装置によれば、円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状の部分を外耳道へ装着することができるため、外耳道へ装着したまま生体情報の収集をすることができ、また、中空部分を設けたため、外耳道に本発明の生体情報収集装置を装着しても、聴覚の障害になることなく生体情報を連続的に収集することが可能となる。この形状の生体情報収集装置の場合も、以下で説明する実施の形態の構成を適用できる。

【００３４】

［実施の形態１－２］

以下、実施の形態について、図５を参照して説明する。図５に本実施の形態の生体情報収集装置の構成を示す。本実施の形態の生体情報収集装置は図５に示すように中空のフレーム１、該中空のフレーム１を外耳道に保持する保持部２、該中空のフレーム１に取り付けたセンシング部３、前記センシング部３を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部４により構成する。駆動制御部４はセンシング部３と信号線により接続されている。

【００３５】

次に、本実施の形態の生体情報収集装置の動作について説明する。中空のフレーム１、保持部２、センシング部３の構成と動作は前述の生態情報収集装置と同様である。図５に示す駆動制御部４には計測結果を表示する表示部（図示せず）を接続することができる。駆動制御部４を通じてセンシング部３へ駆動信号を送り、センシング部３は生体情報を計測し、計測結果を駆動制御部４へ送信する。駆動制御部４はセンシング部３の計測結果の信号を処理し、外部に設けられた表示部（図示せず）にその結果を表示する。ここで図５において駆動制御部４は保持部２の外部に示されているが、これは構成と動作の説明の便宜のためであり、駆動制御部４はＬＳＩにより非常に小型化可能であり、保持部２の中へ実装することが可能である。以上のように本実施の形態の生体情報収集装置は、簡易に生体情報を計測し、収集可能である。

【００３６】
図５に示すような装着をできる生体情報収集装置であれば、センシング部３と駆動制御部４との接続線が不要となるため、日常生活や業務を遂行しながらであっても、就寝中であっても生体情報を連続的に収集することができる。また、センシング部で、複数のセンサーを有する場合には、センシング部３と駆動制御部４との接続線を少なくする効果が一層大きくなる。
【００３７】
［実施の形態１－３］
以下、本願発明の実施の形態１－３について図６を参照して説明する。図６は本実施の形態の生体情報収集装置の構成を示す。図６において本実施の形態の生体情報収集装置は中空のフレーム１、該中空のフレーム１を外耳道に保持する保持部２、該中空のフレーム１に取り付けたセンシング部３、前記センシング部３を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部４、前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部５により構成する。中空のフレーム１、保持部２、センシング部３、駆動制御部４の構成と動作は前述の実施の形態と同様であり、センシング部３と駆動制御部４、駆動制御部４と送信部５はそれぞれ信号線で接続されている。
【００３８】
本実施の形態の生体情報収集装置の動作について説明する。図６に示すセンシング部３、駆動制御部４、送信部５に電源を供給する電源回路を接続する。また、送信部５が無線信号や光信号あるいは信号線を通してセンシング部３が計測した生体情報を送信した場合、その送信信号を受信する機能を有する例えば携帯端末を外部に用意する。駆動制御部４を通じてセンシング部３へ駆動信号を送り、センシング部３は生体情報を計測し、計測結果を駆動制御部４へ送信する。駆動制御部４はセンシング部３から送信された計測結果の信号を処理し、その処理結果を送信部５へ送信し、送信部５は生体情報の計測結果を処理した処理結果を無線信号や光信号あるいは信号線を通じて携帯端末へ伝送する。
【００３９】
図６は送信部５と携帯端末が無線信号で伝送している場合を示し、図７は送信部５と携帯端末が信号線で伝送している場合を示している。ここで図６、図７においては駆動制御部４、送信部５は保持部２の外部に示されているが、これは生体情報収集装置の構成と動作の説明の便宜ためであり、駆動制御部４、送信部５はＬＳＩにより非常に小型化可能であり、保持部２の中へ実装することも可能である。外部に設けた携帯端末に生体情報を送信することによって、例えば、生体情報を表示することも可能になる。
【００４０】
図８に本実施の形態の生体情報収集装置の生体への装着状態の例を示す。図８（Ａ）は送信部５を保持部２内に実装しない場合であり、例えばネックレスのように首に装着した場合である。図８の（Ｂ）は送信部５を保持部２内に実装した場合である。図８において携帯端末はＰＤＡ型の場合と腕時計型の両方を同時に示しているが、これらはいずれか一方でも良い。送信部５を首に装着することによって、保持部の負担を少なくして、生体情報収集装置の装着感を向上させることができる。送信部５が小型化できる場合は、保持部と一体化することによって、接続線を少なくすることもできる。
【００４１】
［実施の形態１－４］
以下、本願発明の実施の形態１－４について図９を参照して説明する。本実施の形態では以下の３つの場合がある。
【００４２】
第１の場合は、図１の実施の形態の生体情報収集装置のセンシング部３に電源部６を更に備える構成である。第２の場合は、図５に示す実施の形態の生体情報収集装置のセンシング部３または駆動制御部４のいずれかに電源部６を備え、かつセンシング部３と駆動制御部４は信号線と電源線で接続される場合である。第３の場合は、図６、図７に示す実施の形態の生体情報収集装置のセンシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずれかに電源

部６を備え、センシング部３と駆動制御部４、送信部５と電源部６がそれぞれ信号線と電源線で接続される場合である。これらは類似しているので、これらを代表して第３の場合について図９により説明する。

【００４３】

図９に本実施の形態の生体情報収集装置の構成を示す。図９において、生体情報収集装置は中空のフレーム１、該中空のフレーム１を外耳道に保持する保持部２、該中空のフレーム１に取り付けたセンシング部３、前記センシング部３を駆動制御し、かつ前記センシング部３からの信号を処理する駆動制御部４、前記駆動制御部４で処理した情報を送信する送信部５、前記センシング部３、前記駆動制御部４又は前記送信部５のうち少なくとも１つに電力を供給する電源部６により構成する。

【００４４】

図９において、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５にそれぞれ接続されて示されているが、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずいれか１つに接続されていてもよい。また、センシング部３と駆動制御部４、駆動制御部４と電源部６がそれぞれ信号線と電源線で接続されるが図９には煩雑さを避けるために、信号線のみを示している。

【００４５】

ここで図９において駆動制御部４、送信部５、電源部６は保持部２の外部に示されているが、駆動制御部４、送信部５、電源部６はＬＳＩにより非常に小型化可能であり、保持部２の中へ実装することも可能である。

【００４６】

本実施の形態の生体情報収集装置の動作について説明する。本実施の形態の生体情報収集装置の動作は、前述の実施の形態の生体情報収集装置の動作において説明した中で、外部から、センシング部３、駆動制御部４、送信部５のそれぞれに電源回路を接続して、電源を供給していたのに替えて、センシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずいれか１に電源部６を備えて、そこから他の部分へ電源を供給し、これ以外の動作は、前述の実施の形態の動作と同様である。

【００４７】

図１０に生体への装着の例を示す。図１０（Ａ）は送信部５に電源部６を備え、かつ送信部５と電源部６をネックレス状に首に装着した場合であり、図１０（Ｂ）は送信部５と電源部６も保持部２の中に実装した場合である。電源部にはバッテリを保有させて携帯可能にすることが好ましい。

【００４８】

以上説明したように、本実施の形態の生体情報収集装置は携帯がより容易になり、連続的、又は継続的に生体情報を計測し、収集可能である。

【００４９】

［実施の形態１－５］

以下、本願発明の実施の形態１－５について図１１を参照して説明する。図１１に本実施の形態の生体情報収集装置の構成を示す。図１１はセンシング部３の構成を拡大して示したものである。

【００５０】

図１１において前記センシング部３は血圧センサー３０、体温センサー３１、脈拍センサー３２、体位センサー３３、加速度センサー３４、血中酸素濃度センサー３５、脳波センサー３６のうち少なくとも１のセンサーを有する。また、図１１において前記センシング部３の有する血圧センサー３０、体温センサー３１、脈拍センサー３２、体位センサー３３、加速度センサー３４、血中酸素濃度センサー３５、脳波センサー３６のうち少なくとも１のセンサーには信号線によりセンシング部３の外へ計測結果を取り出す信号線３７が接続されている。図１１において信号線３７は１本の線で示されているが、これは図面の煩雑さをさける便宜のためであり、この信号線３７はセンシング部３が有する複数のセンサーの信号線が複数含まれていることもあることを意味している。

【００５１】
図１１のセンシング部３が有するセンサーについて具体的な例を説明する。血圧センサー３０は例えば、外耳道４２へ圧力を加えて、発光素子により外耳道４２の圧力が印加されている部分へレーザー光線などを放射し、外耳道４２からの反射光を受光素子により受信し、その反射光から外耳道４２内の血管などの脈動波形を計測し、その脈動波形により血圧を計測するセンサーで構成しても良い。体温センサー３１は例えば、サーミスターによる温度計により構成しても良い。脈拍センサー３２は振動計により外耳道４２の脈動から脈拍数を計測しても良くまたは血圧センサー３０が脈動波形により血圧を計測する場合は、同時に脈動波形から脈拍を計測しても良い。体位センサー３３は例えばバネ材料に錘を取り付け、重力により、前後、左右、上下の３軸方向のへ移動する量により生体の前後、左右、上下の３軸方向の傾斜を計測するセンサーでも良い。血中酸素濃度センサー３５は８５０ｎｍと１２００ｎｍの２つの波長のレーザー光線を外耳道４２へ放射し、それぞれの反射光量を計測し、血液中のヘモグロビンによる２つの波長のレーザー光線の吸収量の差を利用して血中酸素濃度を計測するセンサーで構成しても良い。脳波センサー３６は外耳道４２の電位の変化、あるいは電界の変化を検出するセンサーにより構成しても良い。

【００５２】
以上の血圧センサー３０、体温センサー３１、脈拍センサー３２、体位センサー３３、加速度センサー３４、血中酸素濃度センサー３５、脳波センサー３６はマイクロマシン技術とＬＳＩ技術により小型化可能であり、センシング部３内に設置することが可能である。センシング部３はこれら各種のセンサーのうち少なくとも一つを実装してもよいし、複数のセンサーを実装してもよい。

【００５３】
本実施の形態の生体情報収集装置の動作は前述の生体情報収集装置と同様である。以上のように、本実施の形態の生体情報収集装置は各種の生体情報を計測し、収集可能である。

【００５４】
［実施の形態１－６］
以下、本願発明の実施の形態１－６について図１２を参照して説明する。図１２に本実施の形態の生体情報収集装置の構成を示す。本実施の形態の生体情報収集装置は実施の形態１－１～１－５に説明した生体情報収集装置に、更に保持部２を外耳４０に懸架する懸架部７を備えている。本実施の形態の生体情報収集装置への適用は全て同様であるので、共通に図１２の例により説明する。

【００５５】
図１２において保持部２は懸架部７により耳介４０に懸架し、また図１２においては懸架部７の形状を明確に示すために、耳介４０を透視して描いている。懸架部７の形状は図１２（Ａ）に示すように耳介４０を後頭部側へ取り巻く形でも良く、または図１２（Ｂ）に示すように耳介４０の顔面側へ取り巻く形でも良く、あるいは円形状でも良く、あるいは直線状でも良い。

【００５６】
本実施の形態の生体情報収集装置の動作は前述の実施の形態１－１～１－５に記載の生体情報収集装置と同様である。本実施の形態の生体情報収集装置は安定に耳介４０に固定されるので、保持部への重量負荷が軽減される。

【００５７】
［実施の形態１－７］
図１３は実施の形態１－７におけるセンシング部３の構成を示す図である。同図に示すように、実施の形態１－７では血圧センサー３０は少なくとも１組の発光素子２０と受光素子２１、圧力発生機構２２、及び圧力検出機構２３を有しており、これらによって血圧を測定している。実施の形態１－７の血圧計について説明するにあたり、まず、ここで用いられる血圧測定の原理１、２について説明する。

【００５８】
［血圧測定の原理１］
まず、血圧測定の原理１について図１４と、図１５を参照して説明する。
【００５９】
図１４は、血圧波形１１０と、人体の一部を加圧した場合の加圧部の圧力１１４、及び加圧部における脈動波形１２０の関係を示す図である。
【００６０】
血圧は血圧波形１１０のように心臓の運動により鋸歯状の波形を示しながら全体的に緩やかにうねるような変化を示す。なお、この血圧波形１１０は血圧測定の原理説明のために示したものであり、血管内に挿入された精密な血圧測定器により測定可能であるが、人体の外部から測定する従来の血圧測定装置で測定されたものではない。
【００６１】
まず、人体の一部に十分高い圧力を加えて血流を止めた状態から加圧部の圧力を徐々に低下させる場合、時間の経過とともに圧力が減少する。
【００６２】
図１４に示す脈動波形１２０は、上記の減圧過程において計測される人体の一部の血管の脈動波形である。加圧部の圧力１１４が十分高い時は血流が停止し血管の脈動波形１２０はほとんど現れないが、加圧部の圧力１１４を低下させるとともに、小さな三角状の脈動波形が出現する。この血管の脈動波形１２０の出現時点を図１４にＡ点１２１で示している。更に、加圧部の圧力１１４を低下させると脈動波形１２０の振幅は増大しＢ点１２２において最大値に達する。更に、加圧部の圧力１１４を低下させると脈動波形１２０の振幅は緩やかに減少した後、脈動波形１２０の上端部は一定値となり平坦な状態を示す。この脈動波形１２０の上端部が一定値になった後に、脈動波形１２０の下端部も減少状態から一定値に転換する。この脈動波形１２０の下端部の値が一定値へ転換する時点をＣ点１２３で示している。更に図１４には次に説明する最高血圧１１１、平均血圧１１２、最低血圧１１３も示している。加圧部の圧力１１４の減圧の過程で、脈動波形１２０に出現する変化点であるＡ点１２１に対応する加圧部の圧力１１４の値が最高血圧１１１であり、Ｂ点１２２に対応する加圧部の圧力１１４の値が平均血圧１１２であり、Ｃ点１２３に対応する加圧部の圧力１１４の値が最低血圧１１３である。
【００６３】
図１５は脈動波形１２０の特徴を説明するために図１４の脈動波形１２０のみを再度示したものである。図１５の中に示した（ａ）、（ｂ）、（ｃ）はそれぞれＡ点１２１、Ｂ点１２２、Ｃ点１２３の脈動波形１２０を拡大したものである。より詳細には、図１５の中に示した（ａ）、（ｂ）、（ｃ）はそれぞれ図１４のＡ点１２１、Ｂ点１２２、Ｃ点１２３に対応する脈動波形を構成するパルス状の波形の１周期分を実線で示し、隣接するパルス状の波形を破線で示している。
【００６４】
脈動波形１２０を構成しているパルス状の波形を個々に見ると、最高血圧に相当するＡ点１２１近傍では（ａ）に示すように平坦な部分が多く振幅の小さな三角形状のパルス状の波形であり、平均血圧に対応するＢ点１２２へ近づくに従って三角形の頭部は鋭くなり平坦部は減少し、Ｂ点１２２においては（ｂ）に示すように平坦部と三角形が占める部分の時間がほぼ等しくなり、上下に振動する三角波の下半分が切り取られたとも言えるパルス状の波形である。更に最低血圧１１３に対応するＣ点１２３に近づくに従って脈動波形１２０を構成するパルス状の波形は三角波に近づき、Ｃ点１２３においては（ｃ）に示すように立ち上がり部分が垂直に近づき、立下り部分が緩やかなパルス状の波形となる。このように、脈動波形１２０を構成しているパルス状の波形の各々は最高血圧に対応するＡ点１２１から、最低血圧に対応するＣ点１２３までの範囲で非常に顕著な特徴のある形状を示している。
【００６５】
また、この脈動波形１２０の形状は血圧が変化した場合は振幅が変化するのみで、その

形状は変化しないことが知られている。すなわち図１４において血圧が全体的に高い血圧側へ変化し血圧波形１１０が全体的に高い方へ移動した場合は脈動波形１２０の振幅は大きくなり、または血圧が全体的に低い血圧側へ変化し血圧波形１１０が全体的に低い方へ移動した場合、脈動波形１２０の振幅は小さくなるが、波形の形状は相似形に保たれる。従って、任意の時点で計測した脈動波形を構成しているパルス状の波形の１周期分の波形を、図１５に示す脈動波形１２０を構成しているパルス状の各波形と詳細に比較すればその波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定できる。

【００６６】

以上、図１４、１５により、圧力を徐々に下げた時の血圧測定について説明した。なお、この圧力に対する脈動波形の変化は、圧力を徐々に上げていった時も同様の原理で説明することができ、同様に血圧測定が可能である。このことは、本願明細書の全ての実施の形態にわたって適用可能である。

【００６７】

なお、参考として、図１６に示す、非特許文献２に記載されている血圧測定装置を用いた従来の血圧測定方法を説明する。この血圧測定装置は加圧部１００、加圧ポンプ１０１、血管の脈動波形を計測する脈動計測部１０２、血管の脈動波形を表示する脈動表示部１０３、圧力測定部１０４、圧力表示部１０５により構成される。図１６において人体の一部２００に装着された加圧部１００は加圧ポンプ１０１から供給される圧力により人体の一部２００に圧力を加える。圧力測定部１０４は加圧部１００により人体の一部２００へ加えられる圧力を測定し、その圧力の値は圧力表示部１０５に表示される。脈動計測部１０２は加圧状態における人体の一部２００の血管の脈動波形を計測し脈動表示部１０３に表示する。

【００６８】

従来の技術においては、加圧部の圧力１１４を血流が停止する十分高い圧力から徐々に減圧する過程で変化する脈動波形１２０の大きさ、すなわち脈動波形信号振幅に相当する量を聴診器を用いて音の強弱として耳で聞いて判断する、または脈動波形１２０の脈動波形信号振幅を電気的に取り出して計測し表示する、等の方法により最高血圧１１１に対応するＡ点１２１と最低血圧１１３に対応するＣ点１２３を判断して、その時点で人体の一部に加えている圧力を測定してそれぞれ最高血圧１１１と最低血圧１１３を測定していた。

【００６９】

［血圧測定の原理２］

次に、血圧測定の原理２について図１７を参照して説明する。

【００７０】

図１７は、人体のある部分と他の部分とでそれぞれ異なる圧力を加えたときの脈動波形の変化を示す図である。図１７において脈動波形Ｘ１３１は比較的高い圧力で加圧した部分の波形であり、脈動波形Ｙ１３２は比較的低い圧力で加圧した他の部分の波形である。ここで血圧は血圧波形１３０のように変化している。時点ＴＸ１３３は脈動波形Ｘ１３１の波形が立ち上がる時点を示し、時点ＴＹ１３４は脈動波形Ｙ１３２の波形が立ち上がる時点を示し、立ち上がり時間差１３５は時点ＴＸ１３３と時点ＴＹ１３４との差を示している。

【００７１】

図１７に示すように、加圧部の圧力が高い場合の脈動波形は底辺の短い三角形になり、加圧部の圧力が低い場合の脈動波形は底辺の長い三角形になり、かつ加圧部の圧力が高い場合の脈動波形の立ち上がり時点は加圧部の圧力が低い場合の脈動波形の立ち上がり時点より遅くなることを示している。この立ち上がり時点の差、すなわち立ち上がり時間差１３５と、脈動波形Ｘ１３１が計測された時点の加圧部の圧力および脈動波形Ｙ１３２が計測された時点の加圧部の圧力の差には対応関係がある。従って、例えば、脈動波形Ｘ１３１が計測された時点の加圧部の圧力と立ち上がり時間差１３５を測定すれば、脈動波形Ｙ１３２が計測された時点の加圧部の圧力、すなわち、その時点の血圧を測定することがで

きる。上記の原理に基づき、参照する人体の一部で計測する脈動波形を測定することにより、人体の他の一部の血圧を測定することができる。

【００７２】

すなわち、人体の一部に所定の圧力が加えられた際の当該人体の一部における脈動波形を基準として、人体の他の一部に種々の圧力（例えば、図１４に示す最高血圧のレベルから最低血圧のレベルにかけての複数の圧力）が加えられた際の脈動波形における立ち上がり時間差を、上記人体の他の一部に加えられた圧力（もしくは、最高血圧を１００とし最低血圧を０とした相対的な血圧レベル）と対応付けて保持しておく。このようなデータを種々の基準に対して保持しておく。これにより、参照する人体の一部で計測する脈動波形を測定することにより、人体の他の一部の脈動波形から当該人体の他の一部の血圧の血圧レベルを測定できる。

【００７３】

［実施の形態１－７の説明］

以下、本願発明の実施の形態１－７について図１３を参照して説明する。図１３において本実施の形態の生体情報収集装置は前述の生体情報収集装置のセンシング部３が血圧センサー３０である場合、その血圧センサー３０は少なくとも１組の発光素子２０と受光素子２１、圧力発生機構２２、及び圧力検出機構２３を有している。

【００７４】

図１３は本実施の形態の生体情報収集装置のセンシング部３に設置される血圧センサー３０、体温センサー３１、脈拍センサー３２、体位センサー３３、加速度センサー３４、血中酸素濃度センサー３５、脳波センサー３６が示されているが、前述した通り、これらのセンサーは常に全て設置されるとは限らない。

【００７５】

図１３に示す生体情報収集装置のセンシング部３に設置される可能性のある血圧センサー３０の構成例において、血圧センサー３０は外耳道４２に圧力を印加する圧力印加機能を有し、圧力を印加している部分の外耳道４２側に発光素子２０と受光素子２１を設置する。発光素子２０と受光素子２１は隣接して設置し、発光素子２０の発光面と受光素子２１の受光面はともに外耳道４２側の方向に向けて設置し、発光素子２０がレーザー光線などを放射し、放射光が外耳道４２で反射された場合、反射光が受光素子２１に受光される位置に設置する。

【００７６】

図１３は１組の発光素子２０と受光素子２１が設置されている例を示しているが２組以上の発光素子と受光素子を設置する場合も、発光素子２０と受光素子２１と同様な位置関係を保ちつつ、血圧センサー３０が外耳道４２に別途圧力を印加している部分の外耳道４２側に設置する。圧力発生機構２２、及び圧力検出機構２３は圧力印加部分の外部に設置されており、圧力発生機構２２、検出機構２３はそれぞれ信号線で保持部２の外部へ接続されている。圧力発生機構２２は信号線を通じて指示信号を受信すると、指示された圧力を発生し、血圧センサー３０の圧力印加部分に圧力を供給し、圧力検出機構２３は圧力発生機構２２の発生した圧力を計測して、その結果を信号線を通じて送信する機能を有する。

【００７７】

血圧センサーを備えた生体情報収集装置の他の構造例を図１８に示す。この生体情報収集装置は、後部に保持部２を有する中空の円筒型フレーム８と、耳道に当接するフレーム部分には圧力印加部１４と受発光素子９、１０からなるセンシング部１を有している。

【００７８】

圧力印加部１４においては、フレーム８の周囲にフレーム軸に対して同心状に形成された凹部と、該凹部に設置される伸縮部材によって空気溜めが形成されてある。圧力印加用パイプを通して空気を送排気すると伸縮部材がフレームの直径方向外側に向かって変位し、耳道壁を均一に加圧する。圧力印加部は、フレーム周辺部に形成される凹部の開口を伸縮部材によって覆う構造、あるいは凹部内にドーナツ状の空気帯を固定する構造を採用す

ることができる。また、ピエゾアクチュエータ、形状記憶合金などのマイクロアクチュエータを凹部内に設置するなど、空気系を用いずに圧力印加部を実現することも可能である。また、アクチュエータとして油圧、水圧を用いた機械式のものを用いることも可能である。

【００７９】

また、フレーム８の形状は、中空の円筒型に限らない。耳道挿入可能な形状（例えば、円柱、円錐、角錐、角柱、円錐台、角錘台等）であればよい。また、圧力印加部の膨らむ方向は同心円で全周方向でなくてもよい。中心付近から外側方向に少なくとも１方向に膨らめば血圧の測定が可能となる。

【００８０】

さて、図１３に示した本実施の形態の生体情報収集装置において１組の発光素子２０と受光素子２１が設置されている場合の動作を説明する。なお、図１８に示す構造でも同様である。図１３の信号線に、発光素子２０の駆動回路、受光素子２１の受信信号を処理しその波形を表示する信号処理回路、圧力発生機構２２の制御回路、圧力検出機構２３の計測結果の表示回路、のそれぞれを接続する。なお、上記の駆動回路、信号処理回路、制御回路は、図５等に示す駆動制御部４に含めることもできる。

【００８１】

制御回路により圧力発生機構２２を制御して、任意の圧力を発生させ、血圧センサー３０の圧力印加部分に圧力を印加させ、圧力検出機構２３は圧力発生機構２２の発生している圧力を計測し、結果を表示回路へ送信し、表示回路はその圧力の計測値を表示する。駆動回路により発光素子２０を駆動し、発光素子２０はレーザー光線などを外耳道４２へ放射し、外耳道４２により反射された反射光は受光素子２１により受信される。

【００８２】

ここで、外耳道４２の表面あるいは内部の血管などで反射された反射光の量あるいは周波数は外耳道４２の表面あるいは内部の血管などの脈動による影響により変化しており、受光素子２１はこの受光した反射光の変化を電気信号に変換して、信号線を通じて信号処理回路へ送信し、信号処理回路は受光素子２１の受光した反射光の変化から外耳道４２の脈動波形を計測して、表示する。

【００８３】

血圧測定の原理１から、表示された脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するか判定でき、その時点で圧力検出機構２３が計測して、表示回路が表示している圧力がそのレベルに相当する血圧である。また、信号処理回路が、基準となる脈動波形と血圧レベルとの関係を記憶しておき、計測された脈動波形と基準となる波形とを比較することにより、血圧レベルを表示することもできる。更に、制御回路により圧力発生機構２２の発生する圧力を変化させることにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルの血圧を計測できる。また、血圧測定の原理２を用いることにより、２組の発光素子と受光素子が設置されている場合はそれぞれの組が計測する脈動波形の立ち上がり時点の差を利用した血圧計測も可能である。

【００８４】

更に多数の発光素子と受光素子を設置する場合は、それぞれの計測する脈動波形を統計的に処理することにより、雑音を軽減して計測精度の向上を図ることができる。以上のように本願発明の実施の形態の生体情報収集装置は簡易に生体情報を計測し、収集することが可能である。

【００８５】

［実施の形態１－８］

以下、実施の形態１－８について図１９を参照して説明する。図１９に本実施の形態の生体情報収集システムの構成を示す。本実施の形態の生体情報収集システムは携帯端末８及び前述の生体情報収集装置からなる生体情報収集システムであって、該携帯端末８は、前記送信部５からの情報を受信処理する端末受信部９、該端末受信部９からの情報を表示する表示部１０を備える。

【００８６】
図１９において、生体情報収集装置は図９により説明した生体情報収集装置と同様であり、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５にそれぞれ接続されて示されているが、これは説明の便宜のためであり、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずいれか１に接続されていることを意味していることは図９に示した生体情報収集装置と同様である。なお、生体情報収集装置として、本明細書の他の実施の形態で説明される生体情報を測定する装置を適用してもよい。
【００８７】
携帯端末８において端末受信部９と表示部１０は信号線により接続されている。生体情報収集装置の送信部５と携帯端末８が備える端末受信部９とは無線信号や光信号で通信する手段を有するか、または信号線で接続されている。
【００８８】
本実施の形態の生体情報収集システムの動作について説明する。本実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体情報収集装置と同様に生体情報を計測し、送信部５は計測結果を無線信号や光信号で送信するか、または信号線を通じて、携帯端末８へ送信し、この信号を携帯端末８は備えている端末受信部９により受信し処理し、表示部１０に表示する。
【００８９】
以上説明したように本実施の形態の生体情報収集システムは収集した生体情報を、携帯端末で表示することができる。
【００９０】
［実施の形態１－９］
以下、本願発明の実施の形態１－９について図２０を参照して説明する。図２０に本実施の形態の生体情報収集システムの構成を示す。本実施の形態の生体情報収集システムは携帯端末８及び前述の生体情報収集装置からなる生体情報収集システムであって、該携帯端末８は、前記送信部５からの情報を受信処理する端末受信部９、通信網５１を介して情報処理装置５０へ該端末受信部９からの信号を送信する通信部１１を備える。
【００９１】
図２０において、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５にそれぞれ接続されて示されているが、これは説明の便宜のためであり、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずれか１に接続されていることを意味していることは図９に示した生体情報収集装置と同様である。携帯端末８において端末受信部９と通信部１１は信号線により接続されている。生体情報収集装置の送信部５と携帯端末８が備える端末受信部９、および携帯端末８が備える通信部１１と通信網５１とは、それぞれ無線信号や光信号で通信する手段を有するか、または信号線で接続されている。
【００９２】
通信網５１には情報処理装置５０が接続されている。ここで通信網５１は医院内の比較的小規模な通信網でも良く、またはインターネットなどのような大規模な通信網でも良い。更に、情報処理装置５０は小規模なパーソナルコンピューターでも良いし、あるいは大規模な情報処理装置でも良く、生体情報を収集する機能を有する。
【００９３】
本実施の形態の生体情報収集システムの動作について説明する。本実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体情報収集装置と同様に生体情報を計測し、送信部５は計測結果を無線信号や光信号で送信するか、または信号線を通じて、携帯端末８へ送信し、この情報を携帯端末８は備えている端末受信部９により受信処理し、通信部１１により通信網５１を通じて情報処理装置５０へ送信し、情報処理装置５０は受信した生体情報を収集することができる。以上説明したように本実施の形態の生体情報収集システムは収集した生体情報を遠隔にある情報処理装置へ送信することができる。
【００９４】
上記のように生体情報の計測結果を通信網を介して遠隔にある情報処理装置へ送信し収

集することにより、携帯端末の記憶装置の小型化が可能となり、利便性が向上する。更に、例えば専門家による過去の計測データーとの一元的な収集による健康状態の変化の観察や、標準的な健康者のデーターとの比較などの分析も可能となる。

【００９５】

［実施の形態１－１０］

以下、本願発明の実施の形態１－１０について図２１を参照して説明する。図２１に本実施の形態の生体情報収集システムの構成を示す。本実施の形態の生体情報収集システムは携帯端末８及び前述した生体情報収集装置からなる生体情報収集システムであって、該携帯端末８は前記送信部５からの情報を受信処理する端末受信部９、通信網５１を介して情報処理装置５０へ該端末受信部９からの信号を送信する通信部１１、該端末受信部９からの情報を表示する表示部１０を備える。

【００９６】

図２１において、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５にそれぞれ接続されて示されているが、これは説明の便宜のためであり、電源部６はセンシング部３、駆動制御部４、送信部５のいずいれか１に接続されていることを意味していることは図９に示した生体情報収集装置と同様である。携帯端末８において端末受信部９と通信部１１、および表示部１０は信号線により接続されている。生体情報収集装置の送信部５と携帯端末８が備える端末受信部９、および携帯端末８が備える通信部１１と通信網５１とは、それぞれ無線信号や光信号で通信する手段を有するか、または信号線で接続されている。

【００９７】

また、通信網５１には情報処理装置５０が接続されている。ここで通信網５１は医院内の比較的小規模な通信網でも良く、またはインターネットなどのような大規模な通信網でも良い。更に、情報処理装置５０は小規模なパーソナルコンピューターでも良いし、あるいは大規模な情報処理装置でも良く、生体情報を収集する機能を有する。

【００９８】

本実施の形態の生体情報収集システムの動作について説明する。本実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体情報収集装置と同様に生体情報を計測し、送信部５は計測結果を無線信号や光信号で送信するか、または信号線を通じて、携帯端末８へ送信し、この情報を携帯端末８は備えている端末受信部９により受信処理し、通信部１１により通信網５１を通じて情報処理装置５０へ送信すると同時に、端末受信部９からの情報を表示部１０に表示する。

【００９９】

以上説明したように本実施の形態の生体情報収集システムは収集した生体情報を遠隔にある情報処理装置へ送信するとともに、携帯端末で表示することができる。

【０１００】

上記のように生体情報の計測結果を通信網を介して遠隔にある情報処理装置へ送信し収集すると同時に携帯端末に表示することにより、現在の生体情報の計測結果を即時に認識し、例えば異常値であった場合は、迅速な対処が可能となり、利便性は一層向上する。

【０１０１】

［実施の形態１－１１］

以下、本願発明の実施の形態１－１１について図２１を参照して説明する。本実施の形態の生体情報収集システムは図２１に示す前述した生体情報収集システムと同様の構成である。

【０１０２】

本実施の形態の生体情報収集システムの動作を説明する。本願発明の実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体情報収集装置と同様に生体情報を計測し、送信部５は計測結果を無線信号や光信号で送信するか、または信号線を通じて、携帯端末８へ送信し、この情報を携帯端末８は備えている端末受信部９により受信処理し、通信部１１により通信網５１を通じて情報処理装置５０へ送信すると同時に、端末受信部９からの情報を表示部１０に表示する。更に携帯端末８が備えている通信部１１は通信網５１を介して情報処

理装置５０から送信される情報を受信処理する。情報処理装置５０から送信する情報の例としては、各種生体情報の健康な状態の範囲、あるいは現在の計測値を分析した結果に基づく更に他の生体情報の計測の指示、あるいは更に精密な検査の指示などでも良い。

【０１０３】

以上説明したように本実施の形態の生体情報収集システムは、更に通信網を介して情報処理装置からの指示を受信することができる。上記のように生体情報収集システムは情報処理装置からの情報を携帯端末において受信し、処理する機能により、情報処理装置に蓄積されている高度な知識を利用することができるので、より高度な生体情報の計測が可能となり、利便性は一層向上する。

【０１０４】

［実施の形態１－１２］

以下、本願発明の実施の形態１－１２について図２２を参照して説明する。本願発明の実施の形態の生体情報収集システムは図２１に示す前述した生体情報収集システムと同様の構成であり、前記表示部１０は、更に、前記情報処理装置５０からの情報を表示する機能を有する。

【０１０５】

本実施の形態の生体情報収集システムの動作について説明する。本実施の形態の生体情報収集システムの動作は前述した生体情報収集システムの動作に加えて、携帯端末８が備えている表示部１０は通信網５１を介して情報処理装置５０から送信される情報を表示する。表示する情報の例としては、各種生体情報の健康な状態の範囲、あるいは現在の計測値を分析した結果に基づく更に他の生体情報の計測の指示、あるいは更に精密な検査の指示などでも良い。

【０１０６】

以上説明したように本実施の形態の生体情報収集システムは前記情報処理装置からの情報を表示できる。上記のように生体情報収集システムは情報処理装置からの情報を携帯端末に表示する機能により、情報処理装置からの指示を迅速に認識し、対処可能となり、利便性は一層向上する。

【０１０７】

［実施の形態１－１３］

以下、本願発明の実施の形態１－１３について図２３を参照して説明する。図２３に本実施の形態の体情報収集システムの構成を示す。本実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体報収集システムにおいて、前記携帯端末８は、更に、前記情報処理装置５０からの情報を前記生体情報収集装置に送信する端末送信部１２を備え、前記生体情報収集装置は、更に、該端末送信部１２からの情報を受信処理する受信部１３と、受信部１３からの情報を音声で伝達する音響部１４とを備える。図２３において、携帯端末８は端末受信部９、表示部１０、通信部１１、端末送信部１２により構成する。

【０１０８】

携帯端末８の端末受信部９と生体情報収集装置の送信部５、携帯端末８の端末送信部１２と生体情報収集装置の受信部１３、携帯端末８の通信部１１と通信網５１とは、それぞれ無線信号や光信号によりまたは信号線により通信する機能を有している。携帯端末８の備える端末受信部９は表示部１０、通信部１１と信号線で接続され、通信部１１は表示部１０、端末送信部１２と信号線で接続されている。生体情報収集装置の受信部１３と音響部１４は信号線により接続されている。

【０１０９】

本実施の形態の生体情報収集システムの動作を説明する。本実施の形態の生体情報収集システムは前述した生体情報収集装置と同様に生体情報を計測し、計測した結果を送信部５から携帯端末８へ送信する。携帯端末８は端末受信部９により生体情報収集装置が送信部５から送信する計測した生体情報を受信し表示部１０に表示するとともに通信部１１へ送信し、通信部１１は通信網５１を介して情報処理装置５０へ送信する。情報処理装置５０は受信した計測結果を処理すると共に、計測結果の処理結果あるいは次の計測を指示す

る情報などを通信網５１を介して、携帯端末８の通信部１１へ送信する。通信部１１は情報処理装置５０からの情報を受信し、表示部１０に表示すると共に端末送信部１２へ送信する。端末送信部１２はこの情報を生体情報収集装置の受信部１３へ送信し、受信部１３はこの情報を受信し、音響部１４へ送信する。音響部１４はこの情報を受信し、音声として出力する。

【０１１０】

図２４に本実施の形態の生体情報収集システムを構成する生体情報収集装置の実装と生体への装着の例を示す。図２４において、本実施の形態の生体情報収集システムを構成する生体情報収集装置は音響部１４、送受信部１５、音響部懸架機構１８、信号線１６、圧力供給パイプ１７、保持部２、センシング部３により構成する。送受信部１５は図２３に示す駆動制御部４、送信部５、受信部１３、電源部６を内部に実装している。更に前述した実施の形態で説明した圧力発生機構２２を内部に実装しても良い。この場合、センシング部３と送受信部１５は信号線１６と圧力供給パイプ１７により接続される。音響部１４は送受信部１５と信号線により接続され、かつ一体化されており、両者は音響部懸架機構１８により耳介４０に懸架されている。

【０１１１】

以上、本実施の形態の生体情報収集システムは情報処理装置からの情報を人間に音声により伝達することができる。なお、本願発明の音響部を利用して従来の音楽用ヘッドホンとして使用することもできる。上記のように生体情報収集システムは情報処理装置からの情報を音声により伝達するので、被測定者は情報処理装置からの情報を容易に認識することができる。

【０１１２】

更に、図２５に、前述した本願発明の実施の形態１－１～１－１３の生体情報収集システムの生体情報収集装置の保持部２の実装例を示す。図２５において保持部２にはセンシング部３、駆動制御部４、送信部５、受信部１３、アンテナ５２、電源部６、圧力発生機構２２、圧力検出機構２３を実装している。また、電源部６は駆動制御部４、受信部１３、送信部５、圧力発生機構２２、センシング部３に電源を供給する。駆動制御部４は受信部１３、送信部５、圧力発生機構２２、圧力検出機構２３、センシング部３と信号線１６により接続されている。アンテナ５２は例えば、受信部１３または送信部５が携帯端末８と無線信号で通信する場合に必要となるものである。

【０１１３】

図２５において、保持部２にはセンシング部３、駆動制御部４、送信部５、受信部１３、アンテナ５２、電源部６、圧力発生機構２２、圧力検出機構２３が実装されているが、これら全てが実装されることを意味するのではなく、各実施の形態の生体情報収集システムの生体情報収集装置のそれぞれに対応して必要なもののみが実装される。

【０１１４】

以上のように実装することにより、保持部２は非常に小型化、軽量化が可能となり、長時間、安定な生体情報の計測が可能となり、利便性が向上する。

【０１１５】

以上説明したように、実施の形態１によれば、外耳道へ装着したまま生体情報の収集をすることができ、また、中空部分を設けたため、聴覚の障害になることなく生体情報を連続的に収集することが可能となる。生体情報収集装置の形状は、人の外耳及び外耳道の形状の型に基づき形成することが可能である。

【０１１６】

また、生体情報収集装置に駆動制御部や送信部を備えることにより、簡易、迅速に生体情報の計測を行うことができる携帯の容易な生体情報収集装置を提供できる。

【０１１７】

また、実施の形態１によれば、血圧、脈拍、体温、体位、加速度、血中酸素濃度、脳波等を連続的、又は継続的に計測し、かつ計測結果を遠隔で収集し、高度な知識による分析、さらに遠隔指示により、高精度で、多様、かつ確実な計測が可能となる。

【０１１８】
（実施の形態２）
次に、本発明の実施の形態２について説明する。
【０１１９】
［実施の形態２－１］
図２６は本願発明における実施の形態２－１である血圧計の構成図である。実施の形態２－１の血圧計は、第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部５０を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０、該圧力印加部３０と該第２のアーム２との間で光の透過度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２０、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。圧力印加部３０とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路２５はそれぞれ信号線で接続されている。なお、上記の保持フレーム部３は、第１のアーム１及び第２のアーム２の間隔を広げて耳介に装着できるような弾性変形可能な金属あるいはプラスチック等から構成される。他の実施の形態の保持フレーム部３についても同様である。
【０１２０】
制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０と第２のアーム２は耳介の一部５０を挟むように設置する。１組の発光素子１０及び受光素子２０は一方を圧力印加部３０の内側に、他方を第２のアーム２の内側に設置する。図２６においては発光素子１０を圧力印加部３０に、受光素子２０を第２のアーム２に設置しているが、逆に発光素子１０を第２のアーム２に、受光素子２０を圧力印加部３０に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに対向して一直線上に設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が受光素子２０で受光できる位置に設置する。
【０１２１】
次に、実施の形態２－１の血圧計の動作について説明する。制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して圧力印加部３０へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、圧力印加部３０へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて圧力印加部３０へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。
【０１２２】
一方、制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し、発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０を透過し、受光素子２０はこの透過光を受光する。受光素子２０は受光した透過光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。
【０１２３】
信号処理回路２５は「血圧測定の原理１」で説明した脈動波形と血圧（のレベル）の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した透過光の波形に対応する電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。
【０１２４】
本実施の形態の血圧計を用いて次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の中を透過する時

に、血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した減衰量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの透過光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。

【０１２５】

信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。

【０１２６】

制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。以上の動作により本実施の形態の血圧計は血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１２７】

本実施の形態における血圧測定をより具体的に図２７を参照して説明する図２７には、図１４に示した脈動波形１２０及び最高血圧に対応するＡ点１２１、平均血圧に対応するＢ点１２２、最低血圧に対応するＣ点１２３を再度示している。図２７の中の表の上段は波形番号、中段は基準波形、下段は血圧レベルを表している。この表で中段の基準波形は脈動波形１２０を構成しているパルス状の波形を１周期毎に分割して、最高血圧側から最低血圧側へ配列したものである。上段の波形番号は中段の基準波形に最高血圧側から最低血圧側へ番号を「１、２、３、・・・・」と付与したものである。下段の血圧レベルは最高血圧に対応する波形、すなわち番号１の波形を１００％とし、最低血圧を０％として最高血圧から最低血圧の間の基準波形に対応する血圧レベルを比例配分した数字である。この波形番号、基準波形、血圧レベルは図２６に示した信号処理回路２５に記憶されている。

【０１２８】

また、加圧圧力の傾向１４０は表の中の波形番号「１」が図１４に示した加圧圧力１１４が高い場合に対応し、波形番号が大きくなるほど図１４に示した加圧圧力１１４が低い場合に対応する傾向にあることを示している。

【０１２９】

信号処理回路２５は、受光素子２０により計測した脈動波形が図２７の表の基準波形の何番と一致するかを検索する。

【０１３０】

この検索のための演算は次のように行うことができる。測定データ１４１の中の「計測した脈動波形」も基準となる脈動波形も例えば時間軸上で１０００等分され、各時刻に対応する振幅の値がディジタル信号で表現されている。まず、「計測した脈動波形」と番号１の基準波形と比較するが、その場合両波形の最大値を揃えた後に両波形の対応する時刻毎に振幅を比較する。ここで両波形の最大値を揃えた後に両波形の対応する時刻毎に振幅を比較する理由は、脈動波形の振幅は血圧に依存して変化するので、脈動波形の形状の情報を用いて比較する必要があるためである。比較の結果、差が得られた場合はその差が記憶される。次に、「計測した脈動波形」と番号２の基準波形との比較が同様の手順で行われる。このような操作を基準波形の番号１から最後の番号まで繰り返すことにより、「計測した脈動波形」と最も近い波形を持った基準波形の番号が検索できる。

【０１３１】

図２７の測定例では「計測した脈動波形」に最も近い波形が図２７に示す表の中の波形番号ｋであり、この波形に対応する血圧レベルが最高血圧から最低血圧の中で７５％であることが判明する。また、図２７の測定例では測定データ１４１の中の計測時の加圧圧力は図２６の圧力センサー４０によって１３０ｍｍＨｇと測定されていた場合を示している。従って、この血圧測定の結果は、図２７に示す測定結果１４２のように「７５％血圧が

１３０ｍｍＨｇ」となる。

【０１３２】

さて、図２６に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１３３】

更に、図２６の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１３４】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により圧力印加部３０へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１３５】

［実施の形態２－２］

次に、本発明の実施の形態２－２について説明する。図２８は実施の形態２－２における血圧計の構成図である。

【０１３６】

実施の形態２－２における血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０、該第２のアーム２の内側に備えられた耳介の一部に固定される固定部４、該固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳介の一部に押し付ける固定調整部５、該圧力印加部３０と該固定部４との間で光の透過度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２０、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。圧力印加部３０とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路２５はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０と固定部４は耳介の一部５０を挟むように設置する。固定調整部５は圧力印加部３０と固定部４の間隔を調整する機能を持つ。圧力印加部３０と固定部４が耳介の一部５０を挟むように設置する場合、固定調整部５により固定部４を耳介の一部５０に押し当てることにより圧力印加部３０と固定部４が耳介の一部５０を適切な間隔で挟むように調整する。１組の発光素子１０及び受光素子２０は一方を圧力印加部３０の内側に、他方を固定部４の内側に設置する。

【０１３７】

図２８においては発光素子１０を圧力印加部３０に、受光素子２０を固定部４に設置しているが、逆に発光素子１０を固定部４に、受光素子２０を圧力印加部３０に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに対向して一直線上に設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が受光素子２０で受光できる位置に設置する。

【０１３８】

次に本実施の形態の血圧計の動作を説明する。制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して圧力印加部３０へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、圧力印加部３０へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて圧力印加部３０へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。一方、制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し、発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０を透過し、受光素子２０はこの透過光を受光する。受光素子２０は受光した透過光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。信号処理回路２５は実施の形態２－１で説明した脈動波形と血圧の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した透過光の波形に対応する電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。

【０１３９】

本実施の形態の血圧計は次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射しその放射光は耳介の一部５０の中を透過する時に、血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した減衰量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの透過光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。

【０１４０】

以上の動作により本実施の形態の血圧計は血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１４１】

上記のように本実施の形態によれば、固定調整部５により圧力印加部３０と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、ポンプ４５の無駄な動作を省くことが可能となり、ポンプ４５の容量を小さくできる利点がある。

【０１４２】

図２８に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１４３】

更に、図２８の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１４４】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッ

シロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により圧力印加部３０へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。この場合も、固定調整部５により圧力印加部３０と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、外部ポンプの無駄な動作を省くことが可能となり、外部ポンプの容量を小さくできる利点がある。

【０１４５】

［実施の形態２－３］

次に、本発明の実施の形態２－３について説明する。図２９は実施の形態２－３における血圧計の構成図である。

【０１４６】

実施の形態２－３における血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第１の圧力印加部３１、該第２のアーム２の内側に備えられた圧力可変の第２の圧力印加部３２、該第１の圧力印加部３１と該第２の圧力印加部３２との間で光の透過度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２０、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。

【０１４７】

第１の圧力印加部３１、第２の圧力印加部３２、ポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路２５はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１の圧力印加部３１と該第２の圧力印加部３２は耳介の一部５０を挟むように設置する。１組の光素子１０及び受光素子２０は一方を第１の圧力印加部３１の内側に、他方を第２の圧力印加部３２の内側に設置する。図２９においては発光素子１０を第１の圧力印加部３１に、受光素子２０を第２の圧力印加部３２に設置しているが、逆に発光素子１０を第２の圧力印加部３２に、受光素子２０を第１の圧力印加部３１に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに対向して一直線上に設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が受光素子２０で受光できる位置に設置する。

【０１４８】

次に実施の形態２－３の血圧計の動作を説明する。制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。

【０１４９】

一方、制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し、発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０を透過し、受光素子２０はこの透過光を受光する。受光素子２０は受光した透過光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。信号処理回路２５は脈動波形と血圧の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した透過光の波形に対応する

電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。

【０１５０】

本実施の形態の血圧計は次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の中を透過する時に、血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した減衰量の変化あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの透過光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力からこの時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。

【０１５１】

以上の動作により血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１５２】

図２９に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１５３】

更に、図２９の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１５４】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１５５】

［実施の形態２－４］

次に、本発明の実施の形態２－４について説明する。図３０、図３１はそれぞれ実施の形態２－４における血圧計の構成図である。

【０１５６】

実施の形態２－４における血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部５０を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０、該圧力印加部３０と該第２のアーム２との間で光の反射度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２０、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。圧力印加部３０とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路

２５はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０と第２のアーム２は耳介の一部５０を挟むように設置する。１組の発光素子１０及び受光素子２０は圧力印加部３０の内側に、または第２のアーム２の内側に設置する。図３０においては１組の発光素子１０及び受光素子２０を圧力印加部３０に設置しているが、図３１に示すように１組の発光素子１０及び受光素子２０を第２のアーム２の内側に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに隣接して、発光素子１０の発光面と受光素子２０の受光面は第１のアーム１あるいは第２のアーム２の内側方向へ向けて設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が外部で反射された場合、その反射光を受光素子２０が受光できる位置に設置する。

【０１５７】

本実施の形態の血圧計の動作を図３０を参照して説明する。図３０と図３１は１組の発光素子１０及び受光素子２０の設置位置が異なるのみで、動作は全く同様であるので、図３０により説明する。

【０１５８】

制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して圧力印加部３０へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、圧力印加部３０へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて圧力印加部３０へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。一方、制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し、発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、受光素子２０はこの反射光を受光する。受光素子２０は受光した反射光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。信号処理回路２５は脈動波形と血圧の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した反射光の波形に対応する電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。

【０１５９】

本実施の形態の血圧計は次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、その反射光は血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した反射光の量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの反射光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。

【０１６０】

信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。

【０１６１】

以上の動作により血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１６２】

図３０もしくは図３１に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可

能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１６３】

更に、図３０もしくは図３１の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１６４】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により圧力印加部３０へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１６５】

［実施の形態２－５］

次に、本発明の実施の形態２－５について説明する。図３２、３３は実施の形態２－５における血圧計の構成図である。

【０１６６】

実施の形態２－５における血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０、該第２のアーム２の内側に備えられた耳介の一部に固定される固定部４、該固定部４を先端に備え、かつ該固定部４を耳介の一部に押し付ける固定調整部５、該圧力印加部３０又は該固定部４に備えられた光の反射度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２０、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。圧力印加部３０とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路２５はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の圧力印加部３０と固定部４は耳介の一部５０を挟むように設置する。固定調整部５は圧力印加部３０と固定部４の間隔を調整する機能を持つ。圧力印加部３０と固定部４が耳介の一部５０を挟むように設置する場合、固定調整部５により固定部４を耳介の一部５０に押し当てることにより圧力印加部３０と固定部４が耳介の一部５０を適切な間隔で挟むように調整する。１組の発光素子１０及び受光素子２０は圧力印加部３０の内側、または、固定部４の内側に設置する。

【０１６７】

図３２においては１組の発光素子１０及び受光素子２０を圧力印加部３０に設置しているが、図３３に示すように１組の発光素子１０及び受光素子２０を固定部４の内側に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに隣接して、発光素子１０の発光面と受光素子２０の受光面は第１のアーム１あるいは第２のアーム２の内側方向へ向けて設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が外部で反射された場合、その反射光を受光素子２０が受光できる位置に設置する。

【０１６８】

本実施の形態における血圧計の動作を図３２を参照して説明する。図３２と図３３は１組の発光素子１０及び受光素子２０の設置位置が異なるのみで、動作は全く同様であるので、図３２により説明する。

【０１６９】

制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して圧力印加部３０へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、圧力印加部３０へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて圧力印加部３０へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。一方、制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し、発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、受光素子２０はこの反射光を受光する。受光素子２０は受光した反射光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。信号処理回路２５は脈動波形と血圧の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した反射光の波形に対応する電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。

【０１７０】

本実施の形態の血圧計は次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、その反射光は血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した反射光の量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの反射光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。以上の動作により血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。上記のように本実施の形態の血圧計は耳介の一部５０に設置する場合、固定調整部５により圧力印加部３０と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、ポンプ４５の無駄な動作を省くことが可能となり、ポンプ４５の容量を小さくできる利点がある。

【０１７１】

図３２、３３に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３０の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１７２】

更に、図３２、３３の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１７３】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により圧力印加部３０へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。この場合も、固定調整部５により圧力印加部３０と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、外部ポンプの無駄な動作を省くことが可能となり、外部ポンプの容量を小さくできる利点がある。

【０１７４】

［実施の形態２－６］

次に、本発明の実施の形態２－６について説明する。図３４、３５は実施の形態２－６における血圧計の構成図である。

【０１７５】

実施の形態２－６における血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第１の圧力印加部３１、該第２のアーム２の内側に備えられた圧力可変の第２の圧力印加部３２、該第１のアーム１の第１の圧力印加部３１又は該第２のアームの第２の圧力印加部３２に備えられた光の反射度を測定する１組の発光素子１０及び受光素子２１、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５により構成する。第１の圧力印加部３１、第２の圧力印加部３２、ポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５と圧力センサー４０はパイプで接続されている。発光素子１０と駆動回路１５、受光素子２０と信号処理回路２５はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、駆動回路１５、信号処理回路２５、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５は圧力センサー４０、ポンプ４５とそれぞれ信号線で接続されている。第１の圧力印加部３１と該第２の圧力印加部３２は耳介の一部５０を挟むように設置する。１組の発光素子１０及び受光素子２０は第１の圧力印加部３１の内側に、または第２の圧力印加部３２の内側に設置する。図３４においては１組の発光素子１０及び受光素子２０を第１の圧力印加部３１の内側に設置しているが、図３５に示すように１組の発光素子１０及び受光素子２０を第２の圧力印加部３２の内側に設置してもよい。発光素子１０と受光素子２０は互いに隣接して、発光素子１０の発光面と受光素子２０の受光面は第１のアーム１あるいは第２のアーム２の内側方向へ向けて設置する。すなわち、発光素子１０の放射光が外部で反射された場合その反射光を受光素子２０が受光できる位置に設置する。

【０１７６】

次に、本実施の形態の血圧計の動作を説明する。図３４と図３５は１組の発光素子１０及び受光素子２０の設置位置が異なるのみで、動作は全く同様であるので、図３４により説明する。

【０１７７】

制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して圧力印加部３１、３２へ圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、圧力印加部３１、３２へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて圧力印加部３１、３２へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。一方制御部６は駆動回路１５へ信号を送信し駆動回路１５が発光素子１０を発光させるように指示する。駆動回路１５はこの信号を受信し、発光素子１０を駆動し発光素子１０はレーザー光線等を耳介の一部５

０に放射し、放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、受光素子２０はこの反射光を受光する。受光素子２０は受光した反射光を電気信号に変換して信号処理回路２５へ信号線を通じて送信する。信号処理回路２５は脈動波形と血圧の関係を記憶している。信号処理回路２５は受光素子２０が受光した反射光の波形に対応する電気信号を処理して、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は測定結果を表示部７に表示する。

【０１７８】

血圧計は次のように血圧を測定する。発光素子１０はレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、その反射光は血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した反射光の量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。受光素子２０はこの反射光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換して信号処理回路２５へ送信する。信号処理回路２５は受光素子２０が計測した脈動波形と事前に記憶している脈動波形を比較して、この時点の血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを判定し、その結果を制御部６へ送信する。制御部６は信号処理回路２５から受信した結果と同時に圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを表示部７に表示する。以上の動作により本実施の形態の血圧計は血圧を測定する。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて圧力印加部３１、３２の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１７９】

図３４、３５に示す血圧計から信号処理回路２５を除いた構成とすることも可能である。この場合、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、事前に血圧計とは別に用意した脈動波形と血圧の関係を示すデータから、この脈動波形が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置もしくは人間が判定する。制御部６は圧力センサー４０が測定した圧力から、この時点の血圧の値を表示部７に表示する。このようにしても血圧を測定できる。更に制御部６を操作して、圧力制御部３５を通じて第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２の加圧圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１８０】

更に、図３４、３５の血圧計から、圧力制御部３５、圧力センサー４０、ポンプ４５、駆動回路１５、信号処理回路２５、制御部６、表示部７を除いた構成とすることもできる。

【０１８１】

このような血圧計では、血圧計の外部にあるポンプ等により圧力印加部３０へ圧力を加え、発光素子１０に外部から電源と駆動信号を加える。また、受光素子２０に例えばオッシロスコープ等を接続して受光素子２０が計測した脈動波形を観測し、血圧計とは別に事前に用意した脈動波形とその振幅の値と血圧の値の関係を示すデータを用いてその時点の血圧の値とその血圧が最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかを外部の装置、もしくは人間が測定する。外部のポンプ等により第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２へ加える圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルに相当する血圧を測定できる。

【０１８２】

［実施の形態２－７］

次に、本発明の実施の形態２－７について図３６を用いて説明する。

【０１８３】

実施の形態２－７における最初の例の血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第１の圧力印加部３１、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第２の

圧力印加部３２、該第１の圧力印加部３１と該第２のアーム２との間で光の透過度を測定する第１の組の発光素子１１及び受光素子２１、該第２の圧力印加部３２と該第２のアーム２との間で光の透過度を測定する第２の組の発光素子１２及び受光素子２２により構成する。第１のアーム１の内側に備えられた第１の圧力印加部３１、第２の圧力印加部３２と第２のアーム２は耳介の一部５０を挟むように設置する。第１の組の発光素子１１及び受光素子２１はいずれか一方を該第１の圧力印加部３１また他方を該第２のアーム２に設置し、また第２の組の第２の発光素子１２及び受光素子２２もいずれか一方を該第２の圧力印加部３２また他方を該第２のアーム２に設置すればよい。第１の発光素子１１と第１の受光素子２１、第２の発光素子１２と第２の受光素子２２は互いに対向して一直線上に設置する。すなわち、第１の発光素子１１、第２の発光素子１２のそれぞれの放射光が第１の受光素子２１、第２の受光素子２２で受光できる位置に設置する。

【０１８４】

上記血圧計の動作を説明する。ポンプなどを使用して外部から第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２にそれぞれ異なる圧力を印加する。ここで例えば第２の圧力印加部３２の圧力を微小な圧力とする。第１の発光素子１１、第２の発光素子１２、第１の受光素子２１、第２の受光素子２２に外部から電源を供給する。第１の発光素子１１と第２の発光素子１２がそれぞれ発光するための駆動信号を外部から入力する。第１の圧力印加部３１に印加圧力を測定する圧力センサーを取り付ける。第１の発光素子１１と第２の発光素子１２はそれぞれレーザー光線などの光線を耳介の一部５０に放射し、放射光はそれぞれ耳介の一部５０を透過し、第１の受光素子２１と第２の受光素子２２に受光される。その放射光は耳介の一部５０の中を透過する時に、血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した減衰量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。第１の受光素子２１と第２の受光素子２２はそれぞれこの透過光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換する。そして、第１の受光素子２１第２の受光素子２２のそれぞれに例えばオッシロスコープ等を接続して第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差を測定する。ここで、第２の圧力印加部３２に微小な圧力を印加しているので、第２の受光素子２２が計測する脈動波形は最低血圧に対応している。

【０１８５】

血圧測定の原理２により、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差から、第１の受光素子２１が計測した脈動波形が、最低血圧を基準とした最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかが測定でき、また同時に第１の圧力印加部３１が印加している圧力を圧力センサーで測定することにより、そのときの血圧の値を測定できる。ここで第１の圧力印加部３１の印加圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間の任意のレベルの血圧を相当するかが測定できる。

【０１８６】

図３６に示すように、上記の血圧計に制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、第１の駆動回路１６、第２の駆動回路１７、を追加した構成とすることもできる。

【０１８７】

この場合、第１の圧力印加部３１とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５は圧力センサー４０とパイプで接続されている。第１の発光素子１１と第１の駆動回路１６、第２の発光素子１２と第２の１駆動回路１７はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、第１の駆動回路１６、第２の駆動回路１７、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５はポンプ４５、圧力センサー４０と信号線で接続されている。

【０１８８】

制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して第１の圧力印加部３１

へ任意の圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し、第１の圧力印加部３１へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて第１の圧力印加部３１へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。第２の圧力印加部３２に例えば微小な圧力を印加する。一方、制御部６は第１の駆動回路１６と第２の駆動回路１７へそれぞれ信号を送信し第１の発光素子１１と第２の発光素子１２を発光させるように指示する。第１の駆動回路１６と第２の駆動回路１７はこの信号を受信し、それぞれ第１の発光素子１１と第２の発光素子１２を駆動し、第１の発光素子１１と第２の発光素子１２はそれぞれレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、放射光は耳介の一部５０を透過し、第１の受光素子２１と第２の受光素子２２はそれぞれこの透過光を受光する。第１の受光素子２１と第２の受光素子２２に外部から電源を供給する。第１の受光素子２１と第２の受光素子２２はそれぞれ受光した透過光を電気信号に変換する。

【０１８９】

この血圧計は次のように血圧を測定する。第１の発光素子１１と第２の発光素子１２はそれぞれレーザー光線などの光線を耳介の一部５０へ放射し、その放射光は耳介の一部５０の中を透過する時に、血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した減衰量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。第１の受光素子２１と第２の受光素子２２はそれぞれこの透過光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換する。第１の受光素子２１、第２の受光素子２２に例えばオッシロスコープ等を接続して第１の受光素子２１、第２の受光素子２２がそれぞれ計測した脈動波形を観測し、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差を測定する。ここで、第２の圧力印加部３２に微小な圧力を印加しているので、第２の受光素子２２が計測する脈動波形は最低血圧に対応している。血圧測定の原理２により、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差から、第１の受光素子２１が計測した脈動波形が、最低血圧を基準とした最高血圧と最低血圧の間のレベルに相当するかが測定でき、また同時に第１の圧力加部３１が印加している圧力を圧力センサーで測定することにより、血圧の値を測定できる。ここで第１の圧力印加部３１の印加圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間のどの任意のレベルの血圧を相当するかが測定できる。これにより実施の形態２－７において最初に説明した血圧計よりも簡易に血圧を測定できる。

【０１９０】

図３６に示すように、上記の構成に更に信号処理回路２５を追加した構成とすることもできる。信号処理回路２５を追加した結果、図３６において、第１の受光素子２１と信号処理回路２５、第２の受光素子２２と信号処理回路２５のそれぞれを接続する信号線と制御部６と信号処理回路２５を接続する信号線が追加されている。

【０１９１】

このような構成とすることにより、信号処理回路２５が、ある血圧を基準とした時間差と血圧レベルとの関係を記憶し、第１の受光素子２１の計測する脈動波形と第２の受光素子２２の計測する脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点差を測定し、その時間差から血圧レベルを判断しているので、より一層簡易に血圧を測定できる。

【０１９２】

［実施の形態２－８］

次に、本発明の実施の形態２－８について図３７を用いて説明する。

【０１９３】

実施の形態２－８における血圧計は、図３６に示した構成の血圧計に、実施の形態２－２と同様に、第２のアーム２に固定部４と固定調整部５を追加したものである。このように固定部４と固定調整部５を追加したことにより、耳介の一部５０に設置する場合、固定

調整部５により圧力印加部３０と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、図３６の構成と比較して、ポンプ４５の無駄な動作を省くことが可能となり、ポンプ４５の容量を小さくできる利点がある。

【０１９４】

［実施の形態２－９］

次に、本発明の実施の形態２－９について図３８を用いて説明する。

【０１９５】

実施の形態２－９の血圧計は、圧力印加部３１がアーム１とアーム２の両方の内側に配置される点が図３６の構成と異なる。そして、受光素子２１と発光素子１１が共に圧力印加部３１の内側に備えられている。圧力印加部３２、受光素子２２、発光素子１２についても同様である。その他の構成と血圧の測定方法は実施の形態２－７の血圧計と同様である。

【０１９６】

更に、図４８に示すように、図３８に示す構成に固定部４及び固定調整部５を追加した構成とすることもできる

［実施の形態２－１０］

次に、本発明の実施の形態２－１０について図３９、４０を用いて説明する。

【０１９７】

実施の形態２－１０における最初の例の血圧計は第１のアーム１及び第２のアーム２の押圧力で耳介の一部を挟持する保持フレーム部３、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第１の圧力印加部３１、該第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第２の圧力印加部３２、該第１の圧力印加部３１又は該第２のアーム２に備えられた光の反射度を測定する第１の組の発光素子１１及び受光素子２１、該第２の圧力印加部３２又は該第２のアーム２に備えられた光の反射度を測定する第２の組の発光素子１２及び受光素子２２により構成する。第１のアーム１の内側に備えられた圧力可変の第１の圧力印加部３１及び第２の圧力印加部３２と第２のアーム２は耳介の一部５０を挟むように設置する。第１の組の第１の発光素子１１と第１の受光素子２１、第２の組の第２の発光素子１２と第２の受光素子２２はそれぞれ第１の圧力印加部３１、第２の圧力印加部３２、または第２のアーム２の内側に設置する。図３９においては第１組の第１の発光素子１１と第１の受光素子２１を第１の圧力印加部３１に、第２の組の第２の発光素子１２と第２の受光素子２２を第２の圧力印加部３２に設置しているが、図４０に示すように第１組の第１の発光素子１１と第１の受光素子２１、第２の組の第２の発光素子１２と第２の受光素子２２のそれぞれを第２のアーム２の内側に設置してもよい。第１の発光素子１１と第１の受光素子２１、第２の発光素子１２と第２の受光素子２２はそれぞれ隣接して、第１の発光素子１１と第２の発光素子１２の発光面と第１の受光素子２１と第２の受光素子２２の受光面は第１のアーム１あるいは第２のアーム２の内側方向へ向けて設置する。すなわち、第１の発光素子１１及び第２の発光素子１２の放射光が外部で反射された場合、その反射光をそれぞれ第１の受光素子２１及び第２の受光素子２２が受光できる位置に設置する。

【０１９８】

上記血圧計の血圧測定の方法を説明する。ポンプなどを使用して外部から第１の圧力印加部３１と第２の圧力印加部３２にそれぞれ異なる圧力を印加する。ここで例えば第２の圧力印加部３２の圧力を微小な圧力とする。第１の発光素子１１、第２の発光素子１２、第１の受光素子２１、第２の受光素子２２に外部から電源を供給する。第１の発光素子１１と第２の発光素子１２がそれぞれ発光するための駆動信号を外部から入力する。第２の圧力印加部３２に第２の圧力印加部３２の印加圧力を測定する圧力センサーを取り付ける。第１の発光素子１１と第２の発光素子１２はそれぞれレーザー光線などの光線を耳介の一部５０に放射し、その放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、その反射光は血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した反射光の量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。第１の受光素子２１及び第２の受光素子２２はこの反射光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し

電気信号に変換する。第１の受光素子２１、第２の受光素子２２それぞれに例えばオッシロスコープ等を接続して第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差を測定する。ここで、第２の圧力印加部３２に微小な圧力を印加しているので、第２の受光素子２２が計測する脈動波形は最低血圧に対応している。血圧測定の原理２より、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差から第１の受光素子２１が計測した脈動波形が、最低血圧を基準とした最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかが測定でき、また同時に第１の圧力印加部３１が印加している圧力を圧力センサーで測定することにより、血圧の値を測定できる。ここで第１の圧力印加部３１の印加圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間のどの任意のレベルの血圧を相当するかが測定できる。

【０１９９】

上記の血圧計の構成に、制御部６、表示部７、圧力センサー４０、圧力制御部３５、ポンプ４５、第１の１駆動回路１６、第２の１駆動回路１７、を追加した構成としてもよい。第１の圧力印加部３１とポンプ４５は圧力供給パイプ４８で接続されている。ポンプ４５は圧力センサー４０とパイプで接続されている。第１の発光素子１１と第１の１駆動回路１６、第２の発光素子１２と第２の駆動回路１７、はそれぞれ信号線で接続されている。制御部６は圧力制御部３５、第１の１駆動回路１６、第２の駆動回路１７、表示部７とそれぞれ信号線で接続されている。圧力制御部３５はポンプ４５、圧力センサー４０と信号線で接続されている。制御部６は血圧計の測定開始あるいは終了等の血圧計全体の制御を行う機能を有する。制御部６は圧力制御部３５へ信号を送信し、ポンプ４５を駆動して第１の圧力印加部３１へ任意の圧力を加えるように指示する。圧力制御部３５はポンプ４５へ信号を送信し第１の圧力印加部３１へ制御部６の指示した圧力を圧力供給パイプ４８を通じて供給するように指示する。圧力センサー４０はポンプ４５が圧力供給パイプ４８を通じて第１の圧力印加部３１へ供給している圧力を測定し、測定した結果を信号線により圧力制御部３５へ伝達する。圧力制御部３５は圧力センサー４０の測定したポンプ４５の供給する圧力が制御部６の指示した圧力に一致するようにポンプ４５を制御する。第２の圧力印加部３２に例えば微小な圧力を印加する。一方制御部６は第１の駆動回路１６と第２の駆動回路１７へそれぞれ信号を送信し第１の発光素子１１と第２の発光素子１２を発光させるように指示する。第１の駆動回路１６と第２の駆動回路１７はこの信号を受信し、それぞれ第１の発光素子１１と第２の発光素子１２を駆動し、第１の発光素子１１と第２の発光素子１２はそれぞれレーザー光線等を耳介の一部５０に放射し、その放射光は耳介の一部５０の表面または内部の血管などで反射し、その反射光は血管の脈動により膨張と収縮を繰り返している耳介の一部５０により脈動に対応した反射光の量の変化、あるいは周波数の変化を受ける。第１の受光素子２１及び第２の受光素子２２はこの反射光の量の変化、あるいは周波数の変化から脈動波形を計測し電気信号に変換する。第１の受光素子２１、第２の受光素子２２に例えばオッシロスコープ等を接続して第１の受光素子２１、第２の受光素子２２がそれぞれ計測した脈動波形を観測し、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差を測定するここで、第２の圧力印加部３２に微小な圧力を印加しているので、第２の受光素子２２が計測する脈動波形は最低血圧に対応している。血圧測定の原理２より、第１の受光素子２１が計測した脈動波形と第２の受光素子２２が計測した脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点の時間差から、第１の受光素子２１が計測した脈動波形が、最低血圧を基準とした最高血圧と最低血圧の間のどのレベルに相当するかが測定でき、また同時に第１の圧力印加部３１が印加している圧力を圧力センサーで測定することにより、血圧の値を測定できる。ここで第１の圧力印加部３１の印加圧力を変化することにより、最高血圧と最低血圧の間のどの任意のレベルの血圧を相当するかが測定できる。

【０２００】

上記の血圧計に更に信号処理回路２５を追加した構成とすることもできる。この場合、第１の受光素子２１と信号処理回路２５、第２の受光素子２２と信号処理回路２５のそれ

ぞれを接続する信号線と制御部６と信号処理回路２５を接続する信号線が追加されている。

【０２０１】

このような構成とすることにより、信号処理回路２５が、ある血圧を基準とした時間差と血圧レベルとの関係を記憶し、第１の受光素子２１の計測する脈動波形と第２の受光素子２２の計測する脈動波形のそれぞれの立ち上がり時点差を測定し、その時間差から血圧レベルを判断しているので、より一層簡易に血圧を測定できる。

【０２０２】

［実施の形態２－１１］

次に、本発明の実施の形態２－１１について図４１、４２を用いて説明する。

【０２０３】

実施の形態２－１１の血圧計は、実施の形態２－１０の血圧計に固定部４と固定調整部５を追加したものであり、固定調整部５により圧力印加部３１、３２と固定部４の間隔を耳介の一部５０の厚みの個人差にあわせて調整するので、図３９、４０の構成と比較して、ポンプ４５の無駄な動作を省くことが可能となり、ポンプ４５の容量を小さくできる利点がある。

【０２０４】

［実施の形態２－１２］

次に、本発明の実施の形態２－１２について図４３、４４を用いて説明する。

【０２０５】

実施の形態２－１２の血圧計は、圧力印加部３１がアーム１とアーム２の両方の内側に配置される点が図３９、４０の構成と異なる。そして、受光素子２１と発光素子１１が共に圧力印加部３１の内側に備えられている。圧力印加部３２、受光素子２２、発光素子１２についても同様である。その他の構成と血圧の測定方法は実施の形態２－１０の血圧計と同様である。

【０２０６】

図４９、５０に示すように、上記血圧計の第２のアーム２に固定部４及び固定調整部５を追加してもよい。

【０２０７】

［実施の形態２－１３］

次に、本発明の実施の形態２－１３の血圧計について図４５、４６、４７を用いて説明する。

【０２０８】

図４５に示す血圧計は、図２９に示す実施の形態２－３の血圧計における第２のアーム２と第２の圧力印加部３２の間に固定部４と固定調整部５を追加したものであり、固定部４と固定調整部５追加以外の構成と血圧の測定法は実施の形態２－３の血圧計と同様である。

【０２０９】

図４６、図４７に示す血圧計は、図３４、図３５により説明した実施の形態２－６の血圧計の第２のアーム２と第２の圧力印加部３２の間に固定部４と固定調整部５を追加したものであり、固定部４と固定調整部５追加以外の構成と血圧の測定法は実施の形態２－６の血圧計と同様である。

【０２１０】

［実施の形態２－１４固定調整部について１］

これまでに説明した実施の形態における血圧計の固定調整部５は、例えば図２８に示すように、耳介の一部５０に押し付けるネジ機構を有する。すなわち、図２８において固定調整部５は第２のアーム２にネジ機構により取り付けられている。従って固定調整部５の第２のアーム２の外側の部分に回転を与えることにより、固定調整部５は固定部４を耳介の一部５０に押しつける方向へ、あるいは固定部４を耳介の一部５０から離す方向へ動かすことができる。このネジ機構により血圧計の耳介の一部５０への着脱が容易になり、ま

た耳介の一部５０の厚みの個人差を調整し、圧力印加部の動きの範囲を最小限にできるため、圧力印加部へ圧力を供給するポンプなどの容量を小さくできる。

【０２１１】

［実施の形態２－１５固定調整部について２］

また、例えば図５１に示すように、固定調整部５は耳介の一部に押し付けるバネ留め機構を有するように構成することもできる。このように固定部４を耳介の一部５０にバネにより押しつけることにより、血圧計の耳介の一部５０への着脱が容易になり、また耳介の一部５０の厚みの個人差を調整し、圧力印加部の動きの範囲を最小限にできるため、圧力印加部へ圧力を供給するポンプなどの容量を小さくできる利点がある。

【０２１２】

［実施の形態２－１６］

次に、実施の形態２－１６について図５２、５３を参照して説明する。この実施の形態における血圧計の保持フレーム部３は耳介の付け根に装着できるよう両端が内側に湾曲した半楕円形状の留め機構６０に懸架されている。この機構はこれまでに説明した血圧計の保持フレーム部３の全てに同様に適用可能であるので、実施の形態２－１の血圧計を例として説明する。

【０２１３】

図５２が実施の形態２－１の血圧計に上記の機構を適用した例であり、保持フレーム部３に留め機構６０が取り付けられている様子を側面から見た図である。図５３は耳への装着状態等を示す図である。図５３において（ａ）は血圧計７０と留め機構６０の取り付け例である。ここで血圧計７０は一例として外形を円形としているが、これは血圧計の外形が必ずしも円形となることを意味するものではない。図５３の（ｂ）は血圧計７０の耳介８０への装着状態の例を示す。耳介８０は破線で示してある。図５３（ｂ）に示すように留め機構６０は楕円形を長径方向で半分に割り更に両端を内側へ湾曲させた形状である。この留め機構６０の形状は耳介の顔面への付け根部分の形状に沿う形状であれば良い。従って、この留め機構６０の形状は厳密に楕円形を長径方向で半分に割り、両端を内側へ湾曲させた形状を意味するものではない。

【０２１４】

ここで、留め機構６０は血圧計７０の裏側に取り付けられる場合もあるが、留め機構６０の形状を示すために血圧計７０の裏にある留め機構６０も透視して見える状態で描いてある。図５３の（ｃ）は血圧計の耳介への装着の一例である。上記のように本実施の形態によれば、保持フレーム部３は耳介の付け根に装着できるよう両端が内側に湾曲した半楕円形状の留め機構６０を有するので、血圧計の耳への装着が容易となる。

【０２１５】

［実施の形態２－１７］

次に、実施の形態２－１７について図５４～５６を参照して説明する。この実施の形態における血圧計の保持フレーム部３はメガネのつる部に懸架されるよう懸架機構６１を有する。この機構はこれまでに説明した血圧計の保持フレーム部３の全てに同様に適用可能であるので、実施の形態２－１の血圧計を例として説明する。

【０２１６】

図５４は上記懸架機構６１を保持フレーム部３に取り付けた状態の断面方向の図である。図５５は懸架機構６１をメガネのつる部６２に取り付けた一例を示す。

【０２１７】

図５５に示すように懸架機構６１をメガネのつる部６２に装着する部分は、メガネのつる部６２を挟み込む、あるいは囲む機能を有し、更にこのメガネのつる部６２に装着する部分と血圧計７０をつなぐ部分で構成する。図５５においてはメガネのつる部６２に装着する部分と血圧計７０をつなぐ部分は直線的に示されているが、これは一例であり、メガネのつる部６２に装着する部分と血圧計７０をつなぐ部分は湾曲しても良い。また、図５６はメガネのつる部６２に懸架される懸架機構６１をメガネのつる部６２の先端部分に装着した場合である。

【０２１８】
以上のようにメガネのつる部６２に懸架される懸架機構６１を備えることにより、血圧計の耳介への装着を容易に、快適にすることが可能となる。
【０２１９】
以上説明したように、実施の形態２によれば、耳介の一部を挟持する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部に、圧力印加部と、発光素子及び受光素子とを備えるという簡易な構造でありながら、血圧を容易かつ正確に計測することを可能とする血圧計を提供できる。なお、本実施の形態で説明した保持のための機構は他の実施の形態でも使用できる。
【０２２０】
（実施の形態３）
次に、実施の形態３について説明する。本実施の形態を説明するにあたり、耳介の軟骨の構造及び耳介の各部の構造について、図５７～図６０を用いて説明する。図５７及び図５８は非特許文献１、４に掲載されているものである。図５７により耳介の軟骨の名称を、図５８により耳介の名称を説明する。なお、ここで説明した耳の名称、構造は本明細書全体で共通である。
【０２２１】
図５７に示す耳介の軟骨の構造において、１１は耳珠板、１２は外耳道軟骨、１３は対輪、１４は耳輪、１５は耳輪棘、１６は側頭骨の鱗部、１７は外耳道軟骨切痕、１８は側頭骨の鼓室部と呼ばれる。
【０２２２】
図５８に示す耳介の構造において、１は耳珠、２は対珠、３は耳甲介、４は対輪、５は耳輪、６は対輪脚、７は耳輪脚、８は耳甲介腔と呼ばれる。ここで、耳介とは、いわゆる耳のことであり、図５８に示す耳の全体の総称である。また、図５９に示すように、外耳は耳介と外耳道からなる。また、外耳道部分は断面で示した。外耳道は中耳に通じる鼓膜までの耳道部分である。上記の耳介は側頭部に突き出た、通常耳と呼ばれる部分である。
【０２２３】
また、本明細書及び特許請求の範囲における「外耳の周辺」とは、図６０に示す耳介付け根周辺の側頭部のことである。また、本明細書及び特許請求の範囲における「耳部」とは、外耳及び外耳の周辺を含む部分である。
【０２２４】
なお、耳介、外耳道の皮下には枝動脈が存在し、また、耳介付け根周辺の側頭部には、特に、耳珠のあたりで皮膚表層に現れそのまま上方に延びる浅側頭動脈が存在する。これらはいずれも脈波計測（血圧測定）に有用な部分である。
【０２２５】
［実施の形態３－１］
本実施の形態の生体情報検出装置の例を図６１に示す。図５７に示す耳介の軟骨の構造に対する生体情報検出装置の装着状態を図６１（Ａ）で、生体情報検出装置の構造を図６１（Ｂ）で説明する。外見的には耳介が現れるため、図６１（Ａ）では、図５７に示す耳介の軟骨に替えて図５８に示す耳介の外見を用いて、耳介の軟骨に沿った形状の生体情報検出装置の構造を説明する。図６１（Ａ）、図６１（Ｂ）において、１１は耳珠板、１３は対輪、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞である。
【０２２６】
図６１（Ａ）、図６１（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳甲介（図５８参照）周辺の耳介の軟骨に沿った形状である。耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに生体情報検出装置３０を収容することができ、耳甲介周辺の耳介の軟骨で保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。
【０２２７】

耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状は、対輪１３に沿った形状であることが望ましい。対輪１３に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに収用した生体情報検出装置３０を対輪１３に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。図６１（Ａ）、図６１（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、対輪１３の内側へ回り込んだ形状であることが好ましい。図６１（Ａ）の対輪１３の内側へ回り込んだ部分（図６１（Ａ）の対輪１３の影となる点線部分）が耳介に密着することになり、生体情報検出装置３０をより安定に装着することが可能となる。

【０２２８】

耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状は、対輪１３及び耳珠板１１に沿った形状であることが望ましい。対輪１３及び耳珠板１１に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに収用した生体情報検出装置３０を対輪１３又は耳珠板１１に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。図６１（Ａ）、図６１（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、対輪１３又は耳珠板１１の内側へ回り込んだ形状であることが好ましい。図６１（Ａ）の対輪１３又は耳珠板１１の内側へ回り込んだ部分（図６１（Ａ）の対輪１３の影となる点線部分又は耳珠板１１の影となる点線部分）が耳介に密着することになり、生体情報検出装置３０をより安定に装着することが可能となる。

【０２２９】

生体情報検出装置３０には、音響伝達のための空洞３１を備えている。空洞３１により、生体情報検出装置３０を装着している場合であっても、外部の音が聞こえやすくすることができる。

【０２３０】

［実施の形態３－２］

本実施の形態の生体情報検出装置を図６２に示す。図５８に示す耳介の構造に対する生体情報検出装置の装着状態を図６２（Ａ）で、生体情報検出装置の構造を図６２（Ｂ）で説明する。図６２（Ａ）、図６２（Ｂ）において、１は耳珠、２は対珠、４は対輪、５は耳輪、６は対輪脚、７は耳輪脚、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞である。

【０２３１】

図６２（Ａ）、図６２（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳甲介（図５８参照）周辺の耳介に沿った形状である。耳甲介周辺の耳介に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに生体情報検出装置３０を収容することができ、耳甲介周辺の耳介で保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。

【０２３２】

耳甲介周辺の耳介に沿った形状は、耳甲介３（図５８参照）及び対輪４に沿った形状であることが望ましい。耳甲介３及び対輪４に沿った形状とすることにより、耳甲介３の窪みに収用した生体情報検出装置３０を対輪４に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。図６２（Ａ）、図６２（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、対輪４の内側へ回り込んだ形状であることが好ましい。図６２（Ａ）の対輪４での内側へ回り込んだ部分（図６２（Ａ）の対輪４の影となる点線部分）が耳介に密着することになり、生体情報検出装置３０をより安定に装着することが可能となる。

【０２３３】

耳甲介周辺の耳介に沿った形状は、耳甲介３、耳珠１、対珠２及び対輪４に沿った形状であることが望ましい。耳甲介３、耳珠１、対珠２及び対輪４に沿った形状とすることにより、耳甲介３の窪みに収用した生体情報検出装置３０を耳珠１、対珠２又は対輪４で押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。図６２（Ａ）、図６２（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳珠１、対珠２又は対輪４の内側へ回り込んだ形状であることが好ましい。図６２（Ａ）の耳珠１、対珠２又は対輪４の内側へ回り込んだ部分（図６２（Ａ）の耳珠１の影となる点線部分、

対珠２の影となる点線部分又は対輪４の影となる点線部分）が耳介に密着することになり、生体情報検出装置３０をより安定に装着することが可能となる。

【０２３４】

耳甲介周辺の耳介に沿った形状は、耳甲介３、耳珠１、耳輪脚７、対輪脚６、対輪４、対珠２及び耳甲介腔８（図５８参照）に沿った形状であることが望ましい。耳甲介３、耳珠１、耳輪脚７、対輪脚６、対輪４、対珠２及び耳甲介腔８に沿った形状とすることにより、耳甲介３の窪みに収用した生体情報検出装置３０を耳珠１、対輪脚６、対輪４又は対珠２に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。図６２（Ａ）、図６２（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳珠１、対輪脚６、対輪４又は対珠２の内側へ回り込んだ形状であることが好ましい。図６２（Ａ）の耳珠１、対輪脚６、対輪４又は対珠２の内側へ回り込んだ部分（図６２（Ａ）の耳珠１の影となる点線部分、対輪脚６の影となる点線部分、対輪４の影となる点線部分又は対珠２の影となる点線部分）が耳介に密着することになり、生体情報検出装置３０をより安定に装着することが可能となる。

【０２３５】

生体情報検出装置３０には、音響伝達のための空洞３１を備えている。空洞３１により、生体情報検出装置３０を装着している場合であっても、外部の音が聞こえやすくすることができる。

［実施の形態３－３］

本実施の形態の生体情報検出装置を図６３に示す。図５７に示す耳介の軟骨の構造に対する生体情報検出装置の装着状態を図６３（Ａ）で、生体情報検出装置の構造を図６３（Ｂ）で説明する。図６３（Ｂ）は、図６３（Ａ）のＡ－Ａ’線における断面の構造である。外見的には耳介が現れるため、図６３（Ａ）では、図５７に示す耳介の軟骨に替えて図５８に示す耳介の外見を用いて、耳介の軟骨に沿った形状の生体情報検出装置の構造を説明する。図６３（Ａ）、図６３（Ｂ）において、３は耳甲介、１１は耳珠板、１３は対輪、２０は外耳道、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞である。

【０２３６】

図６３（Ａ）、図６３（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状である。耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに生体情報検出装置３０を収容することができ、耳甲介周辺の耳介の軟骨で保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。

【０２３７】

耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状は、実施の形態１で説明したような形状が適用できる。本実施の形態の生体情報検出装置３０は、更に、図６３（Ｂ）のＡ－Ａ’線の断面図で示すように、生体情報検出装置３０が耳珠板１１の外面にも沿う形状であり、かつ耳珠板１１の内側から耳珠に当接する内側部と耳珠板１１の外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である。このような形状とすることにより、耳甲介の窪みに収用した生体情報検出装置３０を対輪１３又は耳珠板１１に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。

【０２３８】

［実施の形態３－４］

本実施の形態の生体情報検出装置の例を図６４に示す。図５８に示す耳介の構造に対する生体情報検出装置の装着状態を図６４（Ａ）で、生体情報検出装置の構造を図６４（Ｂ）で説明する。図６４（Ｂ）は図６４（Ａ）のＢ－Ｂ’線における断面の構造である。図６４（Ａ）、図６４（Ｂ）において、１は耳珠、３は耳甲介、４は対輪、２０は外耳道、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞である。

【０２３９】

図６４（Ａ）、図６４（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、耳甲介周辺の耳介に沿った形状である。耳甲介周辺の耳介に沿った形状とすることにより、耳甲介の窪みに生体情

報検出装置３０を収容することができ、耳甲介周辺の耳介で保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。

【０２４０】

耳甲介周辺の耳介に沿った形状は、実施の形態２で説明したような形状が適用できる。本実施の形態の生体情報検出装置３０は、更に、生体情報検出装置３０が耳珠１の外面にも沿う形状であり、かつ図６４（Ｂ）のＢ－Ｂ’線の断面図で示すように、耳珠１の内側から耳珠に当接する内側部と耳珠１の外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である。このような形状とすることにより、耳甲介の窪みに収用した生体情報検出装置３０を対輪４又は耳珠１に押し当てるように保持することができるため、生体情報検出装置３０を安定に装着することが可能となる。

［実施の形態３－５］

本実施の形態の生体情報検出装置の例を図６５に示す。図６５（Ａ）は耳介に装着した生体情報検出装置、図６５（Ｂ）は生体情報検出装置の構造である。図６５（Ａ）、図６５（Ｂ）において、１は耳珠、２は対珠、５は耳輪、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞、３２は留め機構である。

【０２４１】

図６５（Ａ）、図６５（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、実施の形態１から４で説明したいずれかの生体情報検出装置に耳介に固定する留め機構３２を付加したものである。留め機構３２は、耳介の前方下部から耳介の耳介の付け根、すなわち耳輪５などの付け根に回り込み、生体情報検出装置３０の本体部を耳介に留める機構を持つ。この留め機構３２により、生体情報検出装置を確実に耳介に保持することができる。

【０２４２】

［実施の形態３－６］

本実施の形態の生体情報検出装置の例を図６６に示す。図６６（Ａ）は耳介に装着した生体情報検出装置、図６６（Ｂ）は生体情報検出装置の構造である。図６６（Ａ）、図６６（Ｂ）において、１は耳珠、２は対珠、５は耳輪、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置３０に設けられた空洞、３２は留め機構である。

【０２４３】

図６６（Ａ）、図６６（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０は、実施の形態１から４で説明したいずれかの生体情報検出装置に耳介に固定する留め機構３２を付加したものである。留め機構３２は、耳介の前方上部から耳介の耳介の付け根、すなわち耳輪５などの付け根に回り込み、生体情報検出装置３０の本体部を耳介に留める機構を持つ。この留め機構３２により、生体情報検出装置を確実に耳介に保持することができる。

【０２４４】

以上述べたように、実施の形態１から６で説明した生体情報検出装置によれば、人体の耳介に安定に装着することができるため、振動などによる測定結果への影響が少なく耳介で安定に生体情報を検出することが可能となる。また、小型、軽量が可能となる。

【０２４５】

前記実施の形態１から６で説明した生体情報検出装置は、発光素子と受光素子を内蔵し、前記発光素子からの光を生体組織に入射させ、前記生体組織からの散乱光を前記受光素子で受光し、その光電変換信号から脈波を検出することもできる。前記生体情報検出装置は、脈波ばかりでなく、更に、例えば、サーミスタによる体温、あるいは後述する血圧などの生体情報を検出する機能を持たせることもできる。

【０２４６】

前記実施の形態１から６で説明した生体情報検出装置の具体的な製作法の例としては、樹脂や粘土により各人の耳介を模りして、それを基にして個人別に製作する方法もあり、また、多くの人の耳介の形状の平均的な形状を基にして製作することも有効であり、更に体格に応じて、大、中、小等と複数の種類を製作することも更に有効であり、このような製作法は以下に述べる生体情報検出装置においても同様である。

【０２４７】

前記実施の形態１から６で説明した生体情報検出装置の生体情報を検出するための構成例と機能を以下に説明する。

【０２４８】

［実施の形態３－７］

本願発明の生体情報検出装置に備えた発光素子と受光素子で脈波を検出する構成と機能を図６７により説明する。図６７において、２０は生体組織、３０は実施の形態１から６で説明したいずれかの生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４３は入射光、４４は散乱光である。

【０２４９】

図６７（Ａ）は、生体情報検出装置３０が耳介の一部である生体組織２０に接する面に、発光素子４１と受光素子４２が設置され、発光素子４１からの光を生体組織２０に入射させ、入射光４３が生体組織２０内の血管あるいは血管の中の血球により散乱され、その散乱光４４が受光素子４２で受光される状態を示している。

【０２５０】

ここで、生体組織２０内の血管、あるいは血管の中の血球は心臓の鼓動に応じて脈動しており、散乱光４４はこの脈動に対応した強度の変化、あるいはドップラー効果による光周波数の変化を受ける。受光素子４２は、発光素子４１から生体組織２０内へ入射した入射光４３が生体組織２０内で散乱された散乱光４４を受光する位置に設置されている。散乱光４４は受光素子４２で受光され、光電気変換され、血管の脈動に対応する脈波が検出される。

【０２５１】

図６７（Ｂ）は、生体情報検出装置３０が耳介の一部である生体組織２０を挟んでいる状態であり、発光素子４１と受光素子４２は生体組織２０を挟んで、かつ生体組織２０に接して、対向して設置され、発光素子４１から生体組織２０へ入射された入射光４３が生体組織２０内で散乱され、その散乱光４４が前記受光素子４２で受光される状態を示している。ここで、受光素子４２は、発光素子４１から生体組織２０へ入射された入射光４３が生体組織２０内で散乱された散乱光４４を受光する位置に対向して設置されている。図６７（Ｂ）の構成においても、前記の図６７（Ａ）の構成と同様に受光素子４２が受光する散乱光４４の変化から脈波が検出される。

【０２５２】

上記のように、生体情報検出装置３０は図６７（Ａ）に示す反射型、あるいは図６７（Ｂ）に示す透過型のいずれの場合でも脈波を検出可能であり、従来の血液の脈動を音響的に検出する場合に比べて、高精度に脈波を検出できる。実施の形態３－１又は３－２で説明した生体情報検出装置であれば、図６７（Ａ）に示す反射型を適用することができる。実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置であれば、図６７（Ａ）に示す反射型でも、図６７（Ｂ）に示す透過型でも適用することができる。いずれの場合であっても、耳介に装着した生体情報検出装置では耳介で脈波を安定に検出することができる。

【０２５３】

［実施の形態３－８］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２５４】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図６８により説明する。図６８において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、３１は生体情報検出装置の空洞、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図６８（Ａ）は生体情報検出装置３０の耳介への装着状態を示し、図６８（Ｂ）は図６８（Ａ）のＣ－Ｃ´線における断面を示し、斜線部分が生体情報検出装置３０の断面を示している。

【０２５５】
図６８（Ｂ）において、生体情報検出装置３０は耳珠１を被うように装着されており、生体情報検出装置３０が耳珠１と接触する面にカフ４５が設置されており、更にカフ４５の中であって、耳珠１と接する面に発光素子４１と受光素子４２が配置され、カフ４５には空気パイプ４６が接続されている。
【０２５６】
図６８（Ｂ）において、発光素子４１及び受光素子４２を配置する位置関係は、発光素子４１からの光を耳珠１に入射させ、入射した入射光によって散乱された散乱光を、受光素子４２で受光する位置関係を保って配置されている。このような構成とすることにより、生体情報検出装置３０は、前述の原理により脈波を検出することができる。
【０２５７】
血圧測定の原理は、図１４等を参照して説明した通りである。すなわち、カフの圧力１１４を血管の血流が停止する程度の高い圧力から減圧する過程で、脈波１２０は変化して、独特な形状を示すので、例えば、各時点の血圧に対応する脈波１２０の形状を記憶しておけば、任意時点で測定した脈波１２０から、その測定時点の血圧値が最高血圧と最低血圧の間のどの位置に相当するかが測定できる。
【０２５８】
また、脈波１２０は最高血圧１１１に対応するＡ点１２１、平均血圧１１２に対応するＢ点１２２、最低血圧１１３に対応するＣ点１２３においては、特に顕著な波形の変化を示すので、これらの波形の特徴から血圧を測定することも可能である。
【０２５９】
例えば、脈波１２０の振幅が最大となる平均血圧１２２に対応するＢ点１２２を測定した時点で、脈波１２０が常に最大値となるようにカフの圧力１１４を制御すれば、連続的に平均血圧１１２を測定することができる。同様の原理により、最高血圧１１１と平均血圧１１３についても連続測定が可能である。
【０２６０】
更に図６７（Ａ）と図６７（Ｂ）において、２種類の脈波の検出の原理を説明したが、これらのいずれの方法によって検出された脈波によっても、上記の原理によって、血圧を測定することができる。
【０２６１】
図６８に示す本願発明の実施の形態の生体情報検出装置３０は空気パイプ４６を介してカフ４５に空気圧を加え、耳珠１を圧迫し、カフ４５の内部に設置した発光素子４１と受光素子４２により、脈波を測定することにより、上記の血圧測定の原理により、血圧を測定できる。
【０２６２】
従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。
【０２６３】
［実施の形態３－９］
実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う外側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を前記受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。
【０２６４】
本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図６９により説明する。図６９において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図６９に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の外側に接して設置され、カフ４５の中の耳珠１との接触面に発光素子４１と受光素子４２が設置されている。ここで、図６９、及び以下に示す図において、生

体情報検出装置の構成例の図は、図６８（Ａ）のＣ－Ｃ′線における断面と同様な断面で示している。

【０２６５】

上記生体情報検出装置３０は、実施の形態８で説明したと同様の原理により、カフ４５の圧力を調整し、発光素子４１と受光素子４２とで脈波を検出することによって血圧を測定することができる。

【０２６６】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２６７】

［実施の形態３－１０］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、耳珠を被う外側部に発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２６８】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７０により説明する。図７０において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７０に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の内側に接して設置され、一方、発光素子４１と受光素子４２は耳珠１の外側に接して設置されている。

【０２６９】

本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１の内側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の外側に設置されている発光素子４１と受光素子４２により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。

【０２７０】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２７１】

［実施の形態３－１１］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う外側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、耳珠を被う内側部に発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２７２】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成と機能を図７１により説明する。図７１において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７１に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の外側に接して設置され、一方、発光素子４１と受光素子４２は耳珠１の内側に接して設置されている。

【０２７３】

本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１を外側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の内側に設置されている発光素子４１と受光素子４２により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。

【０２７４】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧

を測定することができる。

【０２７５】

［実施の形態３－１２］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には発光素子を配置し、耳珠を被う外側部に受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２７６】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７２により説明する。図７２において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７２に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の内側に接して設置され、カフ４５の中の耳珠１との接触面に発光素子４１が配置され、耳珠１の外側に接して受光素子４２が配置されている。

【０２７７】

本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１を内側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の内側に設置されている発光素子４１と耳珠１の外側に設置されている受光素子４２により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。

【０２７８】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２７９】

［実施の形態３－１３］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には受光素子を配置し、耳珠を被う外側部に発光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２８０】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７３により説明する。図７３において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７３に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の内側に接して設置され、カフ４５の中の耳珠１との接触面に受光素子４２が配置され、耳珠１の外側に接して発光素子４１が配置されている。

【０２８１】

本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１を内側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の内側に設置されている受光素子４２と耳珠１の外側に設置されている発光素子４１により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。

【０２８２】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２８３】

［実施の形態３－１４］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う外側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には発光素子を配置し、耳珠を被う内側部に受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２８４】
本実施の形態の生体情報検出装置の構成と機能を図７４により説明する。本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７４により説明する。図７４において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７４に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の外側に接して設置され、カフ４５の中の耳珠１に接する面に発光素子４１が配置され、耳珠１の内側に接して受光素子４２が配置されている。
【０２８５】
本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１を外側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の内側に設置されている受光素子４２と耳珠１の外側に設置されている発光素子４１により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。
【０２８６】
従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。
【０２８７】
［実施の形態３－１５］
実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う外側部に、耳珠へ圧力を印加するカフを配置し、カフの中には受光素子を配置し、耳珠を被う内側部に発光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、カフの加圧による耳珠の圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。
【０２８８】
本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７５により説明する。図７５において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４５はカフ、４６は空気パイプである。図７５に示す生体情報検出装置３０において、カフ４５は耳珠１の外側に接して設置され、カフ４５の中の耳珠１との接触面に受光素子４２が配置され、耳珠１の内側に接して発光素子４１が配置されている。
【０２８９】
本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４５は耳珠１を外側から圧迫し、耳珠１には実施の形態８の場合と同様に圧力が加わり、耳珠１の外側に設置されている受光素子４２と耳珠１の内側に設置されている発光素子４１により脈波を検出できるので、実施の形態８で説明したと同様の原理により、血圧を測定することができる。
【０２９０】
従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。
【０２９１】
［実施の形態３－１６］
実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部及び外側部に、耳珠へ圧力を印加する第一のカフ及び第二のカフとして２つのカフを配置し、内側部の第一のカフの中には発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、第一のカフ又は第二のカフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。
【０２９２】
本実施の形態の生体情報検出装置の構成と機能を図７６により説明する。図７６において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４７は第一のカフとしてのカフ、４８は第二のカフとしてのカフ、６１は空気パイプ、６２は空気パイプである。図７６に示す生体情報検出装置３０において、耳珠１の内側に接してカフ４７が設置され、カフ４７の中の耳珠１に接する面に発光素子４１と受光素子４

２が配置され、耳珠１の外側に接してカフ４８が設置され、更に、カフ４７に空気パイプ６１が、カフ４８に空気パイプ６２が接続されている。

【０２９３】

本実施の形態の生体情報検出装置３０においては、カフ４７は空気パイプ６１を介して、カフ４８は空気パイプ６２を介して空気の供給を受けて、耳珠１を両側から圧迫し、発光素子４１と受光素子４２により、脈波を検出できるので、実施の形態８と同様に、カフ４７とカフ４８の加圧による耳珠１への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することができる。

【０２９４】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２９５】

［実施の形態３－１７］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部及び外側部に、耳珠へ圧力を印加する第一のカフ及び第二のカフとして２つのカフを配置し、外側部の第二のカフの中には発光素子と受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、第一のカフ又は第二のカフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０２９６】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７７により説明する。図７７において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４７は第一のカフとしてのカフ、４８は第二のカフとしてのカフ、６１は空気パイプ、６２は空気パイプである。図７７に示す生体情報検出装置３０において、耳珠１の内側に接してカフ４７が設置され、耳珠１の外側に接してカフ４８が設置され、カフ４８の中の耳珠１に接する面に発光素子４１と受光素子４２が配置され、更に、カフ４７に空気パイプ６１が、カフ４８に空気パイプ６２が接続されている。

【０２９７】

本実施の形態の生体情報検出装置３０において、カフ４７は空気パイプ６１を介して、カフ４８は空気パイプ６２を介して空気の供給を受けて、耳珠１を両側から圧迫し、カフ４８の中の発光素子４１と受光素子４２により、脈波を検出できるので、実施の形態８と同様に、カフ４７とカフ４８の加圧による耳珠１への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することができる。

【０２９８】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０２９９】

［実施の形態３－１８］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部及び外側部に、耳珠へ圧力を印加する第一のカフ及び第二のカフとして２つのカフを配置し、内側部の第一カフの中には発光素子、外側部の第二のカフの中には受光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、第一のカフ又は第二のカフの加圧による耳珠の圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０３００】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７８により説明する。図７８において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４７は第一のカフとしてのカフ、４８は第二のカフとしてのカフ、６１は空気パイプ、６２は空気パイプである。図７８に示す生体情報検出装置３０において、耳珠１の内側に接してカフ４７が設置され耳珠１の外側に接してカフ４８が設置され、カフ４７の中の耳

珠１に接する面に発光素子４１が配置され、カフ４８の中の耳珠１に接する面に受光素子４２が配置され、更に、カフ４７に空気パイプ６１が、カフ４８に空気パイプ６２が接続されている。

【０３０１】

本実施の形態の生体情報検出装置３０において、カフ４７は空気パイプ６１を介して、カフ４８は空気パイプ６２を介して空気の供給を受けて、耳珠１を両側から圧迫し、カフ４７の中の発光素子４１とカフ４８の中の受光素子４２により、脈波を検出できるので、実施の形態８と同様に、カフ４７とカフ４８の加圧による耳珠１への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することができる。

【０３０２】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０３０３】

［実施の形態３－１９］

実施の形態３－３又は３－４で説明した生体情報検出装置の、耳珠を被う内側部及び外側部に、耳珠へ圧力を印加する第一のカフ及び第二のカフとして２つのカフを配置し、内側部の第一カフの中には受光素子、外側部の第二のカフの中には発光素子を配置し、発光素子からの光を生体組織に入射させ、生体組織からの散乱光を受光素子で受光し、脈波を検出し、第一のカフ又は第二のカフの加圧による耳珠の圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することもできる。

【０３０４】

本実施の形態の生体情報検出装置の構成例と機能を図７９により説明する。図７９において、１は耳珠、４は対輪、３０は生体情報検出装置、４１は発光素子、４２は受光素子、４７は第一のカフとしてのカフ、４８は第二のカフとしてのカフ、６１は空気パイプ、６２は空気パイプである。図７９に示す生体情報検出装置３０において、耳珠１の内側に接してカフ４７が設置され耳珠１の外側に接してカフ４８が設置され、カフ４７の中の耳珠１に接する面に受光素子４２が配置され、カフ４８の中の耳珠１に接する面に発光素子４１が配置され、更に、カフ４７に空気パイプ６１が、カフ４８に空気パイプ６２が接続されている。

【０３０５】

本実施の形態の生体情報検出装置３０において、カフ４７は空気パイプ６１を介して、カフ４８は空気パイプ６２を介して空気の供給を受けて、耳珠１を両側から圧迫し、カフ４７の中の受光素子４２とカフ４８の中の発光素子４１により、脈波を検出できるので、実施の形態８と同様に、カフ４７とカフ４８の加圧による耳珠１への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することができる。

【０３０６】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、人体の耳珠で簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０３０７】

［実施の形態３－２０］

実施の形態３－８、３－９及び３－１２から３－１９で説明した生体情報検出装置において、１個又は２個のカフを設置し、カフのいずれかに発光素子または受光素子を配置する場合、圧力を印加するカフに発光素子または受光素子を固定することにより、加減圧時に発光素子または受光素子をカフと一緒に移動させてカフの加圧による耳珠への圧迫圧力とそのときの脈波から血圧を測定することが好ましい。

【０３０８】

本実施の形態の生体情報検出装置において、当該発光素子又は当該受光素子はカフが耳珠に接するカフの内面又は外面に配置され、かつ当該発光素子又は当該受光素子はカフに固定されている。

【０３０９】

従って、本実施の形態の生体情報検出装置によれば、発光素子又は受光素子はカフに固定されているので、カフの圧力の加減圧時に発光素子又は受光素子はカフと同じ動きをし、耳珠に確実に接触するため、安定に血圧を測定することができる。

【０３１０】

実施の形態３－９、３－１１、３－１４、３－１５、３－１６、３－１７、３－１８、３－１９及び３－２０に記載の外側のカフは、図６０に示した外耳周辺部に配置もしくは拡張してもよい。この場合の生体情報検出装置の形態例を図８０に示す。

【０３１１】

また、この場合、光電素子をカフの中央もしくはカフ圧が均等に印加される部位へ対向するように設置することが好ましい。外側カフを分割して複数の外側カフを具備してもよいが、この場合は、図８１に示すように、光電素子を血流の下流側（抹消側）のカフ内に設置することが好ましい。

【０３１２】

以上述べたように、本実施形態の生体情報検出装置によれば、耳甲介周辺の窪みを利用して耳介に装着する生体情報検出装置が提供される。耳甲介周辺の窪みによって生体情報検出装置を保持するため、安定して耳介で生体情報を検出することができる。特に、生体情報検出装置の形状を耳珠を被う形状とし、耳珠への当接部に生体情報検出センサを設けることによって、耳珠で脈波を測定したり、血圧を測定したりすることができる。よって、振動などによる測定結果への影響が少なく、簡易かつ安定に血圧を測定することができる。

【０３１３】

また、本実施形態の生体情報検出装置は、健康保持や健康診断のための生体情報を検出する健康器具に適用することができる。

【０３１４】

（実施の形態４）

次に、実施の形態４の生体情報検出装置について説明する。耳介の構造と各部の名称については、図５６～６０に示した通りである。なお、本実施の形態において、「耳珠の内側」とは、耳珠１の耳甲介腔８の側をいう。「耳珠の外側」とは、耳珠１の耳甲介腔８と反対の側をいう。

【０３１５】

以下、本実施形態の生体情報検出装置について説明する。本実施形態の生体情報検出装置は、対向する１対のアームと、前記１対のアームのそれぞれの一端で前記１対のアームを接続する支軸と、前記支軸に設けられ、前記１対のアームの他端の間隔を調整する距離可変機構と、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの前記他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられた生体情報を検出するセンサーと、を備える。

【０３１６】

また、前記支軸を中心軸として、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームを回転させる回転機構と、を更に備えてもよい。

【０３１７】

本実施形態の生体情報検出装置は、対向する１対のアームの一端が支軸に接続され、いわゆる略コの字型を形成し、前記１対のアームと前記支軸の角度を変化させ、あるいは前記１対のアームのいずれかを前記支軸の軸方向にスライドさせることにより、前記１対のアームが互いに対向する面の間隔を可変する距離可変機構を備え、更に前記支軸を中心軸として前記１対のアームの少なくとも１のアームを回転方向に移動させ、前記支軸の軸方向から見た前記１対のアームのそれぞれのアームの方向がなす角度を可変する回転機構を備え、前記１対のアームの少なくとも１のアームは互いに対向する面にセンサーを備える。

【０３１８】

本実施形態の前記生体情報検出装置の構成例を図８２に示す。図８２（Ａ）および図８２（Ｂ）は生体情報検出装置３０の構成例を示す図であり、以下の説明において、図８２

（Ａ）に示す方向から見た生体情報検出装置３０の図を正面図と呼び、図８２（Ｂ）に示す方向から見た生体情報検出装置３０の図を平面図と呼ぶ。

【０３１９】

図８２（Ａ）、図８２（Ｂ）において、３１は第一のアーム、３２は第二のアーム、３３はセンサー、３４はセンサー、３５は支軸、３６は空気パイプ、３７は信号線、４０は距離可変機構、４１は回転機構である。実施の形態４の以下の図面においても、同じ番号は同じ意味を表す。

【０３２０】

図８２（Ａ）において、生体情報検出装置３０は第一のアーム３１、第二のアーム３２、支軸３５を備え、第一のアーム３１、第二のアーム３２の各々の一方の一端は支軸３５に接続されている。

【０３２１】

また、本実施形態の生体情報検出装置３０は、例えば第一のアーム３１および第二のアーム３２の各々が支軸３５に接続される部分、あるいは支軸３５に、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する他端の間隔を調整する距離可変機構を備える。図８２（Ａ）に示す生体情報検出装置３０の構成例においては、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する面の距離を可変する可変機構として、支軸３５と第一のアーム３１の接続部分に距離可変機構４０を備えている。距離可変機構４０は支軸３５と第一のアーム３１の角度を変化させて図８２（Ａ）に示す角度αを変化させることにより、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する面の間隔を調整する機能を有する。

【０３２２】

ここで、距離可変機構４０の角度を可変にする機構としては、支軸３５と第一のアーム３１の角度をネジにより調整する機構、あるいはフリクションとネジ固定を併用する機構などのいずれでもよい。更に、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する他端の間隔を調整する機構としては、支軸３５の長さを伸縮させる機構でもよい。

【０３２３】

また、図８２（Ａ）に示す生体情報検出装置３０は、第一のアーム３１と支軸３５の接続部分に、支軸３５を軸として、第一のアーム３１を回転方向へ移動させる回転機構４１を備えており、回転機構４１は図８２（Ｂ）に示す支軸３５の軸方向から見た第一のアーム３１の方向と第二のアーム３２の方向のなす角度βを可変する機能を有する。なお、回転機構４１を備えることは任意である。

【０３２４】

また、第一のアーム３１、第二のアーム３２の少なくとも一方は互いに対向する面にセンサーを備えている。図８２（Ａ）に示す生体情報検出装置３０の構成例においては、第一のアーム３１、第二のアーム３２の各々にセンサー３３およびセンサー３４を備えている。

【０３２５】

図８２（Ａ）に示すセンサー３３およびセンサー３４は圧力を印加するカフを含む血圧センサー、温度センサー、脈拍センサーなど各種のセンサーとすることができる。図８２（Ａ）に示す生体情報検出装置３０の例においては、センサー３３およびセンサー３４として圧力を印加するカフを含む血圧センサーを備える場合を示しており、センサー３３およびセンサー３４の各々に空気パイプ３６および信号線３７が接続され、空気パイプ３６および信号線３７は各々、第一のアーム３１および第二のアーム３２の中を通り、それぞれの他端において外部に引き出され、センサー３３およびセンサー３４の各々に接続されている空気パイプ３６および信号線３７はそれぞれ接続されて、更に引き出されている。

【０３２６】

図８２および以下の図においては、生体情報検出装置３０に関連する生体情報の検出結果の記憶部、表示部、電源部、その他の通常の技術により実現できる部分は表示していない。

【０３２７】

生体情報検出装置３０は人体の耳介の突起部の一部、例えば前記耳介の耳珠１の両側にセンサー３３およびセンサー３４を接触させて、生体情報を検出する機能を有する。ここで、センサー３３およびセンサー３４を耳珠１の両側に接触する場合、センサー３３およびセンサー３４の間の間隔は距離可変機構４０により、第一のアーム３１および第二のアーム３２の対向する面の距離を変化させることにより、適切な接触状態に調整し、更に、センサー３３およびセンサー３４の接触する位置は回転機構４１により、図８２（Ｂ）に示す角度βを変化させることにより、適切な位置に調整する。

【０３２８】

以下の実施の形態では、人体の耳介の突起部として耳介の耳珠を例として説明する。

【０３２９】

本実施形態の前記生体情報検出装置の他の構成例を図８３に示す。図８３（Ａ）および図８３（Ｂ）は生体情報検出装置３０の構成例を示す図である。図８３（Ａ）、図８３（Ｂ）において、３１は第一のアーム、３２は第二のアーム、３３はセンサー、３４はセンサー、３５は支軸、３６は空気パイプ、３７は信号線、４０は距離可変機構、４１は回転機構である。

【０３３０】

図８３（Ａ）において、生体情報検出装置３０は第一のアーム３１、第二のアーム３２、支軸３５を備え、第一のアーム３１、第二のアーム３２の各々の一方の一端は支軸３５に接続されている。

【０３３１】

図８２（Ａ）、図８２（Ｂ）で説明した生体情報検出装置との差は、支軸３５と距離可変機構４０である。即ち、支軸３５は、２つに分かれており、距離可変機構４０で接続されている。距離可変機構４０は、図８３（Ａ）に示す第一のアーム３１と第二のアーム３２の角度αを変化させることにより、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する面の間隔を調整する機能を有する。支軸３５は、図８３（Ａ）に示すように、フリクションで固定してもよいし、ネジで固定してもよいし、両者を併用してもよい。なお、回転機構４１を備えることは任意である。

【０３３２】

本実施形態の前記生体情報検出装置の他の構成例を図８４に示す。図８４（Ａ）および図８４（Ｂ）は生体情報検出装置３０の構成例を示す図である。図８４（Ａ）、図８４（Ｂ）において、３１は第一のアーム、３２は第二のアーム、３３はセンサー、３４はセンサー、３５は支軸、３６は空気パイプ、３７は信号線、４０は距離可変機構、４１は回転機構である。

【０３３３】

図８４（Ａ）において、生体情報検出装置３０は第一のアーム３１、第二のアーム３２、支軸３５を備え、第一のアーム３１、第二のアーム３２の各々の一方の一端は支軸３５に接続されている。

【０３３４】

図８２（Ａ）、図８２（Ｂ）で説明した生体情報検出装置との差は、支軸３５と距離可変機構４０である。即ち、支軸３５は、２つに分かれており、距離可変機構４０で接続されている。距離可変機構４０は、支軸３５の長さを伸縮させ、第一のアーム３１と第二のアーム３２が互いに対向する他端の間隔を調整する。支軸３５は、図８４（Ａ）に示すように、ネジで固定してもよいし、フリクションで固定してもよいし、両者を併用してもよい。なお、回転機構４１を備えることは任意である。

【０３３５】

図８５に生体情報検出装置３０の前記耳介への装着例を示す。図８５において、生体情報検出装置３０は耳珠１に両側から接するように装着され、第一のアーム３１の備えるセンサー３３が耳珠１の外側、第二のアーム３２の備えるセンサー３４が耳珠１の内側に接して装着される。第二のアーム３２の一部およびセンサー３４は耳珠１の内側にあるので破線で示している。

【０３３６】
図８２（Ａ）、図８３（Ａ）、図８４（Ａ）に示す生体情報検出装置３０のセンサー３３およびセンサー３４は、圧力を印加するカフを含む血圧センサーの場合を想定して示している。圧力を印加するカフを含む血圧センサーによる血圧の測定法については後述する。

【０３３７】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は生体の一部、例えば耳介の耳珠１の両側に装着して生体情報を検出する場合、耳珠１の形状の個人差に対応して、距離可変機構４０又は回転機構４１によりセンサー３３およびセンサー３４の位置を調整し、センサー３３およびセンサー３４を耳珠１の適切な位置に、適切な接触状態で装着できる。なお、回転機構４１を備えることは任意である。

【０３３８】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は小型軽量で、安定に生体情報を検出することができる。

【０３３９】
本発明の生体情報検出装置は、アームの他端を貫通するネジ孔に取り付けられた調整ネジの先端に前記センサーを搭載してもよい。調整ネジによって前記調整ネジの取り付けられたアームに対向するアームと前記センサーとの間隔を調整することができる。前記調整ネジの取り付けられたアームに対向するアームの前記センサーとの間隔を調整する前記調整ネジを更に備える。

【０３４０】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、センサーを搭載する調整ネジあるいはセンサーを搭載する調整ネジであって、前記それぞれの調整ネジにより、センサーと第一のアームの表面の間隔およびセンサーと第二のアームの表面の間隔のいずれか、あるいは両方を調整する機能を有する前記それぞれの調整ネジを、第一のアームあるいは第二のアームのいずれか、あるいは両方に備える場合である。

【０３４１】
図８６（Ａ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例の正面図、図８６（Ｂ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例の平面図を示す。なお、図８６および以下の図においては、図面の煩雑さをさけるために、一部の名称の表示を省略している。図８６（Ａ）および図８６（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０の構成例においては、生体情報検出装置３０は第一のアーム３１に調整ネジ４２を備え、調整ネジ４２にセンサー３３を搭載し、調整ネジ４２によりセンサー３３と、第二のアーム３２に備えるセンサー３４との間隔を調整する場合を示している。なお、回転機構４１を備えることは任意である。

【０３４２】
調整ネジ４２の機構としては、ネジを回転させることによりセンサー３３の位置を調整し、センサー３３とセンサー３４の間隔を調整する機構、あるいはフリクションによりセンサー３３の位置を調整し固定ネジで固定する機構を併用することにより、センサー３３とセンサー３４の間隔を調整する機構でもよい。

【０３４３】
上記のように、本実施形態の生体情報収集装置３０は、例えば耳介の耳珠１に装着する場合、耳珠１の形状の個人差に対応して、調整ネジ４２によりセンサー３３とセンサー３４の間隔を細かく調整し、センサー３３およびセンサー３４を耳珠１に適切な接触圧で装着することができる。

【０３４４】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は個人の体型の差に対応して適切な接触圧で装着できる小型軽量で、安定に生体情報を検出することができる。

【０３４５】
本発明の生体情報検出装置は、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームが、支軸から他端までの長さを可変することができるようにしてもよい。

【０３４６】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、第一のアームあるいは第二のアームのいずれか、あるいは両方に、アームの長さを可変する機構を更に備える場合である。
【０３４７】
図８７（Ａ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例の正面図、図８７（Ｂ）に本発明の生体情報検出装置３０の構成例の平面図を示す。図８７（Ａ）および図８７（Ｂ）に示す生体情報検出装置３０の構成例の場合は、第一のアーム３１および第二のアーム３２のそれぞれに長さ可変機構４３および長さ可変機構４４を備えている。
【０３４８】
図８７（Ａ）に示す長さ可変機構４３および長さ可変機構４４の場合は、第一のアーム３１および第二のアーム３２が２層構造であり、外形の大きなアームの中に外形の小さなアームをネジ機構などによりスライドして収容することにより、アームの長さを可変する機構の場合を示しているが、固定方法はネジ留めあるいはフリクションによる固定でもよい。なお、回転機構４１を備えることは任意である。以下の実施の形態では、特に回転機構４１について言及していないが、回転機構４１を備えることは任意である。
【０３４９】
上記のように、第一のアーム３１および第二のアーム３２のそれぞれは長さ可変機構４３および長さ可変機構４４を備えており、支軸３５とセンサー３３およびセンサー３４の距離を可変できるので、センサー３３およびセンサー３４を例えば前記耳介の耳珠１に装着する場合、耳珠１の形状の個人差に対応して、センサー３３およびセンサー３を適切な位置に装着できる。
【０３５０】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に装着できる小型軽量で、安定に生体情報を検出することができる。
【０３５１】
本発明の生体情報検出装置は、前記１対のアームが、人体の耳珠の内側に配置されるアーム及び人体の耳珠の外側に配置されるアームで耳珠を挟むように構成してもよい。
【０３５２】
本実施形態の生体情報検出装置は、これまで説明した生体情報検出装置において、第一のアーム及び第二のアームが、人体の耳珠の内側に配置されるアーム及び人体の耳珠の外側に配置されるアームで耳珠を挟むように構成されている。
【０３５３】
本実施形態の生体情報検出装置の第一のアームあるいは第二のアームは、例えば、図８７（Ａ）、および図８７（Ｂ）に示す構造であり、本実施形態の生体情報検出装置３０の第一のアーム３１あるいは第二のアーム３２の各々は、例えば図８５に示す場合と同様に、耳珠１の内側あるいは耳珠１の外側の適切な部分を挟む形状である。
【０３５４】
上記のように、本発明の生体情報検出装置３０の第一のアーム３１および第二のアーム３２は、耳珠１の内側および外側の適切な部分を挟む形状であり、第一のアーム３１および第二のアーム３２の各々が備えるセンサー３３およびセンサー３４を耳珠１の内側および外側の適切な位置に接するように装着できる。
【０３５５】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に装着できる小型軽量で、安定に生体情報を検出することができる。
【０３５６】
本発明の生体情報検出装置は、前記アームは、他のアームに対向する側と反対の側にクッションを備えてもよい。
【０３５７】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、人体の耳珠の内側に配置されるアームは、前記人体の耳珠の外側に配置されるアームと対向する側と反対の側に耳介と接するクッションを備える場合である。

【０３５８】

図８８（Ａ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例の正面図を示し、図８８（Ｂ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例の平面図を示す。図８８（Ａ）に示す本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例においては、第二のアーム３２が、第一のアーム３１に対向する側と反対の側、すなわちセンサー３４を備える側と反対の側にクッション４５を備えている場合である。図８８（Ａ）および図８８（Ｂ）に示すクッション４５の形状は、第二のアーム３２の備えるセンサー３４を耳珠１の内側に接して装着した場合、第二のアーム３２と耳甲介３との間の空間をほぼ埋める形状である。

【０３５９】

図８９に本実施形態の生体情報検出装置３０の前記耳介の耳珠１への装着状態を示す。図８９において、生体情報検出装置３０の第一のアーム３１は耳珠１の外側にあり、第二のアーム３２は耳珠１の内側にあり、センサー３４は耳珠１の内側に接し、クッション４５は耳甲介３の付近に接し、生体情報検出装置３０を前記耳介へ快適に装着する機能を有する。図８９において、第二のアーム３２の一部、センサー３４、クッション４５の一部で耳珠１の内側にある部分は破線で示している。

【０３６０】

上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は、人体の耳珠の内側に配置される第二のアーム３２は、前記人体の耳珠の外側に配置される第一のアーム３１と対向する側と反対の側に耳介と接するクッション４５を備え、クッション４５は耳甲介３の付近に接するので、生体に快適に装着することができる。

【０３６１】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に快適に装着できる小型軽量で、安定に生体情報を検出することができる。

【０３６２】

本発明の生体情報検出装置は、人体の耳珠の内側に配置されるアームは、人体の耳甲介又は耳甲介腔に沿った形状を持つこととしてもよい。

【０３６３】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、人体の耳珠の内側に配置されるアームは、人体の耳甲介又は耳甲介腔に沿った形状を持つ場合である。

【０３６４】

図９０（Ａ）に本実施形態の生体情報検出装置の構成例の正面図を示し、図９０（Ｂ）に本発明の生体情報検出装置の構成例の平面図を示す。図９０（Ａ）に示す生体情報検出装置３０の構成例は、第二のアーム３２が耳甲介３および耳甲介腔８に沿った形状を持ち、更にクッション４５に被われている場合である。図９０（Ａ）、図９０（Ｂ）においては、第二のアーム３２が耳甲介３および耳甲介腔８に沿った形状を持ち、更にクッション４５に被われているが、第二のアーム３２がクッション４５に被われていない場合であってもよい。

【０３６５】

上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０の第二のアーム３２は耳甲介３および耳甲介腔８に沿った形状を持ち、場合により更にクッション４５に被われており、生体情報検出装置３０を耳珠１に装着した場合、生体情報検出装置３０は耳甲介３および耳甲介腔８に、より安定に接し、生体情報検出装置３０はより安定に生体情報を検出できる。

【０３６６】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に快適に装着できる小型軽量で、安定に、連続的に生体情報を検出することができる。

【０３６７】
本発明の生体情報検出装置は、更に人体の耳介の付け根に懸架するための耳掛を備えてもよい。
【０３６８】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置が更に耳介に懸架するための耳掛を備えている場合である。図９１（Ａ）に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例を示し、図９１（Ｂ）に本発明の生体情報検出装置３０の構成例の前記耳介への装着状態を示す。図９１（Ａ）に示す生体情報検出装置３０の構成例の場合、第一のアーム３１は耳掛け機構４６を備えており、耳掛け機構４６は図９１（Ｂ）に示すように前記耳介の付け根から耳輪５の裏側へ回りこんで、生体情報検出装置３０を前記耳介へ固定する機構を有する。
【０３６９】
耳掛けの材質としては、可塑性のある金属、半田合金、亜鉛合金、真鍮、銅系合金、アルミ系合金、ステンレススチール、Ｎｉ系合金、すず系合金や又、形状記憶合金でもよい。樹脂系としては、プラスチック塩化ビニル樹脂、アクリル樹脂、ＡＢＳ樹脂、ＭＣナイロン、フッ素樹脂（ＰＴＦＥ）、ポリカーボネイト、ポリプロピレン、ポリエチレンシリコーン樹脂、ポリウレタン樹脂や又、天然ゴムでもよい。このような材質の選択により被検者の耳介の大きさなどの個人差を吸収することができる。
【０３７０】
また、耳掛け機構を生体情報装置本体から取り外し可能な構造とし、被検者に合ったサイズの耳掛け機構を選択することも可能である。
【０３７１】
更に、耳掛け機構４６として、空気パイプ３６あるいは信号線３７を図９２（Ａ）、図９２（Ｂ）に示すように、耳掛け機構４６の形状に加工して、空気パイプ３６あるいは信号線３７を耳掛け機構４６として使用することも有効である。
【０３７２】
空気パイプ３６を耳介に固定することにより、生体情報検出装置３０を前記耳介に安定に固定し、より安定に生体情報を検出できると共に、被検者の体動にともなう、空気パイプの揺れを軽減し、ノイズの要因を軽減することができる。
【０３７３】
空気パイプ３６の途中に空気パイプ３６を耳朶に固定する挟み込み部３８を備えてもよい。挟み込み部３８を備えることにより、空気パイプ３６が固定され、被検者の体動にともなう、空気パイプの揺れを軽減し、ノイズの要因を軽減することができる。
【０３７４】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は更に耳介に懸架するための耳掛け機構４６を備えているので、生体情報検出装置３０を前記耳介に安定に固定し、より安定に生体情報を検出できる。
【０３７５】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に快適に装着できる小型軽量で、より安定に生体情報を検出することができる。
【０３７６】
本発明の生体情報検出装置は、耳掛及び前記クッションに互いに磁力が働く磁石を更に備えることとしてもよい。
【０３７７】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、クッションが前記耳介に接する側、および耳掛け機構が前記耳介に接する側に互いに磁力が働く磁石を更に備える場合である。
【０３７８】
図９３は本実施形態の生体情報検出装置３０を前記耳介へ装着した状態を想定して状示

す図であり、前記耳介は生体の頭部上方から見た耳珠１付近における水平面による断面で示し、生体情報収集装置３０は生体への装着状態を生体の頭部上方から見た図で示し、両者を組み合わせて示した模式図である。図９３において、クッション４５は前記耳介と接する位置に磁石４７を備え、耳掛け機構４６は前記耳介の裏側で前記耳介と接する位置に磁石４８を備えている。

【０３７９】

磁石４７と磁石４８は前記耳介の両側にあり、互いに磁力が働く極性で設置されており、磁石４７と磁石４８は前記耳介に接触して固定される。

【０３８０】

上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は更にクッション４５が前記耳介に接する側、および耳掛け機構４６が前記耳介に接する側に互いに磁力が働く磁石を更に備えており、生体情報検出装置３０を前記耳介に、より快適に固定し、より安定に生体情報を検出することができる。

【０３８１】

図９３では磁石４７及び磁石４８の２つの磁石を用いているが、一方を磁石とし、他方を磁性体とすることでもよい。また、磁石４７又は磁石４８をそれぞれクッション４５又は耳掛け機構４６の内部に設置してもよい。

【０３８２】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、連続的に生体情報を検出することができる。

【０３８３】

本発明の生体情報検出装置は、少なくとも前記センサーを外部から遮光する遮光カバー又は少なくとも前記センサー及び人体の耳珠を外部から遮光する遮光カバーを備えることとしてもよい。

【０３８４】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、少なくともセンサーおよびセンサーの各々を外部からから遮光する遮光カバー、および耳珠を外部から遮光する遮光カバーを備える場合である。

【０３８５】

図９４に本実施形態の生体情報検出装置３０のセンサー３３およびセンサー３４が備える前記遮光カバーの構成例を示す。図９４において、生体情報検出装置３０のセンサー３３およびセンサー３４はそれぞれ遮光カバー４９および遮光カバー５０を備えている。

【０３８６】

遮光カバー４９および遮光カバー５０は、柔軟な材料で形成され、センサー３３およびセンサー３４が耳珠１に接して生体情報を検出する場合、センサー３３およびセンサー３４の周囲で遮光カバー４９および遮光カバー５０の周辺部は耳珠１の表面に接し、センサー３３およびセンサー３４の各々が耳珠１の表面と接する面に外部から光が照射されるのを遮り、センサー３３およびセンサー３４が光学素子を含む場合、センサー３３およびセンサー３４が外部から照射される光を受光し、誤差を生じる危険を防止する機能を有する。

【０３８７】

次に、図９５（Ａ）および図９５（Ｂ）に本実施形態の生体情報検出装置３０が備える耳珠１を外部から遮光する遮光カバーの構成例を示す。図９５（Ａ）において、遮光カバー５１は第一のアーム３１が備える遮光カバー台５２により、第一のアーム３１に着脱できる機構を有し、第一のアーム３１と耳珠１を被い、アームで挟まれた耳珠１に外部から光が照射されるのを遮る。センサー３３およびセンサー３４が光学素子を含む場合、センサー３３およびセンサー３４が外部から照射される光を受光して誤差を生じる危険を防止する機能を有する。図９５（Ｂ）は遮光カバー５１が生体情報検出装置３０の第一のアーム３１および耳珠１を被っている状況を示している。

【０３８８】
なお、図９５（Ａ）では、第一のアーム３１は、遮光カバー４９及び遮光カバー５１を備えているが、遮光カバー５１を備える場合は、遮光カバー４９がなくともセンサー３３およびセンサー３４が外部から照射される光を受光して誤差を生じる危険を防止する機能を発揮することができる。
【０３８９】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は、少なくともセンサー３３およびセンサー３４を外部から遮光する遮光カバー４９および遮光カバー５０を備える。また、少なくともセンサー３３およびセンサー３４並びにアームで挟まれた耳珠を外部から遮光する遮光カバー４９および遮光カバー５０を備える。センサー３３、センサー３４や耳珠１を外部から遮光する遮光カバー５１を備えることにより、生体情報を検出する場合、外部から来る光による妨害を軽減し、高精度に生体情報を検出することができる。
【０３９０】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠１に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、高精度に連続的に生体情報を検出することができる。
【０３９１】
本発明の生体情報検出装置は、音声情報を伝達するスピーカーを更に備えることとしてもよい。
【０３９２】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、例えば、前記内側部を有する第二のアームに更に音響信号を伝達するスピーカーを備える場合である。
【０３９３】
図９６に本実施形態の生体情報検出装置３０の構成例を示す。図９６において、第二のアーム３２は音声や音楽等の音響信号を伝達するスピーカー５３を備えている。図９６においては図面の煩雑さをさけるために、スピーカー５３の信号線は示していない。
【０３９４】
図９６に示すスピーカー５３は、例えば、生体情報検出装置３０が生体情報を検出し、検出した情報が異常な値であり緊急の処置を必要とする場合などに、非装着者に緊急事態の発生および緊急の処置の必要性を知らせる音声を発する機能を有する。また、得られた生体情報から被検者の状況に応じた音楽や、被検者の選択による音楽を発することもできる。
【０３９５】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０はスピーカー５３を備え、スピーカー５３は生体情報検出装置３０が生体情報の異常事態を検知した場合、非装着者に緊急事態の発生および緊急の処置の必要性を音声で知らせたり、音楽を発したりすることができる。
【０３９６】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報を検出することができる。
【０３９７】
本発明の生体情報検出装置の前記センサーは出力光を耳介の生体組織に入射させる発光素子と、該生体組織からの散乱光を受光する受光素子とを含んでもよい。
【０３９８】
本実施形態の生体情報検出装置は、例えば前述の生体情報検出装置において、センサーが出力光を耳介の生体組織に入射させる発光素子と、該生体組織からの散乱光を受光する受光素子とを含む場合である。
【０３９９】
本実施形態の生体情報検出装置のセンサーの例として、耳珠１において、脈波を測定す

る場合について、その構成と動作を図９７により説明する。

【０４００】

図９７（Ａ）および図９７（Ｂ）はセンサー３３およびセンサー３４の構成を示し、図９７（Ａ）はセンサー３３が発光素子６１および受光素子６２を含む場合であり、図９７（Ｂ）はセンサー３３が発光素子６１を含み、センサー３４が受光素子６２を含む場合である。

【０４０１】

図９７（Ａ）は、例えば、センサー３３が前記耳介の耳珠１に接する面に発光素子６１と受光素子６２が設置され、発光素子６１の発光する光を耳珠１に入射させた入射光６５が耳珠１内の血管あるいは血管の中の血球により散乱され、散乱光６６が受光素子６２で受光される状態を示している。ここで、受光素子６２は、発光素子６１から耳珠１へ入射した入射光６５が耳珠１内で散乱された散乱光６６を受光する位置に設置されている。

【０４０２】

図９７および以下の図において、発光素子６１および受光素子６２の駆動回路、信号受信回路、表示回路、電源回路などの通常の技術により実現できる回路および信号線は図示していない。

【０４０３】

ここで、耳珠１内の血管あるいは血管の中の血球は心臓の鼓動に応じて脈動しており、散乱光６６はこの脈動に対応した強度の変化あるいはドップラー効果による光周波数の変化を受けて受光素子６２により受光される。従って、受光素子６２により受光された散乱光６６を光電気変換することにより、血管あるいは血管の中の血球の脈動に対応する脈波が検出される。以下の説明において、図９７（Ａ）に示す発光素子６１および受光素子６２の構成を反射型の脈波検出系と呼ぶ。

【０４０４】

図９７（Ｂ）は、例えば、センサー３３が前記耳介の耳珠１に接する面に発光素子６１が設置され、センサー３４が前記耳介の耳珠１に接する面に受光素子６２が設置され、発光素子６１の発光する光を耳珠１に入射させた入射光６５が耳珠１内の血管あるいは血管の中の血球により散乱され、散乱光６６が受光素子６２で受光される状態を示している。ここで、受光素子６２は、発光素子６１から耳珠１へ入射された入射光６５が耳珠１内で散乱された散乱光６６を受光する位置に対向して設置されている。

【０４０５】

ここで、耳珠１内の血管、あるいは血管の中の血球は心臓の鼓動に応じて脈動しており、散乱光６６はこの脈動に対応した強度の変化あるいはドップラー効果による光周波数の変化を受けて受光素子６２により受光される。従って、受光素子６２により受光された散乱光６６を光電気変換することにより、血管あるいは血管の中の血球の脈動に対応する脈波が検出される。以下の説明において、図９７（Ｂ）に示す発光素子６１および受光素子６２の構成を透過型の脈波検出系と呼ぶ。

【０４０６】

上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は図９７（Ａ）に示す反射型、あるいは図９７（Ｂ）に示す透過型のいずれの場合でも脈波を検出可能であり、従来の血管あるいは血液の脈動を音響的に検出する場合に比べて、高精度に脈波を検出することができる。

【０４０７】

上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は、センサー３３およびセンサー３４が含む発光素子６２および受光素子６２により、高精度に脈波を検出することができる。

【０４０８】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば脈波を検出することができる。

【０４０９】
本発明の生体情報検出装置は、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。
【０４１０】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図９８（Ａ）および図９８（Ｂ）に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて支持体５７を備え、センサー３４に代えてカフ５６を備え、カフ５６の中には発光素子６１と受光素子６２を備え、更にカフ５６は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合である。ここで、図９８（Ｂ）は図９８（Ａ）の生体情報検出装置３０を耳珠１に装着した状態の支持体５７およびカフ５６の部分の拡大図であり、また図面の煩雑さをさけるために、図９８（Ａ）に示すカフ５６の中には発光素子６１および受光素子カフ６２を示していない。
【０４１１】
図９８（Ｂ）に示すカフ５６の中の発光素子６１と受光素子６２は図９７（Ａ）により説明した反射型の脈波検出系を形成し、脈波を検出する。上記のように脈波を検出する過程において、カフ５６により耳珠１に圧力を加えることにより、以下に示す方法により血圧を測定することができる。なお、脈波から血圧を測定する方法はこれまでに説明したいずれの方法を用いてもよい。
【０４１２】
以上の説明においては、図９８（Ｂ）に示すように、第一のアーム３１には支持体５７を備えているが、支持体５７に代えて、カフを備えて、耳珠１の両側から加圧してもよい。
【０４１３】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は、前記内側部にあって耳珠１へ圧力を印加するカフ５６と、カフ５６の内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子６１と、カフ５６の内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子６２と、カフ５６へ空気を挿抜するパイプ３６と、を更に備える生体情報検出装置であり、耳珠１に装着して、カフ５６により耳珠１に圧力を印加し、発光素子６１と受光素子６２により前述の反射型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、更にその検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。
【０４１４】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。
【０４１５】
本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。
【０４１６】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図９９に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えてカフ５５を備え、センサー３４に代えて支持体５８を備え、更にカフ５５の中には発光素子６１と受光素子６２を備え、更にカフ５５は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図９９はカフ５５と支持体５８の部分の拡大図である。
【０４１７】
図９９に示す、カフ５５は耳珠１に圧力を印加し、カフ５５の中の発光素子６１と受光素子６２は前述の反射型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４１８】
上記のように、本実施形態の生体情報検出装置３０は、前記内側部にあって耳珠１へ圧力を印加するカフ５５と、カフ５５の内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子６１と、カフ５５の内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子６２と、カフ５５へ空気を挿抜するパイプ３６と、を更に備える生体情報検出装置であり、耳珠１に装着して、脈波を検出し、更にその検出した脈波から血圧を測定することができる。

【０４１９】
本実施の形態の生体情報検出装置は、発光素子６１と受光素子６２と耳珠の内側の皮膚との相対位置が固定されるため、受光素子６２での測定データのドリフトや周囲からのノイズを低減することが可能である。また、耳珠外側の支持体５８をカフに替えると、このカフによって耳珠外側にある細小動脈の圧脈波を効率良く検出することができるため、耳珠の内側で光電脈波、耳珠の外側でカフによる圧脈波を同時測定するのに有効である。

【０４２０】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４２１】
本発明の生体情報検出装置は、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記外側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記外側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４２２】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１００に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて支持体５７を備え、センサー３４に代えてカフ５６を備え、支持体５７と耳珠１の接する面には発光素子６１と受光素子６２を備え、更にカフ５６は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１００は支持体５７とカフ５６の部分の拡大図である。

【０４２３】
図１００に示す、カフ５６により耳珠１に圧力を印加し、支持体５７の表面に備える発光素子６１と受光素子６２は前述の反射型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４２４】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４２５】
本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記内側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記内側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４２６】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０１に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えてカフ５５を備え、センサー３４に代えて支持体５８を備え、支持体５８と耳珠１の接する面には発光素子６１と受光素子６２を備え、更にカフ５５は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０１は支持体５８とカフ５５の部分の拡大図である。

【０４２７】
図１０１に示す、カフ５５により耳珠１に圧力を印加し、支持体５８の表面に備える発光素子６１と受光素子６２は前述の反射型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出

した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４２８】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４２９】

本発明の生体情報検出装置は、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記外側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４３０】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０２に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて支持体５７を備え、センサー３４に代えてカフ５６を備え、カフ５６内には発光素子６１を備え、支持体５７と耳珠１の接する面には受光素子６２を備え、更にカフ５６は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０２は支持体５７とカフ５６の部分の拡大図である。

【０４３１】

図１０２に示す、カフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５６の中に備える発光素子６１と支持体５７の表面に備える受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４３２】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４３３】

本発明の生体情報検出装置は、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記外側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４３４】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０３に示すように、例えば、図９６に示す前述の生体情報検出装置３０のセンサー３３に代えて支持体５７を備え、センサー３４に代えてカフ５６を備える場合であり、カフ５６内には受光素子６２を備え、支持体５７と耳珠１の接する面には発光素子６１を備え、更にカフ５６は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０３は支持体５７とカフ５６の部分の拡大図である。

【０４３５】

図１０３に示す、カフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５６の中に備える発光素子６１と支持体５７の表面に備える受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４３６】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４３７】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記内側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４３８】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０４に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えてカフ５５を備え、センサー３４に代えて支持体５８を備え、カフ５５内には発光素子６１を備え、支持体５８と耳珠１の接する面には受光素子６２を備え、更にカフ５５は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０４は支持体５８とカフ５５の部分の拡大図である。

【０４３９】

図１０４に示す、カフ５５により耳珠１に圧力を印加し、カフ５５の中に備える発光素子６１と支持体５８の表面に備える受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４４０】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４４１】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、前記内側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４４２】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０５に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えてカフ５５を備え、センサー３４に代えて支持体５８を備える場合であり、カフ５５内には受光素子６２を備え、支持体５８と耳珠１の接する面には発光素子６１を備え、更にカフ５５は空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０５は支持体５８とカフ５５の部分の拡大図である。

【０４４３】

図１０５に示す、カフ５５により耳珠１に圧力を印加し、カフ５５の中に備える受光素子６２と支持体５８の表面に備える発光素子６１は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４４４】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４４５】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第一のカフと、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第二のカフと、前記内側部の第二のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記内側部の第二のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記第一のカフおよび前記第二のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４４６】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０６に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて第一のカフとしてカフ５５を備え、センサー３４に代えて第二のカフとしてカフ５６を備え、カフ５６内には発光素子６１および受光素子６２を備え、更にカフ５５およびカフ５６には空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０６はカフ５５およびカフ５６の部分の拡大図である。

【０４４７】

図１０６に示す、カフ５５およびカフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５６の中に備える発光素子６１および受光素子６２は前述の反射型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４４８】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対

応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４４９】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第一のカフと、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第二のカフと、前記外側部の第一のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記外側部の第一のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記第一のカフおよび第二のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４５０】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０７に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて第一のカフとしてカフ５５を備え、センサー３４に代えて第二のカフとしてカフ５６を備え、カフ５５内には発光素子６１および受光素子６２を備え、更にカフ５５およびカフ５６には空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０７はカフ５５およびカフ５６の部分の拡大図である。

【０４５１】

図１０７に示す、カフ５５およびカフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５５の中に備える発光素子６１および受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４５２】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４５３】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第一のカフと、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第二のカフと、前記内側部の第二のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記外側部の第一のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記第一のカフおよび第二のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４５４】

本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０８に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて第一のカフとしてカフ５５を備え、センサー３４に代えて第二のカフとしてカフ５６を備え、カフ５６内には発光素子６１を備え、カフ５５には受光素子６２を備え、更にカフ５５およびカフ５６には空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０８はカフ５５およびカフ５６の部分の拡大図である。

【０４５５】

図１０８に示す、カフ５５およびカフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５６の中に備える発光素子６１およびカフ５５の中に備える受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。

【０４５６】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４５７】

本発明の生体情報検出装置は、前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第一のカフと、前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第二のカフと、前記外側部の第一のカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記内側部の第二のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、前記第一のカフおよび第二のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に備えてもよい。

【０４５８】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、図１０９に示すように、例えば、図９６に示すセンサー３３に代えて第一のカフとしてカフ５５を備え、センサー３４に代えて第二のカフとしてカフ５６を備え、カフ５５内には発光素子６１を備え、カフ５６には受光素子６２を備え、更にカフ５５およびカフ５６には空気を供給する空気パイプ３６を備える場合であり、図１０９はカフ５５およびカフ５６の部分の拡大図である。
【０４５９】
図１０９に示す、カフ５５およびカフ５６により耳珠１に圧力を印加し、カフ５５の中に備える発光素子６１およびカフ５６の中に備える受光素子６２は前述の透過型の脈波検出系を形成し脈波を検出し、その検出した脈波から、前述の原理により血圧を測定することができる。
【０４６０】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。
【０４６１】
本発明の生体情報検出装置は圧力を印加する前記カフ、前記第一のカフまたは前記第二のカフの耳珠への接触方向の投影形状が円形、又は楕円形であって、直径または短径が１１ｍｍ以下とすることが望ましい。
【０４６２】
本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、例えば図９８（Ｂ）に示すカフ５６の形状を円形あるいは楕円形とし、カフ５６の直径または短径を１１ｍｍ以下とする場合である。更に本発明の生体情報検出装置３０は、前述の生体情報検出装置３０において、図１０８および図１０９に示すようなカフが耳珠の両側にある例においても全く同様に、カフ５５とカフ５６の形状を円形あるいは楕円形とし、カフ５５およびカフ５６の直径または短径を１１ｍｍ以下とする場合である。
【０４６３】
前記非特許文献２によると、耳甲介腔８の内径は平均８ｍｍであるので、カフ５６の直径あるいは短径を１１ｍｍ以下として、複数を用意し、個人の体型により最適な大きさを選択すると便利である。ただし、カフ５６の直径あるいは短径６ｍｍ以下とした場合は、カフ５６が圧迫する面積が小さくなり、血圧測定に必要な動脈の血管の血流遮断範囲が狭くなりすぎるため、充分に血流が遮断されていない動脈の血管からの信号が受光素子６２の検出する信号の中に混入し、検出精度が低下する場合がある。
【０４６４】
上記のように、圧力を印加する前記カフ、前記第一のカフ又は前記第二のカフの耳珠への接触方向の投影形状が円形、又は楕円形であって、直径または短径を１１ｍｍ以下とすることにより、多くの人に対応でき、かつ正確に脈波を検出し、検出した脈波から、正確に血圧を測定することができる。
【０４６５】
以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、より高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を正確に測定することができる。
【０４６６】
本発明の生体情報検出装置は圧力を印加する前記カフ、前記第一のカフ又は前記第二のカフは、耳珠と接する面の内側に発光素子の発光部分および受光素子の受光部分が接するように前記発光素子および前記受光素子を備え、かつ前記発光部分および前記受光部分が接する部分を透明な材料で構成し、他の部分を遮光性もしくは減光性の材質により構成してもよい。
【０４６７】

本実施の形態の生体情報検出装置は、例えば、図９８（Ａ）、図９８（Ｂ）に示す前述の生体情報検出装置３０のカフ５６において、発光素子６１はカフ５６が耳珠１に接する面の内側に備えられ、かつ発光素子６１の前記発光部分はカフ５６に接し、更にカフ５６の前記発光部分と接する部分は透明な材料により構成され、一方、受光素子６２はカフ５６が耳珠１に接する面の内側に備えられ、かつ受光素子６２の前記受光部分はカフ５６に接し、更にカフ５６の前記受光部分と接する部分は透明な材料で構成され、更にカフ５６の上記以外の部分は遮光性あるいは減光性の材料により構成されている場合である。

【０４６８】

上記の構成により、カフ５６と発光素子６１の前記発光部分および受光素子６２の前記受光部分が接する部分は光をよく通し、カフ５６のその他の部分は光を通しにくいので、グレアや迷光などの外部の光を遮断し、更に発光素子６１の照射光が広がり血流を遮断していない血管に照射されその散乱光もしくは透過光を受光素子６２が受光するのを回避できるので、発光素子６１および受光素子６２は前述の原理によって、より正確に脈波を検出し、その検出した脈波からより正確に血圧を測定することができる。

【０４６９】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、より高精度に連続的に生体情報、例えば血圧をより正確に測定することができる。

【０４７０】

本発明の生体情報検出装置は圧力を印加するカフに発光素子または受光素子を固定することにより、加減圧時に前記発光素子または前記受光素子がカフと一緒に移動させることができる。

【０４７１】

本実施形態の生体情報検出装置３０は、前述の生体情報検出装置３０において、例えば図９８（Ｂ）に示すカフ５６の中に備える発光素子６１および受光素子６２をカフ５６が耳珠１に接する面に固定する場合である。

【０４７２】

上記のように、発光素子６１および受光素子６２を固定することにより、カフ５６に空気を挿入し耳珠１に圧力を印加する場合およびカフ５６の空気を抜いて耳珠１に印加する圧力を減じる場合、カフ５６と発光素子６１および受光素子６２が一緒に移動し、カフ５６と発光素子６１および受光素子６２の位置関係が安定になるので、より高精度に脈波を検出し、その検出した脈波から、より高精度に血圧を測定することができる。

【０４７３】

更に、本実施形態の生体情報検出装置は、前述の生体情報検出装置において、例えば図１０８に示すカフ５６の中に備える発光素子６１およびカフ５５の中に備える受光素子６２を、カフ５５およびカフ５６のそれぞれが耳珠１に接する面に固定する場合でもある。

【０４７４】

上記のように、発光素子６１および受光素子６２を、カフ５６およびカフ５５に固定することにより、カフ５５およびカフ５６に空気を挿入し耳珠１に圧力を印加する場合およびカフ５５およびカフ５６の空気を抜いて耳珠１に印加する圧力を減じる場合、カフ５６と発光素子６１、およびカフ５５と受光素子６２のそれぞれが一緒に移動し、カフ５６と発光素子６１、およびカフ５５と受光素子６２の位置関係が安定になるので、より高精度に脈波を検出し、その検出した脈波から、より正確に血圧を測定することができる。

【０４７５】

以上説明したように、本発明の生体情報検出装置は生体の耳珠に、個人の体型の差に対応して適切な接触圧で、適切な位置に、より快適に装着できる小型軽量で、より安定に、便利に、より高精度に連続的に生体情報、例えば血圧を測定することができる。

【０４７６】

これまで説明した生体情報装置は発光素子及び受光素子を用いて脈波を検出しているが

、耳珠へ圧力を印加するカフを備え、生体表面の脈波による脈動を当該カフで圧力変化として捉えることによっても脈波を検出することができる。即ち、圧力を印加したカフで生体から得られる脈動をカフ内の圧力の変化に変換し、圧力検知装置でカフ内の圧力変化を検知するものである。このような構成によっても生体の脈波を検出することができる。また、生体に接するカフ部分に小型マイクロフォンを設置し、生体の一部をカフにて圧迫するときに発生するコロトコフ音を検出し、所定レベル以上のコロトコフ音の発生あるいは消滅に基づいて血圧を測定するようにしても良い。更に、カフに圧力を印加し、カフの圧力変化を検出しつつ、カフの圧力を低下させると、前述の原理により血圧を測定することができる。また、振動センサーを備え、振動センサーでカフの振動を検出することにより脈波を検出してもよい。従って、カフを生体情報検出装置のセンサーとして利用すれば、これまで説明した生体情報検出装置と同様の効果を得ることが出来る。

【０４７７】

生体情報検出装置は、常時生体に装着して生体情報を検出するために、常時生体を圧迫することができない。これまで説明したように、本発明の生体情報検出装置は、略コの字型に対向する１対のアームを利用して生体に固定するために、常時生体を圧迫することがなくなる。特に、耳珠を被う形状の生体情報検出装置を耳甲介又は耳甲介腔に収容すると、安定して生体情報を検出することができる。

【０４７８】

本発明の生体情報検出装置はセンサーの種類により脈拍、血圧、血流などを連続的に測定する生体情報検出装置として応用できるので、水中作業などの危険な環境下で働く労働者の安全管理の手段としての用途にも適用できる。

【０４７９】

また、生体情報を測定する耳の部位は、上述した部位に限らず、外耳又は外耳の周辺であればよい。なお、外耳の周辺の測定に際しては、一方のアームの長さ、形状を、外耳の周辺の測定に合わせて構成する。

【０４８０】

すなわち、実施の形態３の最後に説明したように、実施の形態４においても、生体情報検出装置の外側のカフの部分を図６０に示した外耳周辺部に配置もしくは拡張してもよい。この場合の生体情報検出装置の形態例を図１１０に示す。

【０４８１】

また、この場合、光電素子をカフの中央もしくはカフ圧が均等に印加される部位へ対向するように設置することが好ましい。また、図１１１に示すように、外側カフを分割して複数の外側カフを具備してもよいが、この場合も実施の形態３で説明したように、光電素子を血流の下流側（抹消側）のカフ内に設置することが好ましい。

【０４８２】

なお、本実施の形態における両側のアームの各々に、カフと発光素子及び受光素子を備える血圧計を有する構成を採用してもよい。すなわち、一方のアーム側で血圧を測定し、他方のアーム側でも別に血圧を測定する。そして、例えば、一方の血圧計は耳珠内側での血圧を測定し、もう一方の血圧計は耳珠外側での血圧を測定するように構成する。これにより、耳珠内側には細い血管（細動脈）が、耳珠外側（浅側頭動脈）には太い血管があるので、太い血管の血圧と細い血管の血圧を測定できる。

【０４８３】

太い血管の血圧と細い血管の血圧を測定すると動脈硬化に関する情報が得られるので（例えば、両者の差が大きいと動脈硬化が進んでいる）、上記の構成を採用することにより、単に血圧を測定するだけでなく、動脈硬化に関する情報が得られるという効果を奏する。なお、太い血管の部位と、細い血管の部位は、耳珠内側と外側に限るものではない。

【０４８４】

以上説明したように、実施の形態４によれば、生体情報を検出するセンサを人体の凸部に装着できるように略コの字型の生体情報検出装置としたものであって、個性のある凸部であってもセンサが密着するように、コの字型の先端の距離を可変し、かつ、略コの字型

の２つの先端がずらせる機構を備えた生体情報検出装置が提供される。これにより、装着が容易で、かつ安定して生体情報を検出する生体情報検出装置を提供することができる。

【０４８５】

また、センサを、アームの他端を貫通するネジ孔に取り付けられた調整ネジの先端に搭載することにより、アーム間の距離を微調整することができるため、装着が容易で、かつ安定して生体情報を検出する生体情報検出装置を提供することができる。

【０４８６】

また、１対のアームのうち少なくとも１つのアームの長さを可変することができるので、１対のアームの間にある生体が等しい厚さでない場合も安定して生体情報を検出することができる。

【０４８７】

アームの形状を工夫したり、クッションを備えることにより、センサを安定させることができるため、装着が容易で、かつ安定して生体情報を検出する生体情報検出装置を提供することができる。また、耳掛及びクッションが磁力を利用して互いに耳介を挟んで引き合うようにしたことにより、安定して生体情報を検出する生体情報検出装置を提供することができる。

【０４８８】

また、センサや人体の耳珠を外部から遮光する遮光カバーを備えることにより、外部からの光による外乱を減少させて、センサが安定して生体情報を外検出することができる。

【０４８９】

更に、アームに音響信号を伝達するスピーカーをさらに備えることにより、被検者にスピーカーを通じて情報を伝達することができる。

【０４９０】

以上の通り、本実施の形態の生体情報検出装置は小型、軽量であり、生体への装着が容易であるので、長時間装着して、安定に生体情報を測定することができる。特に、血圧測定においては、前記センサは前記生体の狭い面積を加圧して血圧を測定することもできるので、任意の時間に測定することができる。

【０４９１】

（実施の形態５）

さて、これまでに説明した生体情報を測定するための装置（血圧計を含む）において圧力印加のために用いるカフを開発するに際して以下のような課題が考えられる。

【０４９２】

第一に、空気リークが生じない気密性の確保が必要である。耳への装着を可能とする小型化が図られる結果カフの容積が極端に小さくなっているため僅かな空気のリークがカフ圧低下や減圧制御に悪影響を及ぼす。第二に、末梢部では細動脈の分布があるため被測定部位への押圧の均一性が重要である。即ち、少なくともプローブ光が照射する範囲にある細動脈に対して、血流の遮断、開通が一様になる様に被測定部位への押圧力分布を均一にする必要がある。第三に、ポンプによる加圧エネルギーはカフを介して有効に生体に伝達される必要がある。加圧エネルギーがカフの膨張に費やされるとその分生体に加わる圧力が低下する。これは空気供給ポンプの出力増大を招くこととなる。

【０４９３】

そこで、以下の実施の形態では、上記の課題を解決し、耳介などの生体の末梢部において、連続的にかつ高精度に血圧を測定する血圧測定装置などに適したカフについて説明する。

【０４９４】

添付の図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。以下に説明する実施の形態は本発明の構成の例であり、本発明は、以下の実施の形態に制限されるものではない。

【０４９５】

図１１２は本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。

【０４９６】

本実施の形態のカフ５０は、１の面が開放された筐体１２と、当該開放された１の面を覆う伸縮部材１３と、前記筐体１２に設けられた空気供給パイプ１６とを備え、前記筐体１２と前記伸縮部材１３とで囲まれたカフ５０内部に前記空気供給パイプ１６から空気を供給することによって前記伸縮部材１３の押圧面１４がせり出すカフである。そして、せり出した押圧面１４が生体１の一部を押圧する。

【０４９７】

図１１２において、筐体１２は伸縮部材１３を保持する機能を有する。筐体１２の材料としては、伸縮部材１３よりも伸縮率の小さい金属、プラスチック、ガラス、木材、紙、セラミクッス、磁器、布あるいはそれらの複合体、などがある。

【０４９８】

伸縮部材１３は、筐体１２の開放された１の面を覆うことにより、生体１を押圧する押圧面１４を１の面の側に形成する。このように、筐体１２の開放された１の面を伸縮部材１３で覆うことで、生体１の一部をピンポイントで効率的に且つ均一に押圧することができる。そのため、例えば耳介や耳珠等の比較的小さい生体１の部位でも血圧などを高精度に測定することができる。

【０４９９】

伸縮部材１３の材料としては、シリコーン樹脂、天然ゴム、ブチルゴムなどの弾性を有する材料、あるいはポリエチレン、ポリプロピレン、ポリ塩化ビニル、ポリ酢酸ビニルなどの汎用プラスチック材料、あるいはそれらの共重合体、または不織布をポリマーでコートした気密性のある布または紙などで、光を通す材料などがある。

【０５００】

また、押圧面１４の形状は、円形、あるいは楕円形であることが望ましい。ここで、図１１３および図１１４に、本実施の形態のカフの構成を示す概略図を示す。図１１３は押圧面１４の形状が円形の場合であり、図１１４は押圧面１４の形状が楕円形の場合である。また、図１１３において、（Ａ）は上面図で、（Ｂ）は上面図（Ａ）のＡ－Ａ´における切断面図である。図１１４において、（Ａ）は上面図で、（Ｂ）は上面図（Ａ）のＢ－Ｂ´における切断面図である。

【０５０１】

押圧面１４の形状を図１１３に示すように円形、あるいは図１１４に示すように楕円形とすることにより、四角形などの角型に比べて、（１）カフ５１及びカフ５２の内部の気密性を高めやすく、（２）押圧面１４が生体を押圧する押圧力が均等にかかる、（３）押圧面１４により押圧する生体の動脈に対する位置ずれの許容度が大きい、（４）後述する発光素子により押圧面１４を通して生体へ光を照射し、照射した前記光が生体により散乱された散乱光を受光素子により受光して脈波などを測定する場合に、発光素子からの光の放射パターンの断面が円形又は楕円形であるため押圧面１４の等圧分布と一致させやすく、前記散乱光の測定精度を高めやすい、（５）角が無いために繰り返し膨張伸縮にともなう伸縮部材１３の損傷を抑えることができる。また、押圧面１４を楕円形とする代わりに角丸四角形とすることとしても、押圧面１４を楕円形とすることによる上記の（１）～（５）に記載した効果と同様の効果を角丸四角形の押圧面は得ることができる。

【０５０２】

図１１２に示す伸縮部材１３の側部１５は、伸縮部材１３と筐体１２との間にあって、押圧面１４を支え、かつ伸縮部材１３と筐体１２との間の気密性を保つ機能を有する。また、固定部１７は、伸縮部材１３の側部１５と筐体１２の間の気密性を保って、伸縮部材１３の側部１５を筐体１２へ固定する機能を有する。

【０５０３】

空気供給パイプ１６は、カフ５０内部へ空気を供給する機能を有し、伸縮部材１３と筐体１２に囲まれたカフ５０内部に供給された空気の圧力により押圧面１４をせり出させる機能を有する。そして、せり出した押圧面１４が生体１を押圧することとなる。また、空気供給パイプ１６は、供給した空気を排気する機能を有することもある。なお、空気供給パイプ１６を除いて、筐体１２及び伸縮部材１３でカフ５０内部の気密性を維持する。

【０５０４】
ここで、本実施の形態のカフ５０の動作を、本実施の形態のカフ５０を血圧測定装置に使用する場合を例にして説明する。カフ５０の筐体１２へ空気供給パイプ１６により空気を供給し、押圧面１４を生体１へ向かって移動させ、押圧面１４により生体１を押圧する。上記の押圧面１４が生体１を押圧する過程における生体１の内部の動脈の脈波を、図示していない所定の手段で検出する。

【０５０５】
具体的には、カフ５０内部へ空気供給パイプ１６により空気を供給し、伸縮部材１３と筐体１２とで囲まれたカフ５０内部の圧力を増加させることにより、押圧面１４がせり出して生体１を押圧する。そして、押圧面１４の生体１への押圧により生体１の動脈の血流が停止し、脈波が消失した状態で、空気供給パイプ１６を通じてカフ５０内部の空気を排気する。押圧面１４が生体１を押圧する圧力を減少させる過程において、前記動脈の脈波が再び出現し、更に変化する状態を検出し、前記動脈の脈波の変化とカフ５０内部の圧力から、所定の方法に従って血圧を測定する。

【０５０６】
ここで、押圧面１４の形状を円形、あるいは楕円形とすることによりカフ５０内部の気密性を高めやすく、押圧面１４の押圧力を均等にかけることができる。また、押圧面１４により圧迫する動脈に対する位置ずれの許容度が大きい。また、散乱光による脈波などの測定精度を高めやすい。そのため、本実施の形態のカフ５０では、耳介などの生体の末梢部で高精度な血圧の測定を可能とする。更に、押圧面１４の形状が円形、あるいは楕円形の場合、角が無いために繰り返し膨張伸縮にともなう伸縮部材１３の損傷が抑えられる。そのため、本実施の形態のカフ５０は、長寿命に連続的に多数回使用することができる。

【０５０７】
また、本実施の形態のカフは、図１１２により説明したカフ５０において、伸縮部材１３の押圧面１４の形状が外部に向けて凹型である場合である。

【０５０８】
本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１１５（Ａ）は、本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。図１１５（Ａ）において、本実施の形態のカフ５３は、図１１２に示すカフ５０と同様の構成であり、本実施の形態のカフ５３を構成する各部分の機能も図１１２に示すカフ５０と同様であるが、押圧面１４がカフ５３の外部に向けて凹型である点が図１１２に示すカフ５０と異なっている。

【０５０９】
本実施の形態のカフ５３の基本動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。図１１５（Ｂ）、図１１５（Ｃ）、図１１５（Ｄ）は順に、本実施の形態のカフ５３の押圧面１４を生体１に接触させて、空気供給パイプ１６を通じてカフ５３内部へ空気を供給し、押圧面１４により、生体１を押圧する過程を示している。

【０５１０】
図１１５（Ｂ）では、押圧面１４は膨張して生体１への接触面積が増加しているが、生体１に接する押圧面１４にたわみが残っている状態を示す。また、図１１５（Ｃ）は、カフ５３内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張して生体１への接触面積が増加し、生体１に接する押圧面１４のたわみが少なくなっている状態を示す。また、図１１５（Ｄ）は、カフ５３の内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張し、生体１に接する押圧面１４のたわみが無くなり、生体１を押圧している状態を示している。

【０５１１】
本実施の形態のカフ５３は、押圧面１４をカフ５３の外部に向けて凹型とすることにより、上記の押圧面１４が生体１を押圧する過程において、生体１に接する押圧面１４のたわみが存在することとなり、押圧面１４の弾性に逆らって押圧面１４を拡張させる力を必要としないため、本実施の形態のカフ５３は小さい圧力により生体１を押圧できる。そのため、例えば、耳介や耳珠等の小さい生体１の部位でも血圧測定を可能とする。

【０５１２】

また、本実施の形態のカフは、図１１２により説明したカフ５０において、伸縮部材１３の押圧面１４の形状が外部に向けて凸型である場合である。

【０５１３】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１１６（Ａ）は、本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。図１１６（Ａ）において、本実施の形態のカフ５４は、図１１２に示すカフ５０と同様の構成であり、本実施の形態のカフ５４を構成する各部分の機能も図１１２に示すカフ５０と同様であるが、押圧面１４がカフ５４の外部に向けて凸型である点が図１１２に示すカフ５０と異なっている。

【０５１４】

本実施の形態のカフ５４の基本動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。図１１６（Ｂ）、図１１６（Ｃ）、図１１６（Ｄ）は順に、本実施の形態のカフ５４の押圧面１４を生体１に接触させて、空気供給パイプ１６を通じてカフ５４内部へ空気を供給し、押圧面１４により、生体１を押圧する過程を示している。

【０５１５】

図１１６（Ｂ）では、押圧面１４は膨張して生体１への接触面積が増加しているが、生体１に接する押圧面１４のたわみが残っている状態を示す。また、図１１６（Ｃ）は、カフ５４内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張して生体１への接触面積が増加し、生体１に接する押圧面１４のたわみが少なくなっている状態を示す。また、図１１６（Ｄ）は、カフ５４内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張し、生体１に接する押圧面１４のたわみが無くなり、生体１を押圧している状態を示している。

【０５１６】

本実施の形態のカフ５４は、押圧面１４をカフ５４の外部に向けて凸型とすることにより、上記の押圧面１４が生体１を押圧する過程において、生体１に接する押圧面１４のたわみが存在することとなり、押圧面１４の弾性に逆らって押圧面１４を拡張させる力を必要としないため、本実施の形態のカフ５４は小さい圧力により生体１を押圧できる。そのため、例えば、耳介や耳珠等の小さい生体１の部位でも血圧測定を可能とする。

【０５１７】

また、本実施の形態のカフは、図１１２により説明したカフ５０において、伸縮部材１３の押圧面１４の形状が平坦である場合である。

【０５１８】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１１７（Ａ）は、本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。図１１７（Ａ）において、本実施の形態のカフ５５は、図１１２に示すカフ５０と同様の構成であり、本実施の形態のカフ５５を構成する各部分の機能も図１１２に示すカフ５０と同様であるが、押圧面１４が平坦である点が特徴である。

【０５１９】

本実施の形態のカフ５５の基本動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。図１１７（Ｂ）、図１１７（Ｃ）、図１１７（Ｄ）は順に、本実施の形態のカフ５５の押圧面１４を生体１に接触させて、空気供給パイプ１６を通じてカフ５５内部へ空気を供給し、押圧面１４により、生体１を押圧する過程を示している。

【０５２０】

図１１７（Ｂ）では、押圧面１４は膨張して生体１の方向へ凸型状に変化して、生体１を押圧する状態を示す。また、図１１７（Ｃ）は、カフ５５内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張して押圧している状態を示す。また、図１１７（Ｄ）は、カフ５５内部の空気圧が更に増加して、押圧面１４は一層膨張して押圧している状態を示している。

【０５２１】

本実施の形態のカフ５５は、押圧面１４を平坦にすることにより、上記の押圧面１４が生体１を押圧していく過程において、図１１７（Ｂ）、図１１７（Ｃ）に示すように、押圧面１４にはたわみが存在しないので、たわみの消滅によるノイズを発生させることなく

生体１を押圧できる。また、本実施の形態のカフ５５は、押圧面１４を平坦にすることにより、カフ５５内部の空気を排気して減圧する場合、減圧過程において押圧面１４にはたわみが存在しないので、たわみの発生によるノイズを発生させることなく生体１を押圧できる。そのため、例えば、耳介や耳珠等の小さい生体１の部位でも高精度な血圧測定を可能とする。

【０５２２】

また、本実施の形態のカフは、図１１２に示す前記伸縮部材１３の側部１５に、押圧面１４の移動方向に向けて、即ち生体１に向けて伸縮して前記押圧面１４を移動させるたるみを有するカフとすることもできる。

【０５２３】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１１７により説明したカフにおいて、前記伸縮部材１３の側部１５に、生体１に向けて伸縮して前記押圧面１４を移動させるたるみを有する場合である。

【０５２４】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１１８、図１１９は本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。図１１８において、本実施の形態のカフ５６は、伸縮部材１３の側部１５に、たるみ１８を有する点以外は、図１１２に示すカフ５０と同様の構成である。また、図１１９において、本実施の形態のカフ５７は、伸縮部材１３の側部１５に、たるみ１９を有する点以外は、図１１２に示すカフ５０と同様の構成である。

【０５２５】

図１１８に示すたるみ１８は単一のふくらみの形状を持つ場合であり、図１１９に示すたるみ１９は複数のたわみからなる蛇腹の場合であり、たるみ１９の形状としては図１１８あるいは図１１９に示すたるみ１８、１９のうちのいずれでもよい。

【０５２６】

本実施の形態のカフ５６（図１１８）のたるみ１８は、カフ５６への空気供給パイプ１６からの空気供給により、押圧面１４が生体１を押圧する場合に、伸縮して押圧面１４を生体１に向けて移動させる機能を有する。本実施の形態のカフ５６を構成するたるみ１８以外の部分は、図１１２に示すカフ５０と同様の機能を有する。

【０５２７】

本実施の形態のカフ５６の動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。本実施の形態のカフ５６は、押圧面１４を支え、かつ筐体１２へ固定する機能を有する側部１５に、生体１に向けて伸縮して押圧面１４を移動させるたるみ１８を持たせることにより、押圧面１４を生体１の方向へ容易に移動させることができるので、小さい圧により生体１を押圧できる。そのため、例えば、耳介や耳珠等の小さい生体１の部位でも血圧測定を可能とする。なお、図１１９に示す蛇腹状のたるみ１９についての機能及び効果は、図１１８に示すたるみ１８で説明したものと同様である。

【０５２８】

また、本実施の形態のカフ（不図示）は、図１１８及び図１１９に示す押圧面１４のせり出し方向における押圧面１４の伸縮率が、押圧面１４のせり出し方向におけるたるみ１８、１９の伸縮率よりも小さいカフとすることもできる。

【０５２９】

本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９により説明したカフ５６、５７において、押圧面１４のせり出し方向における押圧面１４の伸縮率が、押圧面１４のせり出し方向におけるたるみ１８、１９の伸縮率よりも小さい場合である。本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９により説明した前述のカフ５６、５７と同様の構成であり、本実施の形態のカフは押圧面１４のせり出し方向における押圧面１４の伸縮率が、押圧面１４のせり出し方向におけるたるみ１８、１９の伸縮率よりも小さい点が特徴である。

【０５３０】

本実施の形態のカフを構成する各部の機能は図１１８及び図１１９により説明した前述

のカフ５６、５７と同様である。即ち、本実施の形態のカフの動作は図１１２により説明したカフ５０の動作と同様である。

【０５３１】

ここで、押圧面１４のせり出し方向における押圧面１４の伸縮率とは、空気供給パイプ１６からの空気供給により、伸縮部材１３と筐体１２とで囲まれたカフ内部の圧力が上昇した場合に、その圧力の大きさに応じて押圧面１４がせり出したときのカフ内部の圧力に対する押圧面１４のせり出し量のことをいう。この押圧面１４の伸縮率は、押圧面１４を形成する部分の伸縮部材１３の厚さによって変わりうる。例えば、押圧面１４を形成する部分の伸縮部材１３の厚さが２倍になれば押圧面１４の伸縮率は略半分となる。単位面積あたりの内部応力が減少するためである。

【０５３２】

また、押圧面１４のせり出し方向におけるたるみ１８、１９の伸縮率とは、空気供給パイプ１６からの空気供給により、伸縮部材１３と筐体１２とで囲まれたカフ内部の圧力が上昇した場合に、その圧力の大きさに応じて押圧面１４がせり出すと共にたるみ１８、１９が押圧面１４のせり出し方向に伸びたときのカフ内部の圧力に対するたるみ１８、１９の伸び量のことをいう。このたるみ１８、１９の伸縮率は、たるみ１８、１９を形成する部分の伸縮部材１３の厚さによって変わりうる。例えば、たるみ１８、１９を形成する部分の伸縮部材１３の厚さが２倍になればたるみ１８、１９の伸縮率は略半分となる。単位面積あたりの内部応力が減少するためである。

【０５３３】

本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９に示す押圧面１４のせり出し方向における押圧面１４の伸縮率を押圧面１４のせり出し方向における側部１５のたるみ１８、１９の伸縮率よりも小さくすることにより、加圧しても押圧面１４の形状変化が少ないためノイズの発生が少なく、かつ押圧面１４の接触している生体１を均等に押圧することができる。そのため、例えば、血圧の高精度な測定を可能とする。

【０５３４】

また、本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９に示す前記伸縮部材１３の押圧面１４を形成する部分の厚さが前記伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分よりも厚いカフとすることができる。

【０５３５】

本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９により説明したカフ５６、５７において、前記伸縮部材１３のうち、押圧面１４を形成する部分の厚さを前記伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分よりも厚くした場合である。

【０５３６】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１２０は本実施の形態のカフの構成を示した概略切断面図である。図１２０において、本実施の形態のカフ５８は図１１８及び図１１９に示すカフ５６、５７と同様の構成であるが、伸縮部材１３のうち、押圧面１４を形成する部分の厚さが側部１５のたるみ１８を形成する部分よりも厚い点が特徴である。

【０５３７】

本実施の形態のカフ５８を構成する各部分の機能は図１１８及び図１１９に示すカフ５６、５７と同様である。即ち、本実施の形態のカフ５８の動作は、図１１２により説明したカフ５０の動作と同様である。

【０５３８】

本実施の形態のカフ５８は、押圧面１４を形成する部分の厚さを側部１５のたるみ１８を形成する部分よりも厚くすることにより、加圧しても押圧面１４の形状変化が少ないためノイズの発生が少なく、かつ押圧面１４の接触している生体１を均等に押圧することができる。そのため、例えば、血圧などの高精度な測定を可能とする。

【０５３９】

また、本実施の形態のカフ（不図示）は、図１１８及び図１１９に示す伸縮部材１３の

うち、押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性が、前記伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性よりも低いカフとすることができる。

【０５４０】

本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９により説明したカフ５６、５７において、前記伸縮部材１３のうち、押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性が、伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性よりも低い場合である。本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９により説明した前述のカフ５６、５７と同様の構成であるが、本実施の形態のカフは図１１８及び図１１９に示す伸縮部材１３のうち、押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性が、伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性よりも低い点が特徴である。

【０５４１】

本実施の形態のカフを構成する各部分の機能は図１１８及び図１１９に示すカフ５６、５７と同様である。即ち、本実施の形態のカフの動作は、図１１２により説明したカフ５０の動作と同様である。

【０５４２】

ここで、押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性とは、押圧面１４を形成する部分の材料自体のヤング率のことをいう。例えば、押圧面１４を形成する部分の材料が弾力性のあるゴムであれば押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性は高く、押圧面１４を形成する部分の材料が伸びない紙であれば押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性は低い。

【０５４３】

また、たるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性とは、たるみ１８、１９を形成する部分の材料自体のヤング率のことをいう。上記同様に、たるみ１８、１９を形成する部分の材料が弾力性のあるゴムであればたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性は高く、たるみ１８、１９を形成する部分の材料が伸びない紙であればたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性は低い。

【０５４４】

本実施の形態のカフは、図１１８及び図１１９に示す押圧面１４を形成する部分の材料の伸縮性を伸縮部材１３の側部１５のたるみ１８、１９を形成する部分の材料の伸縮性よりも低くすることにより、加圧しても押圧面１４の形状変化が少ないためノイズの発生が少なく、かつ押圧面１４の接触している生体１を均等に押圧することができる。そのため、例えば、血圧などの高精度な測定を可能とする。

【０５４５】

また、本実施の形態のカフ（不図示）は、図１１２に示す前記伸縮部材１３の側部１５が弾性体によって前記筐体１２の外壁に固定されているカフとすることができる。

【０５４６】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２０により説明したカフにおいて、前記伸縮部材１３の側部１５が弾性体によって前記筐体１２の外壁に固定されている場合である。本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２０により説明したカフと同様の構成であり、カフを構成する各部分の機能も図１１２に示すカフ５０と同様であるが、本実施の形態のカフは、図１１２に示す固定部１７が弾性体である点が特徴である。本実施の形態のカフの動作は、図１１２により説明したカフ５０の動作と同様である。

【０５４７】

本実施の形態のカフは、図１１２に示す側部１５を筐体１２に例えばＯリングなどの弾性体で固定することにより、例えば長期間の使用により伸縮部材１３の押圧面１４あるいは側部１５が老朽化した場合、気密性を保ちつつ伸縮部材１３を容易に交換できる。そのため、メンテナンスが容易である。

【０５４８】

また、本実施の形態のカフは、図１１２に示す前記伸縮部材１３の側部１５が前記伸縮部材１３の側部１５の弾力性によって前記筐体１２の外壁に固定されているカフとするこ

とができる。

【０５４９】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２０により説明したカフにおいて、前記伸縮部材１３の側部１５が前記伸縮部材１３の側部１５の弾力性によって前記筐体１２の外壁に固定されている場合である。

【０５５０】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１２１は本実施の形態のカフの構成を示す概略切断面図である。図１２１において、カフ５９は、筐体１２、伸縮部材１３、空気供給パイプ１６により構成される。ここで、伸縮部材１３は押圧面１４と側部１５から構成される。

【０５５１】

筐体１２は伸縮部材１３を保持する機能を有し、空気供給パイプ１６は筐体１２の内部へ空気を供給する機能を有し、更に供給した空気を排気する機能を有することもある。

【０５５２】

伸縮部材１３の押圧面１４は生体１に接し、伸縮部材１３と筐体１２に囲まれたカフ５９内部に供給された空気の圧力により生体１を押圧する機能を有する。伸縮部材１３の側部１５は押圧面１４を支え、かつ弾力性によって伸縮部材１３と筐体１２との間の気密性を保つ機能を有する。

【０５５３】

本実施の形態のカフ５９の動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。

【０５５４】

本実施の形態のカフ５９は、伸縮部材１３の側部１５の弾力性によって伸縮部材１３と筐体１２とで囲まれたカフ５９内部の気密性を保つことにより、例えば長期間の使用により伸縮部材１３の押圧面１４あるいは側部１５が老朽化した場合、余分な部品を必要とせず、気密性を保ちつつ伸縮部材１３を容易に交換できる。そのため、メンテナンスが容易である。

【０５５５】

また、本実施の形態のカフ（不図示）は、図１１２に示す前記伸縮部材１３の側部１５が前記筐体１２の外壁に熱圧着されているカフとすることもできる。

【０５５６】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２０により説明したカフにおいて、前記伸縮部材１３の側部１５が前記筐体１２の外壁に熱圧着されている場合である。本実施の形態のカフは、図１２１により説明したカフ５９と同様の構成である。

【０５５７】

本実施の形態のカフの筐体１２、空気供給パイプ１６、伸縮部材１３の押圧面１４の機能は図１２１により説明したカフ５９と同様であるが、本実施の形態のカフの場合は、伸縮部材１３の側部１５は、筐体１２の外壁に熱圧着される。

【０５５８】

本実施の形態のカフの動作は図１１２により説明したカフ５０と同様である。

【０５５９】

本実施の形態のカフは、伸縮部材１３の側部１５を筐体１２へ熱圧着することにより、余分な部品を必要とせずにカフ内部の気密性を保つことができる。そのため、経済的である。

【０５６０】

また、本実施の形態のカフは、図１１２に示す前記筐体１２の内部に、前記押圧面１４を通して前記カフ５０の内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子を更に有し、前記伸縮部材１３の押圧面１４が当該発光素子の発光する光に対して透明又は半透明であるカフである。

【０５６１】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２１により説明したカフにおい

て、前記筐体１２の内部に、前記押圧面１４を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子を更に有し、前記伸縮部材１３の押圧面１４が当該発光素子の発光する光に対して透明又は半透明とした場合である。

【０５６２】

本実施の形態のカフについて、添付の図を参照して説明する。図１２２は本実施の形態のカフの構成を示す概略切断面図である。図１２２において、カフ６０は、筐体１２、伸縮部材１３、空気供給パイプ１６、固定部１７、発光素子２１により構成される。ここで、伸縮部材１３は、押圧面１４と側部１５から構成される。また、図１２２においては、発光素子２１の駆動回路などの通常の技術により実現できる部分は表示していない。

【０５６３】

カフ６０を構成する筐体１２、空気供給パイプ１６、固定部１７の機能は、図１１２により説明したカフ５０の場合と同様である。発光素子２１は筐体１２内に設置され、押圧面１４を通してカフ６０の内部から外部に向けて出射する光を発光する機能を有する。即ち、発光素子２１は、押圧面１４が押圧する生体１へ向かって照射光２２を照射する。伸縮部材１３の押圧面１４は生体１に接し、伸縮部材１３と筐体１２とで囲まれたカフ６０内部に供給された空気の圧力により生体１を押圧する機能を有する。更に、発光素子２１の照射する照射光２２に対して透明又は半透明である。また、伸縮部材１３の側部１５は押圧面１４を支え、かつ伸縮部材１３と筐体１２との間の気密性を保つ機能を有する。

【０５６４】

本実施の形態のカフ６０の動作を、本実施の形態のカフ６０を血圧測定装置に使用する場合を例にして説明する。カフ６０内部へ空気供給パイプ１６により空気を供給することにより、押圧面１４がせり出して生体１を押圧する。そして、押圧された生体１の動脈の血流が停止して動脈の脈波が消失した状態で、カフ６０内部の空気を空気供給パイプ１６を通じて排気し、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を減少させる。

【０５６５】

上記のように、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を増加させ、その後減少させる過程において、発光素子２１は押圧面１４の押圧する生体１へ向かって照射光２２を照射する。照射光２２は、生体１の動脈により散乱される。この散乱光を、例えばカフ６０の生体１に対して対向する位置に設けた不図示の受光素子によって受光させることによって、生体１の動脈の脈波の変化を検出する。このように検出された前記動脈の脈波の変化とカフ６０内部の圧力から、所定の方法に従って血圧、血流量、血液の流速を測定する。

【０５６６】

上述の血圧の測定において、押圧面１４は発光素子２１の照射する光に対して透明または半透明であるため、発光素子２１の照射光を効率よく生体１に照射することができる。そのため、本実施の形態のカフ６０は、例えば血圧などの高精度な測定を可能とする。

【０５６７】

また、本実施の形態のカフは、図１１２に示す前記筐体１２の内部に、カフ５０の外部で散乱した散乱光を押圧面１４を通して受光する受光素子を更に有し、前記押圧面１４は、受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明であるカフとすることができる。

【０５６８】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２１により説明したカフにおいて、前記筐体１２の内部に、カフの外部で散乱した散乱光を押圧面１４を通して受光する受光素子を更に有し、前記押圧面１４は、受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明であるカフとする場合である。

【０５６９】

図１２３に、本実施の形態のカフの構成を示す概略切断面図を示す。本実施の形態のカフ６１は、図１２２に示す発光素子２１の代わりに、図１２３に示すように受光素子２３を設けた構成である。つまり、本実施の形態のカフ６１を構成する筐体１２、伸縮部材１３、空気供給パイプ１６、固定部１７の機能は図１２２により説明したカフ６０の場合と同様である。なお、図１２３に示す受光素子２３は、図１２２に示すカフ６０の構成に追

加して発光素子２１と共に同一の筐体１２の内部に設けることもできる。

【０５７０】

図１２３に示す伸縮部材１３の押圧面１４は生体１に接し、伸縮部材１３と筐体１２に囲まれたカフ６１内部に供給された空気の圧力により生体１を押圧する機能を有する。また、受光素子２３は、カフ６１の外部で散乱した散乱光２４を押圧面１４を通して受光する機能を有する。更に、伸縮部材１３は、カフ６１の外部で散乱した散乱光２４に対して透明又は半透明である。また、伸縮部材１３の側部１５は押圧面１４を支え、かつ伸縮部材１３の側部１５と筐体１２との間の気密性を保つ機能を有する。

【０５７１】

本実施の形態のカフ６１の動作を、本実施の形態のカフ６１を血圧測定装置に使用する場合を例にして説明する。カフ６１内部へ空気供給パイプ１６により空気を供給することにより、押圧面１４がせり出して生体１を押圧する。そして、押圧された生体１の動脈の血流が停止して動脈の脈波が消失した状態で、カフ６１内部の空気を空気供給パイプ１６を通じて排気し、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を減少させる。

【０５７２】

上記のように、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を増加させ、その後減少させる過程において、例えばカフ６１の生体１に対して対向する位置に設けた不図示の発光素子によって、押圧した生体１の部分へ向かって照射光を照射する。照射光は、生体１の動脈により散乱される。この散乱光２４を、受光素子２３によって受光させることによって、生体１の動脈の脈波の変化を検出する。このように検出された前記動脈の脈波の変化とカフ６１内部の圧力から、所定の方法に従って血圧、血流量、血液の流速を測定する。

【０５７３】

上述の血圧測定において、押圧面１４が生体１により散乱された散乱光２４に対して透明または半透明であるため、受光素子２３は、散乱光２４を効率よく受光することができる。そのため、本実施の形態のカフ６１は、例えば血圧などの高精度な測定を可能とする。

【０５７４】

また、本実施の形態のカフは、図１１２に示す前記筐体１２の内部に、押圧面１４を通してカフ５０の内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子と、カフ５０の外部で散乱した散乱光を押圧面１４を通して受光する受光素子を更に有し、前記押圧面１４は、発光素子の発光する光及び受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明であるカフとすることができる。

【０５７５】

本実施の形態のカフは、図１１２及び図１１５から図１２１により説明したカフにおいて、前記筐体１２の内部に、押圧面１４を通してカフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子と、カフの外部で散乱した散乱光を押圧面１４を通して受光する受光素子を更に有し、前記押圧面１４は、発光素子の発光する光及び受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明であるカフとする場合である。

【０５７６】

図１２４に、本実施の形態のカフの構成を示す概略切断面図を示す。本実施の形態のカフ６２は、図１２２に示す発光素子２１と共に、図１２３に示す受光素子２３を同一の筐体１２の内部に設けた構成である。つまり、本実施の形態のカフ６２を構成する筐体１２、空気供給パイプ１６、固定部１７、発光素子２１、受光素子２３の機能は図１２２及び図１２３により説明したカフ６０、６１の場合と同様である。

【０５７７】

伸縮部材１３の押圧面１４は生体１に接し、伸縮部材１３と筐体１２に囲まれたカフ６２内部に供給された空気の圧力により生体１を押圧する機能を有する。また、伸縮部材１３の側部１５は押圧面１４を支え、かつ伸縮部材１３の側部１５と筐体１２との間の気密性を保つ機能を有する。更に、伸縮部材１３は、発光素子２１の発光する照射光２２及び受光素子２３が受光する散乱光２４に対して透明又は半透明である。

【０５７８】
なお、図１２２、１２３、１２４については、発光素子２１、受光素子２３をカフの内側の筐体上に設置した例を示したが、発光素子、受光素子については、図１２５、１２６、１２７に示したように、カフの内面（裏面）に貼り付けてもよい。あるいは、図１２８、１２９、１３０に示したようにカフの外側表面に貼り付けてもよい。両者については、体動により生体１と発光素子２１、あるいは受光素子２３との距離が変動することによる体動ノイズの影響を受けないという利点がある。更に後者については、カフ中を光が透過しないため、カフが光を吸収する材料であっても使用できるという利点がある。
【０５７９】
本実施の形態のカフ６２の動作を、本実施の形態のカフ６２を血圧測定装置に使用する場合を例にして説明する。カフ６２内部へ空気供給パイプ１６により空気を供給することにより、押圧面１４がせり出して生体１を押圧する。そして、押圧された生体１の動脈の血流が停止して動脈の脈波が消失した状態で、カフ６２内部の空気を空気供給パイプ１６を通じて排気し、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を減少させる。
【０５８０】
上記のように、押圧面１４の生体１を押圧する圧力を増加させ、その後減少させる過程において、発光素子２１は、押圧面１４の押圧した生体１の部分へ向かって照射光２２を照射する。照射光２２は、生体１の動脈により散乱される。受光素子２３は、この散乱光２４を受光することによって、生体１の動脈の脈波の変化を検出する。このように検出された前記動脈の脈波の変化とカフ６２内部の圧力から、所定の方法に従って血圧、血流量、血液の流速を測定する。
【０５８１】
上述の血圧測定において、押圧面１４が、発光素子２１の生体１へ照射する光及び生体１により散乱され受光素子２３により受光される散乱光２４に対して透明または半透明であるため、発光素子２１は押圧した生体１の一部に照射光２２を効率よく照射することができ、受光素子２３は散乱光２４を効率よく受光することができる。加えて、発光素子２１と受光素子２３を同一の筐体１２内に設けることで、発光素子２１で発光した光を受光素子２３が受光するまでの光路長を短くすることができるため、光強度の減衰が少ない。そのため、本実施の形態のカフ６２は、例えば血圧などの高精度な測定を可能とする。
【０５８２】
さて、本実施の形態のカフの筐体は伸縮部材を支持する基体を構成するが、基体は非伸縮部材であればその形状は必ずしも筐体状とする必要はない。例えば図１３１、図１３２に示すように平面状でもよい。図１３１の例は、伸縮部材がそれ自身気密を保った袋として基体上に固定されている例である。また、図１３２の例は、面状の部材の端部が基体上に接着・融着などにより固定されて気密を保っている例である。また、図１３３に示すように、基体の形状は曲面状であってもよい。
【０５８３】
このようなカフでは、図１３１～１３３に示すように、非伸縮部材からなる基体によってカフの基体側への膨張が規制されて片方向のみに膨張する。この結果、生体への加圧を効率良くすることが出来る。このカフの構造は、従来の上腕に巻きまわす血圧計には適用が難しいが、耳などの狭小部位を加圧する場合に有効である。
【０５８４】
なお、実施の形態５で説明したカフは、本願明細書の全ての実施の形態における生体情報を測定する装置（血圧計を含む）に適用できる。
【０５８５】
以上説明したように、本実施の形態のカフは、カフ内部に空気を供給することによって生体の末梢部、例えば耳珠を押圧できるように、筐体の開放された１の面に、伸縮可能な伸縮部材を配置することとしたので、生体の一部をピンポイントで効率的に且つ均一に押圧することができるため、例えば耳介や耳珠等の比較的小さい生体の部位でも血圧などを高精度に測定することができる。

【０５８６】
また、カフの生体に接して生体を押圧する前記押圧面の外形を円形又は楕円形とすることにより、四角形などの角型に比べて、（１）前記筐体内部の気密性を高めやすい、（２）前記押圧面の押圧力が均等にかかる、（３）前記押圧面により圧迫する動脈に対する位置ずれの許容度が大きい、（４）後述する発光素子により前記押圧面を通して生体へ光を照射する場合に発光素子からの光の放射パターンの断面が円形又は楕円形であるため前記押圧面の等圧分布と一致させやすく測定精度を高めやすい、（５）角が無いために繰り返し膨張伸縮にともなう前記伸縮部材の損傷を抑えることができる。

【０５８７】
また、伸縮部材の押圧面の形状を前記カフの外部に向けて凹型として、たわみを持たせることにより、前記押圧面により生体を押圧する過程において、前記押圧面を膨張させる圧力が小さくてすむので、小さい空気圧により前記押圧面で前記生体を押圧することができる。

【０５８８】
また、伸縮部材の押圧面の形状を前記カフの外部に向けて凸型として、たわみを持たせることにより、前記押圧面により生体を押圧する過程において、前記押圧面を膨張させる圧力が小さくてすむので、小さい空気圧により前記押圧面で前記生体を押圧することができる。

【０５８９】
また、伸縮部材の押圧面の形状を平坦とすることにより、前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部を、加圧、あるいは減圧しても前記押圧面にたわみが生じないため、たわみの発生消滅によるノイズが発生しないので、例えば、血圧などを高精度に測定することができる。

【０５９０】
また、カフの前記押圧面を支え、かつ前記伸縮部材と前記筐体との間の気密性を保つ機能を有する前記伸縮部材の側部に、生体に向けて伸縮して前記押圧面を移動させるたるみを持たせることにより、前記押圧面を生体の方向へ容易に移動させることができるので、小さい圧力により前記押圧面で生体を押圧することができる。

【０５９１】
また、伸縮部材の押圧面の伸縮率を前記伸縮部材の側部のたるみの伸縮率よりも小さくすることにより、前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部を、加圧あるいは減圧しても前記押圧面の形状変化が少ないので、ノイズの発生が少なく、さらに前記押圧面の接触している生体を均等に押圧することができるので、例えば、血圧などを高精度に測定することができる。

【０５９２】
また、伸縮部材のうち、押圧面を形成する部分の厚さをたるみ部分を形成する部分よりも厚くすることにより、前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部を、加圧あるいは減圧しても前記押圧面の形状変化が少ないので、ノイズの発生が少なく、さらに前記押圧面の接触している生体を均等に押圧することができるので、例えば、血圧などを高精度に測定することができる。

【０５９３】
また、伸縮部材のうち、押圧面を形成する部分の材料の伸縮率をたるみを形成する部分の材料の伸縮率よりも小さくすることにより、前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部を、加圧あるいは減圧しても前記押圧面の形状変化が少ないので、ノイズの発生が少なく、さらに前記押圧面の接触している生体を均等に押圧することができるので、例えば、血圧などを高精度に測定できる。

【０５９４】
また、前記伸縮部材の側部を前記筐体の外壁に、例えばＯリングなどの弾性体で固定することにより、気密性を保つことができ、その一方で前記伸縮部材を容易に交換できるので、メンテナンスが容易になる。

【０５９５】
また、伸縮部材の側部を、前記伸縮部材の側部の弾力性によって前記筐体の外壁に固定することにより、余分な部品を必要とせずにカフ内部の気密性を保つことができ、その一方で前記伸縮部材を容易に交換できるので、メンテナンスが容易になる。
【０５９６】
また、伸縮部材の側部を前記筐体の外壁に熱圧着することにより、余分な部品を必要とせずにカフ内部の気密性を保つことができるので、経済的なカフを提供することができる。
【０５９７】
また、押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光、即ち、前記伸縮部材の押圧面が接触する生体の一部に光を照射する発光素子を前記筐体の内部にさらに有し、前記伸縮部材の押圧面を当該発光素子の照射する光に対して透明又は半透明とすることにより、押圧した生体の一部に光を効率よく照射することができるので、押圧した前記生体の一部に照射された前記光のうち、例えば動脈で散乱した散乱光を受光することにより、生体押圧時の前記動脈の脈波や血液の流速あるいは血流量を高精度に測定することができ、例えば血圧などを高精度に測定できる。
【０５９８】
また、カフの外部で散乱した散乱光を前記押圧面を通して受光する、即ち、生体の一部で散乱された散乱光を受光する受光素子を前記筐体の内部にさらに有し、前記伸縮部材の押圧面を前記生体の一部で散乱した散乱光に対して透明又は半透明とすることにより、押圧した前記生体の一部の、例えば動脈で散乱した散乱光を効率よく受光することができるので、生体押圧時の前記動脈の脈波や血液の流速あるいは血流量を高精度に測定することができる。例えば、血圧などを高精度に測定できる。
【０５９９】
また、押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光、即ち、前記伸縮部材の押圧面が接触する生体の一部に光を照射する発光素子と、前記カフの外部で散乱した散乱光を前記押圧面を通して受光する、即ち、生体の一部で散乱した散乱光を受光する受光素子と、を前記筐体の内部にさらに有し、前記伸縮部材の押圧面を前記発光素子の照射する光及び前記生体の一部で散乱した散乱光に対して透明又は半透明とすることにより、押圧した生体の一部に発光素子の発光する光を効率よく照射することができ、かつ生体の一部に照射された光のうち、例えば動脈で散乱した光を受光素子によって効率よく受光することができる。加えて、発光素子と受光素子とを同一筐体内に設けることで、発光素子で発光した光を受光素子が受光するまでの光路長を短くすることができるため、光強度の減衰が少ない。したがって、生体押圧時の前記動脈の脈波や血液の流速あるいは血流量を高精度に測定することができる。例えば、血圧などを高精度に測定できる。
【０６００】
上記の通り、本実施形態のカフは、メンテナンスが容易でありながら、カフ内部の気密性の確保をしつつ小さい圧力で効率よく、かつ均一に生体の一部を押圧することができる。また、本発明のカフは、カフ内部の圧力が連続的に変化し、カフ内部の圧力の急変によるノイズの発生が少ない。そのため、例えば血圧などを高精度に測定できる。さらに、発光素子、あるいは受光素子を備えた本発明のカフは、生体押圧時の、例えば動脈の脈波や血液の流速あるいは血流量を効率よく測定することができる。
【０６０１】
（実施の形態６）
さて、これまでに説明した生体情報検出装置において、受光素子、発光素子を用いる場合、生体の目的とする位置からの散乱光を高精度に受光することが課題となる。以下、生体からの散乱光を高精度に受光できる、受光素子と発光素子とを備えた生体情報検出回路の実施の形態について説明する。
【０６０２】
本実施の形態の生体情報検出回路は、生体の一部に光を照射する発光素子と、前記照射

された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈動波形を検出する受光素子と、を備える生体情報検出回路であって、前記受光素子は、前記受光素子の前面に、前記受光素子への入射光角度を制限する遮光構造を含む生体情報検出回路である。なお、「前面」とは、受光素子の受光面を含む平面に対する受光素子の外部側のことをいう。また、発光素子の前面といった場合は、「前面」とは、発光素子の発光面を含む平面に対する発光素子の外部側のことをいう。

【０６０３】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして、添付の図を参照して説明する。

【０６０４】

図１３４は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１３４において、生体情報検出回路１１は発光素子２１、受光素子２３、遮光構造３１により構成され、生体情報検出回路１１は筐体１２、生体押圧面１３および空気パイプ１４により構成されるカフ１５の内部に内蔵されている。ここで、発光素子２１の駆動回路、受光素子２３の増幅回路、電源など通常の技術により実現できる部分は表示していない。

【０６０５】

図１３４に示す、カフ１５において、筐体１２は生体情報検出回路１１および生体押圧面１３を保持し、生体押圧面１３は生体１に接している。発光素子２１の発光面は生体押圧面１３が接する生体１へ照射光２２を照射する方向へ向けて設けられ、受光素子２３の受光面は照射光２２が生体１により散乱された散乱光２４を受光する方向へ向けて設けられている。

【０６０６】

遮光構造３１は受光素子２３の両側の前方に、受光素子２３を挟むように、あるいは受光素子２３の周囲の前方に、受光素子２３を囲むように設けられるが、図１３４においては、図面の煩雑さをさけるために、受光素子２３の両側の前方に、受光素子２３を挟むように設けられる場合を示している。ここで、遮光構造３１は受光素子２３と生体１の間にあればよい。

【０６０７】

本実施の形態の生体情報検出回路は図１３５に示す構成とすることもできる。図１３５に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１においては、筐体１２および生体押圧面１３により構成されるカフ１５が２分割され、一方のカフ１５の内部に生体情報検出回路１１の発光素子２１を設け、他方のカフ１５の内部に生体情報検出回路１１の受光素子２３および遮光構造３１を設け、各々のカフ１５の筐体１２の間は空気パイプ１６により接続され、各々の筐体１２内部の空気の圧力が等しく保たれている。

【０６０８】

図１３５に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５は、カフ１５が２分割され、各々のカフ１５に発光素子２１および受光素子２３が設けられ、各々のカフ１５が空気パイプ１６により接続されている点以外の構成、各部の機能、動作は図１３４に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であるので、以下では図１３４に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５により説明する。更に、後述する実施の形態の生体情報検出回路およびカフについても、図１３４に示すようなカフ１５が単一の構成と、図１３５に示すようなカフ１５が２の構成の両方が可能であるが、両者は機能的に同様であるので、図１３４に示すようなカフ１５が単一の構成の場合により説明する。

【０６０９】

発光素子２１は生体１へ照射光２２を照射する機能を有し、受光素子２３は照射光２２が生体１により散乱された散乱光２４を受光して脈動波形を検出する機能を有する。

【０６１０】

遮光構造３１は受光素子２３への入射光角度を制限する機能を有し、散乱光２４の中で、生体１の目的とする位置の方向、ここでは後述するカフ１５の生体押圧面１３の中央付

近が十分に生体１を押圧している位置の方向から所定の角度範囲内で受光素子２３へ入射する散乱光２４のみを受光素子２３が受光するように、散乱光２４の中で所定の角度範囲外で受光素子２３へ入射する散乱光２４を遮光する。ここで、遮光構造３１としては、受光素子２３の両側に設けた衝立状、あるいは受光素子２３を囲む筒状の形状でもよい。

【０６１１】

筐体１２は生体押圧面１３を保持し、筐体１２と生体押圧面１３の間の気密性を保ち、更に発光素子２１、受光素子２３、および遮光構造３１を内蔵する機能を有する。生体押圧面１３は柔軟な素材で作成され、生体１に接し、筐体１２に空気パイプ１４により供給される空気の圧力により、生体１を押圧する機能を有する。空気パイプ１４は筐体１２内に空気を供給する機能を有し、更に、筐体１２内の空気を排気する機能を有することもある。

【０６１２】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の動作を説明する。カフ１５の生体押圧面１３は、筐体１２の内部へ空気パイプ１４により供給される空気の圧力により、生体１の血流が停止する程の圧力で生体１を押圧した後で、空気パイプ１４により筐体１２の内部の空気を徐々に排気し、生体１を押圧する圧力を減少させる。

【０６１３】

上記の生体押圧面１３が生体１を押圧する圧力を減少させる過程において、生体情報検出回路１１の発光素子２１は生体１へ照射光２２を照射し、照射光２２は生体１により散乱された散乱光２４となり、遮光構造３１は散乱光２４の受光素子２３への入射光角度を制限し、散乱光２４の中で生体１の目的としない位置、すなわち生体押圧面１３の中央付近が十分に生体１を押圧している位置以外の位置の方向から受光素子２３へ入射する散乱光２４を遮光し、受光素子２３は生体１の目的とする位置、すなわち生体押圧面１３の中央付近が十分に生体１を押圧している位置の方向から所定の角度範囲内で入射する散乱光２４を受光して、脈動波形を検出する。

【０６１４】

上記の生体１を押圧する圧力を減少させる過程において、生体押圧面１３が生体１を押圧する圧力と受光素子２３が検出する脈動波形の関係を図１３６（Ａ）、図１３６（Ｂ）により説明する。

【０６１５】

図１３６（Ａ）において、縦軸は圧力、横軸は時間であり、生体押圧面１３が生体１を押圧する押圧圧力５１と生体１の動脈の内部の圧力、動脈内圧６１の関係を示す。

【０６１６】

図１３６（Ｂ）において、縦軸は脈動波形の振幅であり、横軸は図１３６（Ａ）の横軸と同一の時間であり、生体１の動脈の脈動波形７１の変化を示している。

【０６１７】

図１３６（Ａ）、図１３６（Ｂ）において、生体押圧面１３が生体１を押圧する押圧圧力５１は、動脈の血流が停止する程の高い圧力から時間とともに減少し、押圧圧力５１が心臓の鼓動により脈動する動脈内圧６１の最高値と等しくなった時点Ｔ１において、血液が流れ始めて、脈動波形７１が出現する。時点Ｔ１における押圧圧力５１が最高血圧６２である。更に、押圧圧力５１が減少して、動脈内圧６１の最低値と等しくなった時点Ｔ２における押圧圧力５１の値が平均血圧６３である。時点Ｔ１と時点Ｔ２の間において、動脈内圧６１が押圧圧力５１よりも大きい期間は動脈が膨張して脈動波形７１が検出され、動脈内圧６１が押圧圧力５１よりも小さい期間は血管が膨張できないために、脈動波形７１の最低値近傍に脈動波形７１が検出されない平坦部７２が存在する。更に押圧圧力５１が減少し、平均血圧６３以下になると動脈は膨張と伸縮を繰り返す脈動波形７１が検出されるので、平坦部７２は消失する。

【０６１８】

上記のように、脈動波形７１が出現する時点Ｔ１における押圧圧力５１の値から最高血圧が測定でき、脈動波形７１の平坦部７２が消失する時点Ｔ２における押圧圧力５１の値

から平均血圧が測定できる。従って、血圧を高精度に測定するためには、脈動波形７１を高精度に検出することが重要である。

【０６１９】

一方、上記の測定が耳介などの生体の抹消部において行なわれた場合、脈動波形７１の振幅が最大となる時点（Ｔ２と表示）のカフ圧力１３１を最低血圧と近似できることが報告されている。（例えば、非特許文献５参照。）

遮光構造３１を設けた本実施の形態の生体情報検出回路１１による脈波波形の検出例を図１３７（Ａ）に示し、遮光構造３１を設けていない従来の生体情報検出回路による脈波波形の検出例を図１３７（Ｂ）に示す。図１３７（Ａ）、図１３７（Ｂ）において、縦軸は脈動波形振幅、横軸は時間であり、図１３７（Ａ）に示す脈動波形７５および図１３７（Ｂ）に示す脈動波形７６はともに図１３６に示す脈動波形７１の時点Ｔ１と時点Ｔ２の間に対応する脈動波形である。

【０６２０】

図１３７（Ｂ）に示す脈動波形７６において、図１３６（Ｂ）に示す脈動波形７１の平坦部７２に対応する平坦な部分が明瞭ではないが、これは遮光構造３１を設けていないために、受光素子２３が生体押圧面１３の中央付近で十分に押圧されている位置の動脈による散乱光２４と、生体押圧面１３の端部において十分に押圧されていない位置の動脈による散乱光２４の両者が混合する状態で受光しているためである。すなわち、生体押圧面１３の中央付近で十分に押圧されている位置の動脈の脈動が停止している時でも、生体押圧面１３の端部において十分に押圧されていない位置の動脈では脈動が残留しており、両者の散乱光２４が重畳するために、動脈の脈動が停止する時間に相当する脈動波形の平坦な部分が脈動波形７６には明瞭に検出できない。

【０６２１】

一方、図１３７（Ａ）に示す脈動波形７５において、図１３６に示す脈動波形７１の平坦部７２に相当する平坦な部分が存在しているが、これは遮光構造３１を設けているために、受光素子２３が生体押圧面１３の中央付近で十分に押圧されている位置の動脈による散乱光２４のみを受光しているためである。

【０６２２】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、受光素子２３の前面に遮光構造３１を設け、受光素子２３への入射光角度を制限し、所定の角度範囲外の方向から受光素子２３へ入射する散乱光２４を遮光し、生体押圧面１３により生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を選択的に受光することにより、脈動波形７１を高精度に検出できる。その結果、Ｔ１及びＴ２を精度よく検出できるため、最高血圧や平均血圧、又は最低血圧を精度よく測定できる。

【０６２３】

以上、本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして説明したが、本実施の形態の生体情報検出回路、および後述する実施の形態の生体情報検出回路、および後述する実施の形態の生体情報測定装置は、血圧測定以外に各種の生体情報の検出および生体情報測定に適用可能である。

【０６２４】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６２５】

本実施の形態の生体情報検出回路は、前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたフードである生体情報検出回路としてもよい。

【０６２６】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。

【０６２７】

図１３８（Ａ）、図１３８（Ｂ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図で

ある。図１３８（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示し、図１３８（Ｂ）は図１３８（Ａ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵されている状態を生体１の方向から見た図である。

【０６２８】

図１３８（Ａ）、図１３８（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１に替えてフード３２を設けた構成である。図１３８（Ａ）、図１３８（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成において、生体情報検出回路１１のフード３２以外の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。

【０６２９】

図１３８（Ａ）、図１３８（Ｂ）において、生体情報検出回路１１のフード３２は、円筒状であり、受光素子２３を囲むように設けられている。ここで、フード３２は円筒状の場合の例を示しているが、角型の筒状でもよい。

【０６３０】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、フード３２以外の部分の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のフード３２の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６３１】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、フード３２以外の部分の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のフード３２の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６３２】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、受光素子２３の前面にフード３２を設け、受光素子２３への入射光角度を制限し、所定の角度範囲外の方向から受光素子２３へ入射する散乱光２４を遮光し、生体押圧面１３により生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を選択的に受光することにより、脈動波形７１を高精度に検出できる。

【０６３３】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６３４】

本実施の形態の生体情報検出回路は、前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である生体情報検出回路としてもよい。

【０６３５】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。

【０６３６】

図１３９（Ａ）、図１３９（Ｂ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１３９（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示し、図１３９（Ｂ）は図１３９（Ａ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵されている状態を生体１の方向から見た図である。

【０６３７】

図１３９（Ａ）、図１３９（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１に替えてアパーチャ３５を有する遮光構造３３を設けた構成である。図１３９（Ａ）、図１３９（Ｂ

）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成において、生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。

【０６３８】

図１３９（Ａ）、図１３９（Ｂ）において、生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３は、円形のアパーチャ３５を有する構造であり、受光素子２３の前方に設けられている。ここで、遮光構造３３のアパーチャ３５は円形の場合の例を示しているが、アパーチャ３５は楕円形あるいは長方形、その他の形でもよい。

【０６３９】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、アパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の部分の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６４０】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、アパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の部分の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６４１】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、受光素子２３の前面にアパーチャ３５を有する遮光構造３３を設け、受光素子２３への入射光角度を制限し、所定の角度範囲外の方向から受光素子２３へ入射する散乱光２４を遮光し、生体押圧面１３により生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を選択的に受光することにより、脈動波形７１を高精度に検出できる。

【０６４２】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６４３】

本実施の形態の生体情報検出回路は、生体の一部に光を照射する発光素子と、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈動波形を検出する受光素子と、を備える生体情報検出回路であって、前記受光素子は、前記受光素子の前面に、前記散乱光のうち前記生体の特定の位置からの散乱光を前記受光素子の受光面に集光するレンズを含む生体情報検出回路である。

【０６４４】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして、添付の図を参照して説明する。

【０６４５】

図１４０は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４０は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示している。

【０６４６】

図１４０に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、生体情報検出回路１１のレンズ３４以外の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様であり、レンズ３４は受光素子２３の受光面の前面に設けられている。

【０６４７】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、レンズ３４以外の部分の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の

機能と同様であり、レンズ３４は散乱光２４のうち生体１の特定の位置からの散乱光２４を受光素子２３の受光面に集光する機能を有する。ここで、レンズ３４は散乱光２４のうち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光素子２３の受光面に集光するように設定される。

【０６４８】

本実施の形態の生体情報検出回路１１の動作を説明する。本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、レンズ３４以外の部分の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の動作と同様であり、レンズ３４は散乱光２４のうち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光素子２３の受光面に集光し、受光素子２３は生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光して、脈動波形を検出する。

【０６４９】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、受光素子２３の前面に、散乱光２４のうち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光素子２３の受光面に集光するレンズ３４を含む生体情報検出回路１１とすることにより、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を選択的に受光し、高精度に脈動波形を検出できる。

【０６５０】

図１４０で説明した生体情報検出回路１１のレンズにアパーチャを有する遮光構造を設けてもよい。図１４１にレンズにアパーチャを有する遮光構造を設けた生体情報検出回路を示す。図１４１（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図であり、図１４１（Ｂ）はアパーチャを有する遮光構造を設けたレンズの断面図である。図１４０に示す生体情報検出回路との違いは、レンズ３４の表面にアパーチャ３５を有する遮光構造３３を設けている点である。散乱光２４はアパーチャ３５を直進するもののみが、受光素子２３の受光面に集光する。

【０６５１】

レンズ３４により、散乱光２４のうち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光素子２３の受光面に集光し、かつ、遮光構造３３により、生体１の他の部分で散乱された光の入射を防止することができる。

【０６５２】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６５３】

本実施の形態の生体情報検出回路は、生体の一部に光を照射する発光素子と、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈動波形を検出する受光素子と、を備える生体情報検出回路であって、前記発光素子は、前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限する遮光構造を含む生体情報検出回路である。

【０６５４】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして、添付の図を参照して説明する。図１４２は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４２は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示している。

【０６５５】

図１４２に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１を取り除いて、遮光構造３１を発光素子２１の両側の前方に発光素子２１を挟むように設けた場合に相当し、遮光構造３１以外の部分の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。ここで、遮光構造３１は発光素子２１と生体１の間にあればよい。

【０６５６】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、遮光構造３１以外の部分の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の機能と同様である。

【０６５７】

図１４２に示す生体情報検出回路１１において、遮光構造３１は発光素子２１が出射する出射光の出射光角度を制限する機能を有し、所定の角度範囲外の方向へ出射される前記出射光を遮光し、所定の角度範囲内の方向へ出射される出射光のみが生体１へ照射される照射光２２となる。ここで、遮光構造３１としては、発光素子２１の両側に設けた衝立状、あるいは発光素子２１を囲む筒状の形状でもよい。

【０６５８】

本実施の形態の生体情報検出回路１１の動作を説明する。本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、遮光構造３１以外の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様である。

【０６５９】

本実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１は、発光素子２１が出射する出射光の出射光角度を制限して、所定の角度範囲外の方向、すなわち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈以外の方向へ出射される前記出射光を遮光し、所定の角度範囲内の方向、すなわち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈の方向へ出射される前記出射光のみが生体１へ照射される照射光２２となる。

【０６６０】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、発光素子２１の前面に、発光素子２１が出射する前記出射光の出射光角度を制限する遮光構造３１を含む生体情報検出回路１１とすることにより、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈以外の方向へ出射する前記出射光を遮光するので、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０６６１】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６６２】

本実施の形態の生体情報検出回路は、前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたフードであることとした生体情報検出回路としてもよい。

【０６６３】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。図１４３（Ａ）、図１４３（Ｂ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４３（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示し、図１４３（Ｂ）は図１４３（Ａ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵されている状態を生体１の方向から見た図である。

【０６６４】

図１４３（Ａ）、図１４３（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１に替えてフード３２を設けた構成である。図１４３（Ａ）、図１４３（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成において、生体情報検出回路１１のフード３２以外の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。

【０６６５】

図１４３（Ａ）、図１４３（Ｂ）において、生体情報検出回路１１のフード３２は、円筒状であり、発光素子２１を囲むように設けられている。ここで、フード３２は円筒状の場合の例を示しているが、角型の筒状でもよい。

【０６６６】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、フード３２以外の部分の機能は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のフード３２の機能は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６６７】

本実施の形態の生体情報検出回路１１の動作を説明する。本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、フード３２以外の部分の動作は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のフード３２の動作は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６６８】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、発光素子２１の前面に、発光素子２１が出射する出射光の出射光角度を制限するフード３２を含む生体情報検出回路１１とすることにより、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈以外の方向へ出射する前記出射光を遮光するので、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０６６９】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６７０】

本実施の形態の生体情報検出回路は、前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である生体情報検出回路としてもよい。

【０６７１】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。図１４４（Ａ）、図１４４（Ｂ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４４（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示し、図１４４（Ｂ）は図１４４（Ａ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵されている状態を生体１の方向から見た図である。

【０６７２】

図１４４（Ａ）、図１４４（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１に替えてアパーチャ３５を有する遮光構造３３を設けた構成である。図１４４（Ａ）、図１４４（Ｂ）に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成において、生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。

【０６７３】

図１４４（Ａ）、図１４４（Ｂ）において、生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３は、円形のアパーチャ３５を有する構造であり、発光素子２１の前方に設けられている。ここで、遮光構造３３のアパーチャ３５は円形の場合の例を示しているが、アパーチャ３５は楕円形あるいは長方形、その他の形でもよい。

【０６７４】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、アパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の部分の機能は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３の機能は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６７５】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、アパーチャ３５を有する遮光構造３３以外の部分の動作は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出

回路１１およびカフ１５と同様であり、本実施の形態の生体情報検出回路１１のアパーチャ３５を有する遮光構造３３の動作は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１と同様である。

【０６７６】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、発光素子２１の前面に、発光素子２１が出射する出射光の出射光角度を制限するアパーチャ３５を有する遮光構造３３を含む生体情報検出回路１１とすることにより、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈以外の方向へ出射する前記出射光を遮光するので、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０６７７】

また、カフ自体を遮光構造にすることもできる。図１４５は、アパーチャを有するカフを備えた生体情報検出回路である。図１４４との違いは、発光素子の上部にあるアパーチャを有する遮光構造に替えて、アパーチャ３５を有する遮光構造３３を備えるカフ１５とした点である。カフ１５に遮光剤を混入してもよいし、カフ１５の表面に遮光剤を塗布してもよい。発光素子２１から出射する照射光２２の通る部分及び生体１で散乱した散乱光２４が受光素子２３に向けて通る部分にアパーチャ３５を設ける。

【０６７８】

このような構造とすることにより、新たな部品を追加することなく、遮光構造を備えることができる。図１４５では、アパーチャ３５は円形の場合の例を示しているが、楕円形あるいは長方形、その他の形でもよい。

【０６７９】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６８０】

本実施の形態の生体情報検出回路は、生体の一部に光を照射する発光素子と、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈動波形を検出する受光素子と、を備える生体情報検出回路であって、前記発光素子は、前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光を前記生体の特定の位置に集光するレンズを含む生体情報検出回路である。

【０６８１】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして、添付の図を参照して説明する。図１４６は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４６は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示している。

【０６８２】

図１４６に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１を取り除いて、発光素子２１の前方にレンズ３４を設けた構成であり、図１４６に示す生体情報検出回路１１のレンズ３４以外の構成は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成と同様である。図１４６に示すレンズ３４は発光素子２１の前面に設けられている。

【０６８３】

本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、レンズ３４以外の部分の機能は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の機能と同様である。

【０６８４】

図１４６に示す生体情報検出回路１１において、レンズ３４は発光素子２１からの出射光を生体１の特定の位置に集光する機能を有する。ここで、レンズ３４は発光素子２１からの出射光が、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈へ集光するよう

に設定される。

【０６８５】

本実施の形態の生体情報検出回路１１の動作を説明する。本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５において、レンズ３４以外の部分の動作は、図１４２により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の動作と同様である。

【０６８６】

本実施の形態の生体情報検出回路１１のレンズ３４は、発光素子２１からの出射光を生体押圧面１３の中央部分が生体１を確実に押圧している位置の動脈へ集光して照射し、受光素子２３は生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を受光して、脈動波形を検出する。

【０６８７】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、発光素子２１の前面に、光素子２１からの出射光が、生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈へ集光するレンズ３４を含む生体情報検出回路１１とすることにより、受光素子２３は生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈による散乱光２４を選択的に受光し、高精度に脈動波形を検出できる。

【０６８８】

図１４６で説明した生体情報検出回路１１のレンズにアパーチャを有する遮光構造を設けてもよい。図１４７にレンズにアパーチャを有する遮光構造を設けた生体情報検出回路を示す。図１４７（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図であり、図１４７（Ｂ）はアパーチャを有する遮光構造を設けたレンズの断面図である。図１４７に示す生体情報検出回路との違いは、レンズ３４の表面にアパーチャ３５を有する遮光構造３３を設けている点である。

【０６８９】

レンズ３４により、散乱光２４のうち生体押圧面１３が生体１を確実に押圧している位置の動脈に発光素子２１からの照射光２２を集光し、かつ、遮光構造３３により、生体１の他の部分への光の照射を防止することができる。

【０６９０】

また、発光素子、受光素子に共通のレンズとすることもできる。この場合に、発光素子及び受光素子の両方にアパーチャを有する遮光構造を設けると一層効果的である。図１４８にレンズにアパーチャを有する遮光構造を設けた生体情報検出回路を示す。図１４８（Ａ）は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図であり、図１４８（Ｂ）はアパーチャを有する遮光構造を設けたレンズの断面図である。図１４７に示す生体情報検出回路との違いは、レンズ３４を発光素子及び受光素子に共通のレンズとし、遮光構造３３に対してレンズ３４の表面に２つのアパーチャ３５を有する点である。

【０６９１】

レンズ３４は樹脂等で構成することができる。遮光構造３３は遮光剤を塗布することによって形成することができる。レンズによる効果、遮光構造による効果は前述した生体情報検出回路と同様である。

【０６９２】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０６９３】

本実施の形態の生体情報検出回路は、生体の一部に光を照射する端面発光型レーザ又は面発光レーザと、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈動波形を検出する受光素子と、を備える生体情報検出回路である。

【０６９４】

本実施の形態の生体情報検出回路について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして、添付の図を参照して説明する。

【０６９５】

図１４９は本実施の形態の生体情報検出回路の構成を示す図である。図１４９は本実施の形態の生体情報検出回路１１がカフ１５に内蔵され、カフ１５が生体１に接している状態を示している。

【０６９６】

図１４９に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の構成は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１を取り除いた構成と同様であり、遮光構造３１以外の部分は図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１および１５の構成と同様である。

【０６９７】

図１４９に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１において、発光素子２１は端面発光型レーザ又は面発光レーザであり、端面発光型レーザ又は面発光レーザは小型であり、かつ低消費電力で効率よく照射光２２を照射できる特徴がある。

【０６９８】

図１４９に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の各部の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１以外の部分の各々対応する部分の機能と同様である。

【０６９９】

図１４９に示す本実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の各部の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１の遮光構造３１以外の部分の各々対応する部分の動作と同様である。ここで、本実施の形態の生体情報検出回路１１においては、発光素子２１が端面発光型レーザ又は面発光レーザであるので、生体情報検出回路１１は小型であり、かつ低消費電力で効率よく照射光２２を照射する。

【０７００】

上記のように、本実施の形態の生体情報検出回路１１は、発光素子２１として端面発光型レーザ又は面発光レーザを使用することにより、小型かつ低消費電力で、実現可能であり、容易に、高精度に脈波波形を検出することができる。

【０７０１】

以上、説明したように、本発明によれば、脈動波形を高精度に検出する生体情報検出回路を提供できる。

【０７０２】

本実施の形態の生体情報測定装置は、人体の耳珠を挟み込むＵ字型のアームと、当該アームの一方の内側に、前記耳珠に圧力を印加するカフと、図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、前記生体情報検出回路が当該カフに内蔵されている生体情報測定装置である。

【０７０３】

本実施の形態の生体情報測定装置について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。本実施の形態の生体情報測定装置は図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１を有するが、いずれの場合も生体情報検出回路の構成、機能、動作はそれぞれ図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１と同様であるので、代表例として、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１を有する場合について説明する。

【０７０４】

図１５０は本実施の形態の生体情報測定装置の構成を示す図である。図１５０において、生体情報検出回路１１およびカフ１５は図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様の構成であり、Ｕ字型アーム１７は、一方のアームの内側にカフ１５を、生体押圧面１３を内側に向けた状態で搭載している。図１５０はＵ字型アーム１７の一方のアームの内側の面と、カフ１５の生体押圧面１３は人体の耳珠２を挟むようにして装着されている状態を示している。ここで、アームの内側とはＵ字型のアームの対峙する側である。

【０７０５】

図１５０に示す、本実施の形態の生体情報測定装置においてU字型アーム１７以外の部分の機能は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の機能と同様である。

【０７０６】

U字型アーム１７は、一方のアームの内側にカフ１５の生体押圧面１３を内側に向けた状態で搭載したカフ１５の生体押圧面１３と、他方のアームの内側の面により耳珠２を挟むように接して保持する機能を有する。

【０７０７】

本実施の形態の生体情報測定装置の動作を説明する。図１５０に示す本実施の形態の生体情報測定装置において、U字型アーム１７以外の部分の動作は、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の動作と同様である。

【０７０８】

本実施の形態の生体情報測定装置は、U字型アーム１７の一方のアームの内側に搭載したカフ１５の生体押圧面１３と、他方のアームの内側の面により人体の耳珠２を挟むように接して装着して、図１３４により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様の動作により、脈動波形を検出する。

【０７０９】

上記においては、本実施の形態の生体情報測定装置が図１３４により説明した生体情報検出回路１１を有する場合を説明したが、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１を有する場合の生体情報検出回路１１の構成、機能、動作は図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１と同様である。

【０７１０】

上記のように、本実施の形態の生体情報測定装置は、U字型アーム１７の一方のアームの内側に生体情報検出回路１１を内蔵したカフ１５を搭載し、カフ１５と他方のアームにより人体の耳珠２を挟み込むように装着して、連続的に、高精度に生体情報を測定できる。

【０７１１】

以上、説明したように、本発明によれば、生体情報を、連続的に、かつ高精度に検出する生体情報測定装置を提供できる。

【０７１２】

本実施の形態の生体情報検出回路は、人体の耳珠を挟み込むU字型のアームと、当該アームの両方の内側に、それぞれ前記耳珠に圧力を印加するカフと、図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、前記生体情報検出回路の発光素子が前記一方のカフに内蔵され、前記生体情報検出回路の受光素子が前記他方のカフに内蔵されている生体情報測定装置である。

【０７１３】

本実施の形態の生体情報測定装置について、生体の血圧測定に適用する場合を例にして添付の図を参照して説明する。本実施の形態の生体情報測定装置は、図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１で、前述のようにカフが２の構成に相当する体情報検出回路を有するが、いずれの場合も生体情報検出回路の構成、機能、動作はそれぞれ図１３４、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１と同様であるので、代表例として、図１３４により説明した生体情報検出回路１１のカフ１５が２の構成に相当する図１３５により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１を有する場合について説明する。

【０７１４】

図１５１は本実施の形態の生体情報測定装置の構成を示す図である。図１５１において、生体情報検出回路１１およびカフ１５は図１３５により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様の構成であり、U字型アーム１７は、一方のアームの内側に発光素子２１を内蔵するカフ１５を、生体押圧面１３を内側に向けた状態で搭載し、他方のアームの内側に受光素子２３および遮光構造３１を内蔵するカフ１５を、生体押

圧面１３を内側に向けた状態で搭載している。図１５１はＵ字型アーム１７の両方のアームの内側に搭載された各々のカフ１５の生体押圧面１３が人体の耳珠２を挟むように接して装着されている状態を示している。ここで、アームの内側とはＵ字型のアームの対峙する側である。

【０７１５】

図１５１に示す、本実施の形態の生体情報測定装置においてＵ字型アーム１７以外の部分の機能は、図１３５により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の機能と同様である。

【０７１６】

Ｕ字型アーム１７は、一方のアームの内側に搭載した発光素子２１を内蔵するカフ１５の生体押圧面１３と、他方のアームの内側に搭載した受光素子２３および遮光構造３１を内蔵するカフ１５の生体押圧面１３により人体の耳珠２を挟むように接して保持する機能を有する。

【０７１７】

本実施の形態の生体情報測定装置の動作を説明する。図１５１に示す本実施の形態の生体情報測定装置において、Ｕ字型アーム１７以外の部分の動作は、図１３５により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５の動作と同様である。

【０７１８】

本実施の形態の生体情報測定装置生体情報測定装置は、Ｕ字型アーム１７の両方のアームの内側に搭載した各々のカフ１５の生体押圧面１３により、人体の耳珠２を挟むように接して装着して、図１３５により説明した実施の形態の生体情報検出回路１１およびカフ１５と同様の動作により、脈動波形を検出する。

【０７１９】

上記においては、本実施の形態の生体情報測定装置が、図１３５により説明した生体情報検出回路１１を有する場合を説明したが、図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１で、前述のようにカフが２の構成に相当する生体情報検出回路を有する場合は、生体情報検出回路の構成、機能、動作は図１３８から図１４９により説明したいずれかの生体情報検出回路１１と同様である。

【０７２０】

上記のように、本実施の形態の生体情報測定装置は、生体情報検出回路１１の発光素子２１をＵ字型アーム１７の一方のアームの内側に搭載したカフ１５内に内蔵し、生体情報検出回路１１の受光素子２３および遮光構造３１をＵ字型アーム１７の他方のアームの内側に搭載したカフ１５内に内蔵し、両方のカフ１５により人体の耳珠２を挟み込むように装着して、連続的に、高精度に生体情報を測定できる。

【０７２１】

以上、説明したように、本発明によれば、生体情報を、連続的に、かつ高精度に検出する生体情報測定装置を提供できる。

【０７２２】

次に本実施の形態の生体情報測定装置についてより具体的に説明する。

【０７２３】

図１５２に示す本実施の形態の生体情報測定装置は、図１５０の例において、発光素子２１としてＧａＡｓの赤外発光ダイオードを用い、その発光素子２１上に可視光カットフィルタ、エポキシ樹脂による直径１ｍｍのレンズ４２を設けている。この場合の発光波長は、０．９ｍｍの近赤外光とする。

【０７２４】

このレンズ４２により発光ダイオードからの出射光のモードフィールドは、レンズ出射直後で約１ｍｍ、そこから指向特性として指向半値角±１５度と比較的狭い角度で生体に向けて出射する。筐体１２は直径１０ｍｍの円形のものを用い、カフ１５として近赤外域の光に対して透明なシリコーン樹脂製のものを筐体に接着したものを用いる。あるいは筐体１２への固定をＯリングで行ってもよい。その時には、カフのような消耗しやすいもの

を容易に交換できるという利点が生ずる。ここでレンズ表面から耳珠表面までの距離を２ｍｍとすると、耳珠表面における出射光のモードフィールドは、１．５ｍｍ程度以下となりカフ１５の直径１０ｍｍに対して十分小さい。よってカフ１５により圧力を耳珠に加えた際に、圧力がより均一に加えられた生体のみに向かって光を出射することができる。

【０７２５】

受光素子２３としては、ＳｉフォトトランジスタをＳｉフォトトランジスタを用いる。そして発光素子２１と同様に、可視光カットフィルタ、エポキシ樹脂による直径１ｍｍのレンズ４３を受光素子２３上に設けている。シリコンのフォトトランジスタの分光感度特性は０．６ｍｍ～０．９７ｍｍに及ぶが、この可視光をカットする樹脂の効果により、分光感度特性の波長依存性は、０．７６ｍｍ～０．９７ｍｍの範囲であり０．８７ｍｍにピークを持つ。その結果、可視光に対する分光感度が低く、外光等の影響を低く押さえることができる。この受光素子２３の指向特性を調べた所、半値角で±３０度であった。生体への出射光は狭い領域に出射されているが、生体内部で散乱した光が広い角度から受光される可能性がある。そのためさらに受光素子２３上には遮光構造３１とアパーチャ４１を設置した。なお発光素子２１と受光素子２３との距離は、中心間距離で２ｍｍ、Ｓ／Ｎを改善するためにレンズの設置場所をやや内側にして、発光素子２１から出射する光は受光素子２３側に向くようにしている。

【０７２６】

一方、図１５２から、レンズ、アパーチャ、遮光構造３１を除いたものを、比較対照実験のために作製した。その構造を図１５３に示す。

【０７２７】

まず、図１５３の生体情報検出回路を用い血圧測定を行った。空気パイプ１４から筐体１２内に空気を供給して耳珠２を２００ｍｍＨｇまで加圧した後に減圧して、図１３６と同様の脈動波形７５を取得したところ、脈動波形の立ち上がりＴ１と、脈動波形の最大値Ｔ２が共に不明瞭な脈動波形が得られた。またＴ１とＴ２との間の領域で図１３７（Ｂ）のような波形が得られた。以上の結果は、カフの中央付近に接しカフの内部圧と同程度の圧力を印加されている部分Ｃと、カフのより周辺付近に接しカフの内部圧より低い圧力を印加されている部分Ｄとの両方からの光信号が重畳した結果、脈動波形が不明瞭になったと考えられる。この結果、血圧測定の結果として、最高血圧、平均血圧または最低血圧の測定精度が劣化すると考えられる。

【０７２８】

一方、図１５２の構造の生体情報検出回路を用いて同様に血圧測定を行った。その結果、図１３６（Ａ）のような、立ち上がりＴ１や最大値Ｔ２が明瞭な脈動波形が得られた。またＴ１とＴ２との間の領域で図１３７（Ａ）のような波形が得られた。これは前述のＤ部からの光信号がアパーチャ４１により受光されず、Ｄ部のみからの光信号を受光した結果であると考えられる。この結果、血圧測定の結果として、最高血圧、平均血圧または最低血圧が良い精度で求められた。

【０７２９】

上記実施例においては、近赤外域の波長０．９ｍｍ付近の例を示したが、使用する波長域はこれに限定されるものではない。半導体レーザとしては、０．６５ｍｍ～１．００ｍｍの波長帯では、ＣＤピックアップ素子に組み込まれている半導体レーザ素子、具体的には０．６５ｍｍ付近のＡｌＧａＩｎＰ系や、０．７８ｍｍ付近のＧａＡｌＡｓ系の半導体レーザを用いることができる。あるいは、レーザダイオード素子で波長０．６５ｍｍ付近のＧａＡｓＰ系のもの、０．７ｍｍ付近のＧａＰ（Ｚｎ，Ｏ）系のもの、０．７５ｍｍ付近のＡｌＧａＡｓ系のものも用いることができる。１．００～１．７０ｍｍ付近の波長帯では、光通信器に組み込まれている半導体レーザ、具体的には、ＩｎＧａＡｓＰ系の半導体レーザ等を用いることができる。

【０７３０】

また受光素子としても上記のようなＳｉフォトトランジスタを用いてもよいし、フォトトランジスタを用いてもよい。可視光を用いた時には、ブルーセンシティブフォトダイオ

ード等を使用してもよい。

【０７３１】

他の実施例についても個々に具体例を挙げることが可能である。例えば図１４９のように発光素子２１として端面発光型レーザ、あるいは面発光型レーザを用いた時には、光出射部における光のモードフィールド径は、各々１ｍｍ、１０ｍｍと狭く、光の出射角度（ファーフィールドパターン）は、典型的な値として両者共に例えば±１３度であるから、レンズ無しでも十分に狭い出射角度となる。その結果図１５２のものと全く同様の効果を得ることができる。

【０７３２】

なお、実施の形態６における生体情報検出回路は、本願明細書の全ての実施の形態における生体情報を測定する装置（血圧計を含む）に適用できる。

【０７３３】

以上説明したように、実施の形態６の生体情報検出回路は、生体へ照射する照射光を絞って、生体の目的とする位置へ照射する手段を備え、また、生体の目的とする位置からの散乱光を選択的に受光する手段を備えることによって、散乱光から生体情報を高精度に検出する。さらに、本発明の生体情報測定装置は、前記生体情報検出回路を備え耳珠に装着して、生体情報を連続的に測定することができる。

【０７３４】

また、実施の形態６の生体情報検出回路は、受光素子の前面に、前記受光素子への入射光角度を制限する遮光構造を含むことにより、生体の目的とする位置の方向からの前記散乱光を選択的に受光し、生体の目的としない位置の方向からの散乱光を受光しないので、散乱光により高精度に脈動波形を検出できる。

【０７３５】

また、遮光構造として、受光素子の前面に設けられたフードを用いることにより、生体の目的とする位置の方向からの散乱光を選択的に受光し、生体の目的としない位置の方向からの散乱光を受光しないので、散乱光により高精度に脈動波形を検出できる。

【０７３６】

また、受光素子の前面に、前記受光素子への入射光角度を制限するアパーチャを有する遮光構造を含む生体情報検出回路とすることにより、生体の目的とする位置の方向からの前記散乱光を選択的に受光し、生体の目的としない位置の方向からの散乱光を受光しないので、散乱光により高精度に脈動波形を検出できる。

【０７３７】

また、受光素子の前面に、散乱光のうち前記生体の特定の位置からの散乱光を前記受光素子の受光面に集光するレンズを含む生体情報検出回路とすることにより、生体の目的とする位置の方向からの前記散乱光を選択的に受光し、生体の目的としない位置の方向からの雑音となる散乱光を受光しないので、散乱光により高精度に脈動波形を検出できる。

【０７３８】

また、発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限する遮光構造を含む生体情報検出回路とすることにより、生体の目的とする位置以外の方向へ出射する出射光を遮光し、生体の目的とする位置以外を照射しないので、生体の目的とする位置により照射光が散乱された散乱光により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０７３９】

また、発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限するフードを含む生体情報検出回路とすることにより、生体の目的とする位置以外を照射する照射光を遮光するので、生体の目的とする位置以外による照射光の散乱を防止し、生体の目的とする位置のみの散乱光により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０７４０】

また、発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限するアパーチャを有する遮光構造を含む生体情報検出回路とすることにより、生体の目的とする位置以外を照射する照射光を遮光するので、生体の目的とする位置以外による照射光の散乱を防止し、生

体の目的とする位置のみの散乱光により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０７４１】

また、発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光を前記生体の特定の位置に集光するレンズを含む生体情報検出回路とすることにより、前記発光素子からの出射光が生体の目的とする位置を選択的に照射するので、生体の目的とする位置以外による照射光の散乱を防止し、生体の目的とする位置のみの散乱光により、高精度に脈動波形を検出できる。

【０７４２】

また、端面発光型レーザ又は面発光レーザにより生体の一部に光を照射し、前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を前記受光素子による受光することにより、容易に、低消費電力で、高精度に脈動波形を検出できる。

【０７４３】

また、生体情報検出回路を、耳珠を挟み込むＵ字型のアームの一方の内側に設けたカフ内に搭載して生体情報測定装置を構成することにより、連続的に、高精度に生体情報を測定できる。ここで、Ｕ字型のアームの内側とは、Ｕ字型のアームの対峙する側である。

【０７４４】

また、生体情報検出回路の発光素子および受光素子の各々を、耳珠を挟み込むＵ字型のアームの両方の内側に設けた各々のカフ内に搭載して生体情報測定装置を構成することにより、連続的に、高精度に生体情報を測定できる。

【０７４５】

以上の通り、本実施の形態によれば、端面発光型レーザ又は面発光レーザの光発光素子により生体の目的とする位置を選択的に照射し、また生体の目的とする位置からの散乱光を選択的に受光することにより、小型、低電力で、高精度に生体情報を検出できる生体情報検出回路を提供できる。

【０７４６】

さらに、前記生体情報検出回路を、耳珠を挟み込むカフに搭載することにより、連続的に簡易に生体情報を測定できる生体情報測定装置を提供できる。

【０７４７】

（実施の形態７）

さて、これまでに種々説明したような、耳道部で生体情報を計測する装置を実現する場合、耳道が計測部でふさがれるため、生体情報を計測する際の、計測結果、計測の開始、計測中、などの情報を生体情報計測装置から被測定者に通知することができなくなるという問題がある。

【０７４８】

そこで、本実施の形態では、耳道部に装着する耳計測部（例えば図１に示すもの）に、例えば図２４に示したような音響部（スピーカ部）を備えた構成を利用して、計測した生体情報を被測定者に通知する。

【０７４９】

このような耳計測部を血圧計として用いる場合における、耳計測部に接続される本体部の構成例を図１５４に示す。図１５４に示す本体部は、カフに空気を送って膨張させる加圧部、膨張したカフ内から一定の割合で空気を排気してカフを減圧する減圧部、及びカフ内圧力を検出する圧力検出部からなる空気系と、さらに発光素子を駆動する発光回路、発光素子の動脈照射によって得られる脈波信号を検出する脈波回路、本実施の形態における音信号を発生するための音源部、及びこれらを制御する制御部が一つの筐体内に高密度に実装されて、胸ポケットに入る程度の大きさとなっている。本体部は、更に表示部、記憶部、時刻管理部、電池等を備えている。また、この本体部は、耳計測部と一体として構成することもできる。この音源部から種々の音信号を発生させる。

【０７５０】

例えば、制御部が血圧の計測終了を検知すると、その結果が音源部に通知され、音源部はその結果に基づき、例えば「最高血圧は１２０、最低血圧は８０」などといった音声をスピーカ部から発生させるための電気信号を生成してスピーカ部に送る。これにより、ス

ピーカ部は「最高血圧は１２０、最低血圧は８０」を音声で被測定者に通知する。

【０７５１】

また、制御部が計測の開始あるいはその予告を音源部に通知することにより、計測を開始することを被測定者に通知することもできる。例えば、「いまから血圧を測定します」や時報のような「プッ、プッ、プッ、ピッーン」などの音で通知する。

【０７５２】

このように、計測の開始を予告あるいは通知することにより、被測定者が静止、立位、座位等予め取り決めた姿勢、状態をとることができ、体動等によるノイズを低減し、より確実に血圧等を測定することが可能となる。

【０７５３】

更に、計測の途中であることを被測定者に通知することもできる。例えば「測定中」や脈拍のような「プッ、プッ、．．．」といった音で通知する。

【０７５４】

また、測定が与える精神的負荷を低減する（被測定者をリラックスさせる）ような音楽を音源部に蓄積しておき、それを計測中に被測定者に聞かせることもできる。これにより、計測が被測定者に与える精神的負荷を低減することが可能となる。なお、この場合、音源部を用いる代わりに無線受信部を備え、無線受信部が受信した音楽を被測定者に聞かせるようにしてもよい。

【０７５５】

また、所定の時間を記憶部に設定しておき、時刻管理部が、その情報を参照し、設定した時間（例えば就寝時間）になったら制御部に通知し、制御部が、計測が開始されても音を発生させないように制御を行うよう構成してもよい。これにより、就寝中等の時間は消音することができる。

【０７５６】

また、音のボリュームを設けることにより音量を変えるようにしてもよい。これにより、夜間や静かな場所等の外音が小さな場合のために、音の大きさを小さくしたり、人ごみやうるさい塲所等の外音が大きな場合のために、音の大きさを大きくすることができる。

【０７５７】

また、生体情報計測装置にマイクロフォンを備えて、外部の音の大きさを計測し、外部の音に応じて音量を自動的に調節することも可能である。例えば、外部の音が予め定めた音より大きい場合には音量を上げ、予め定めた音より小さい場合には音量を下げる。

【０７５８】

本実施の形態の音で通知を行う構成は、耳道部に装着する耳計測部を有する生体情報計測装置に限らず適用でき、これまでに説明した全ての実施の形態における生体情報を計測するための装置に適用可能である。例えば、図９６に示すように、外耳の一部を挟んで計測を行う耳計測部にスピーカを備えて本実施の形態で説明した音の通知を行うことができる。

【０７５９】

なお、音は本体部から発生させることもできるが、生体情報のようなプライバシーに関わる情報については他人に聞かれないことが望ましいので、耳に近接した耳計測部から、被測定者のみが聞けるような音を発生させることが好ましい。

【０７６０】

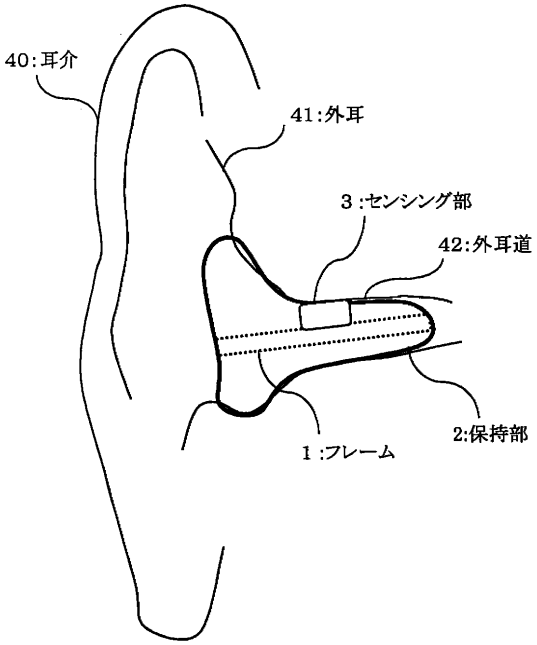
なお、本明細書においてある実施の形態で説明されている、生体情報を測定するための装置を保持するための機構、その他の特徴的な機構については、他の実施の形態における生体情報を測定するための装置にも適宜適用できることはいうまでもない。

【０７６１】

なお、本発明は、上記の実施の形態に限定されることなく、特許請求の範囲内において種々変更・応用が可能である。

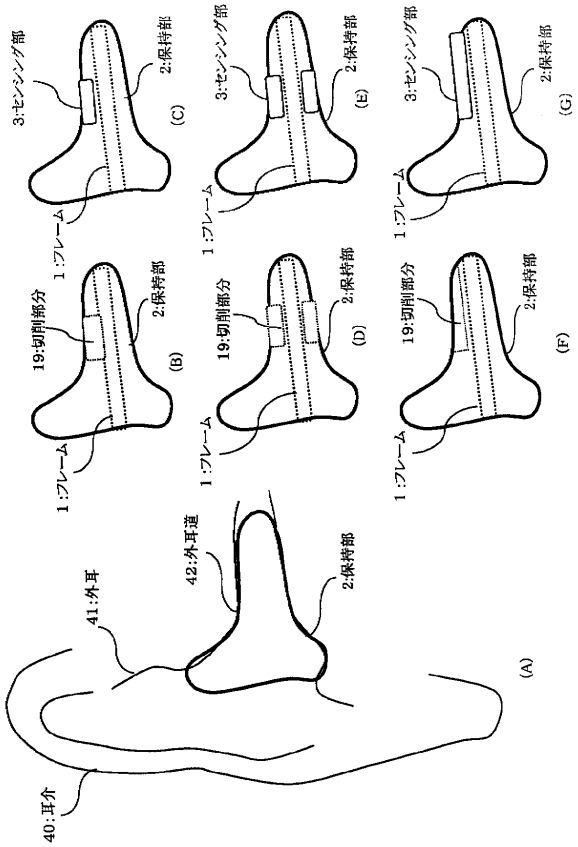
【図１】

[図1]



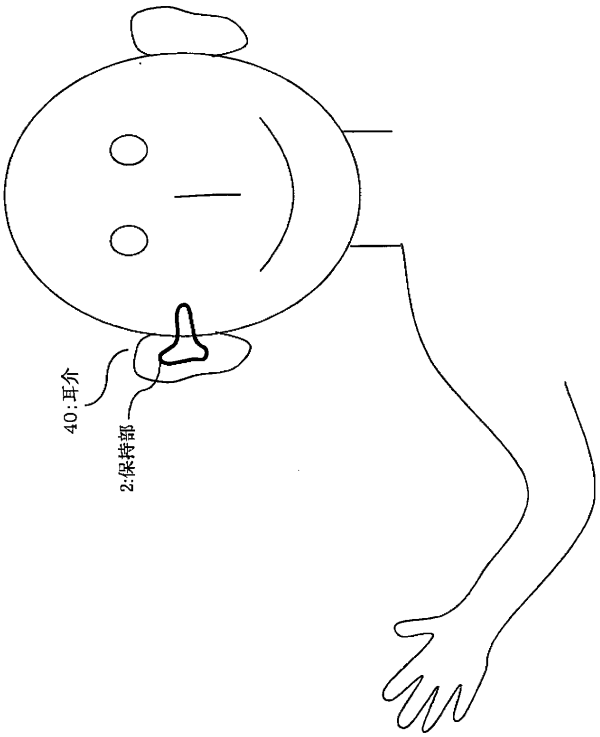
【図２】

[図2]



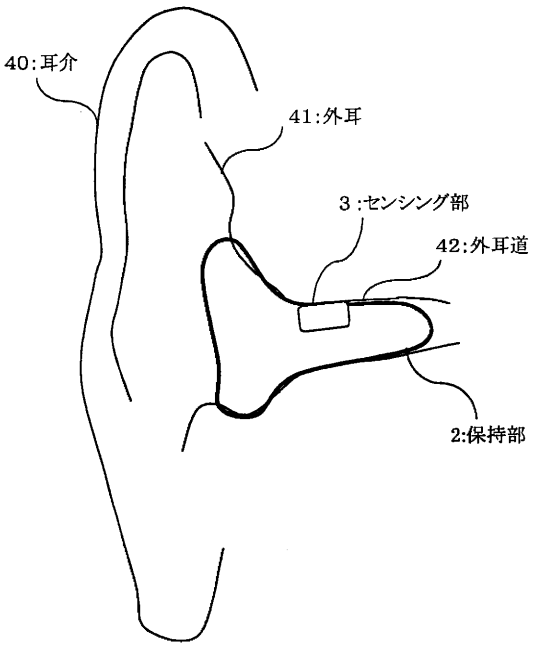
【図３】

[図3]

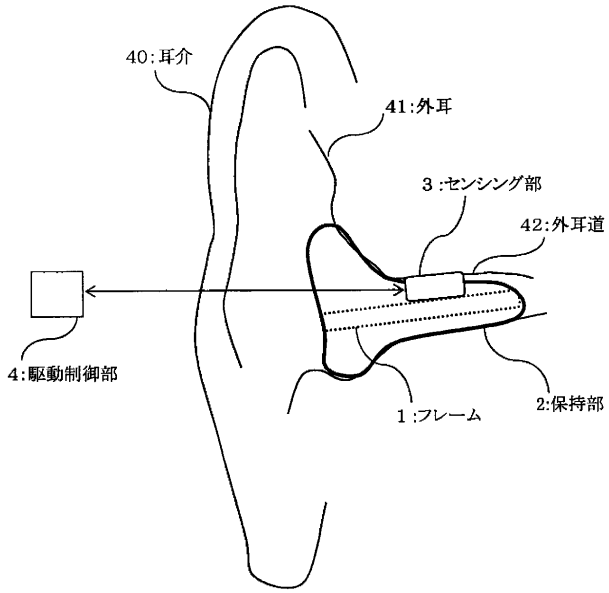


【図４】

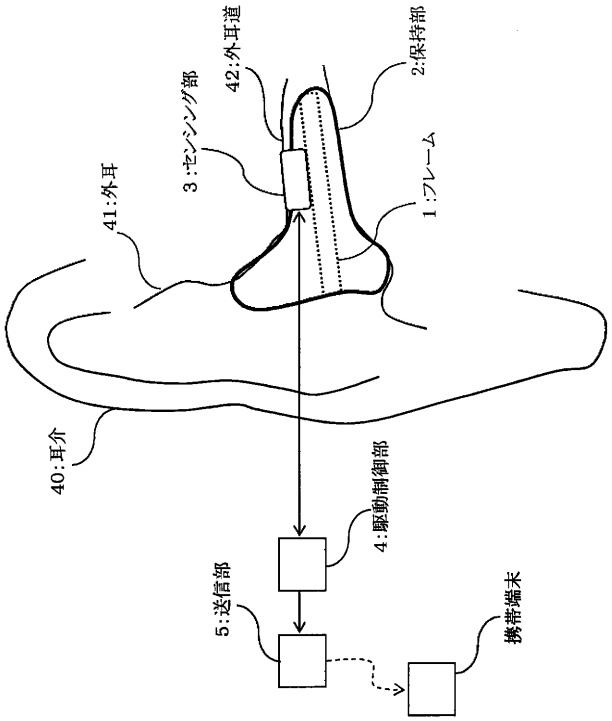
[図4]



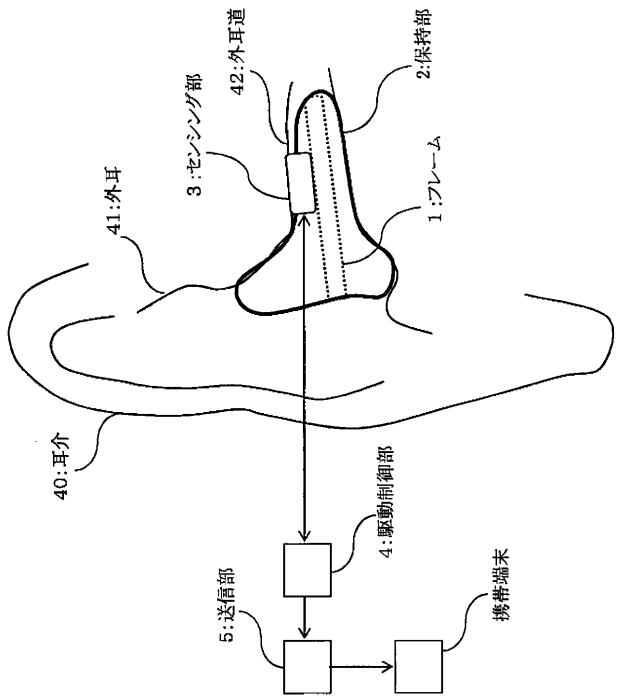
【図５】
[図5]



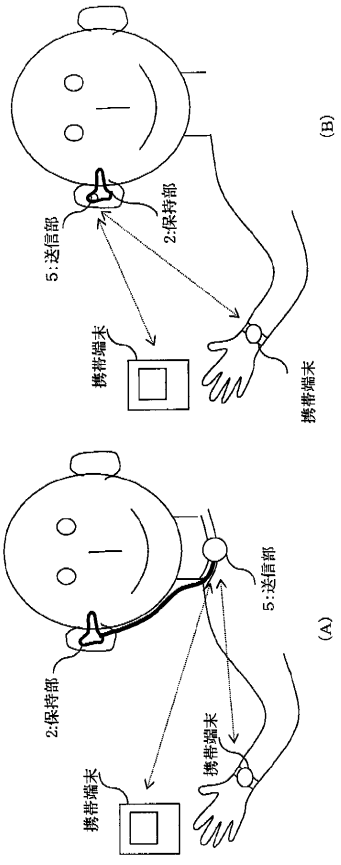
【図６】
[図6]



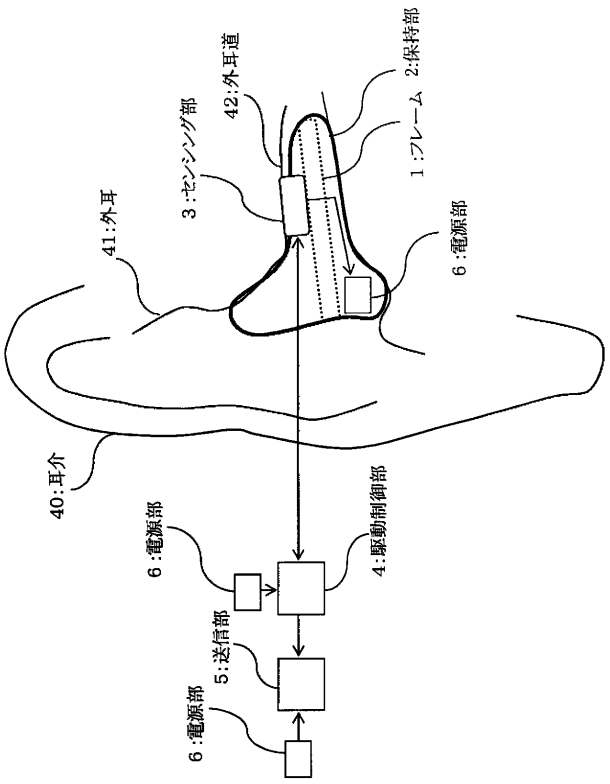
【図７】
[図7]



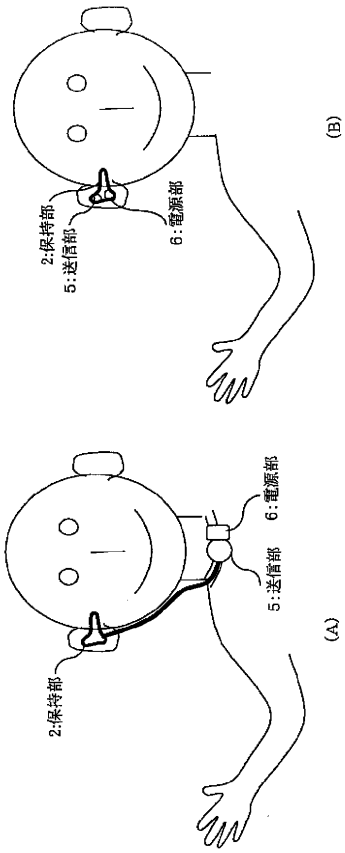
【図８】
[図8]



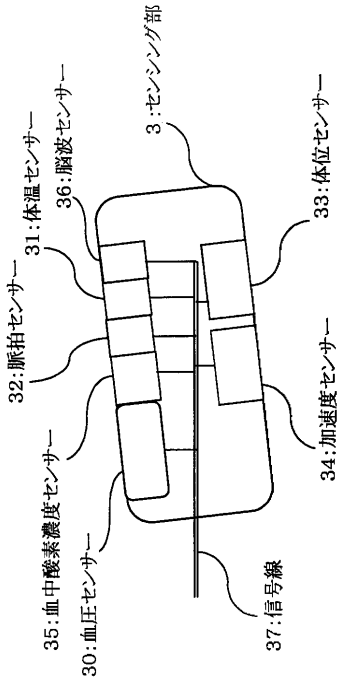
【図９】
[図9]



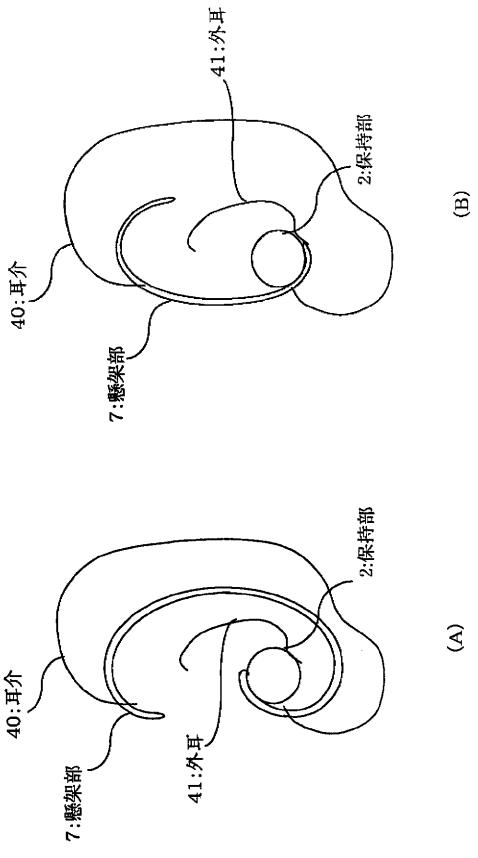
【図１０】
[図10]



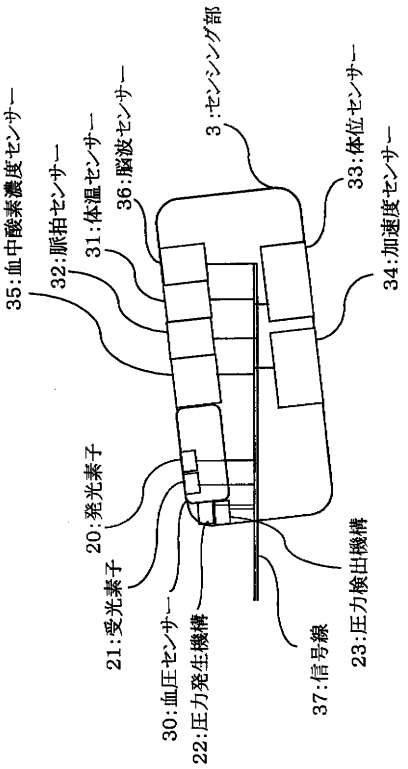
【図１１】
[図11]



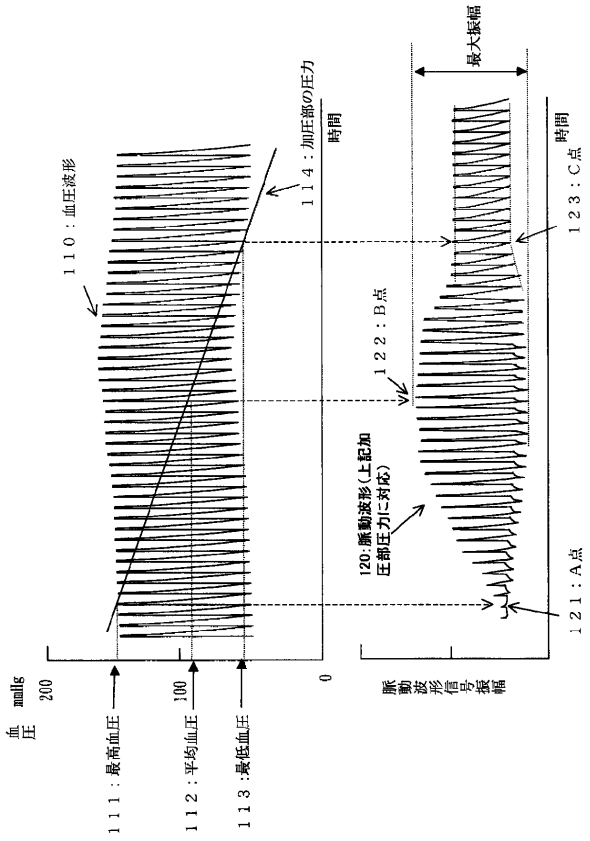
【図１２】
[図12]



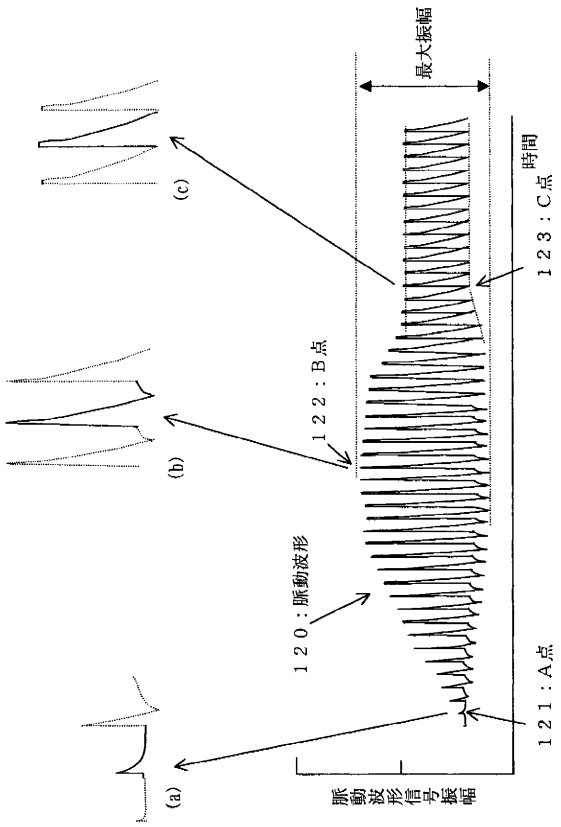
【図１３】
[図13]



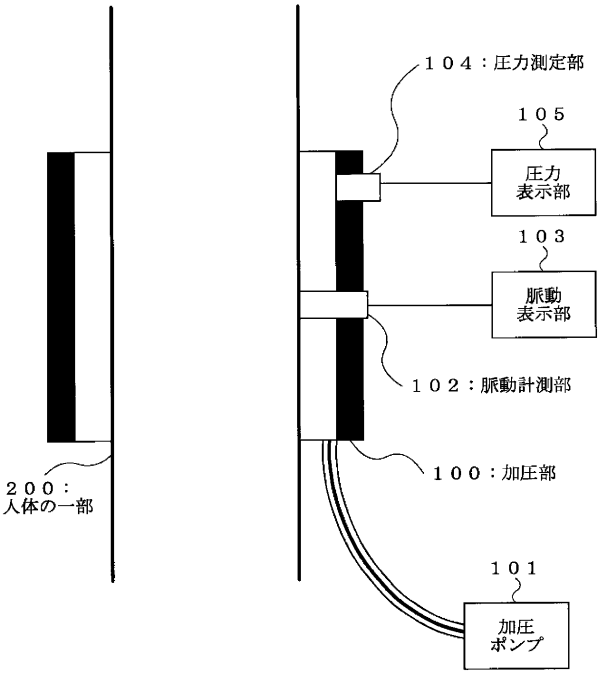
【図１４】
[図14]



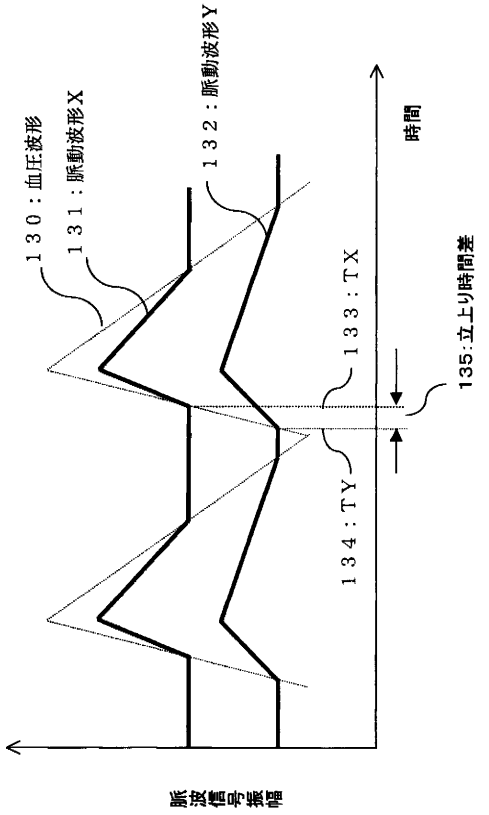
【図１５】
[図15]



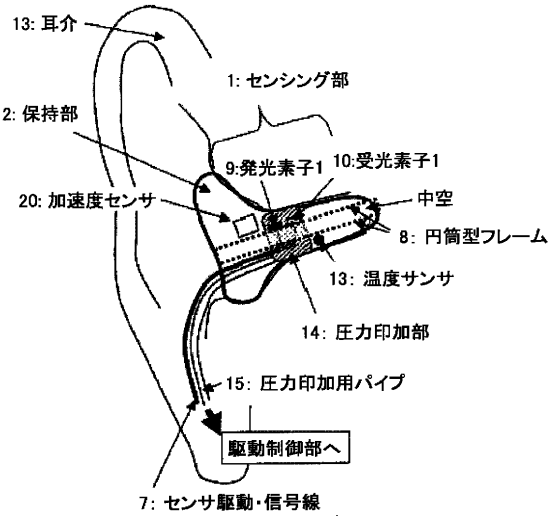
【図１６】
[図16]



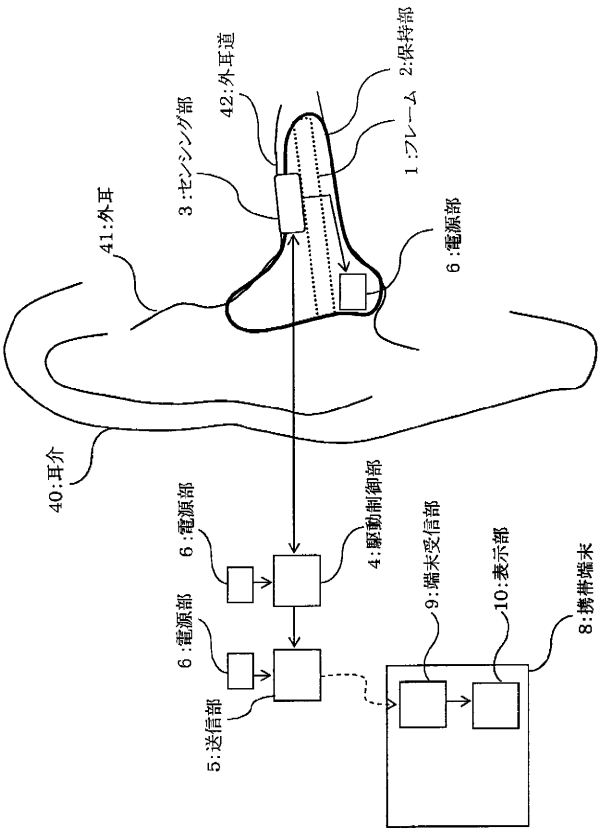
【図１７】
[図17]



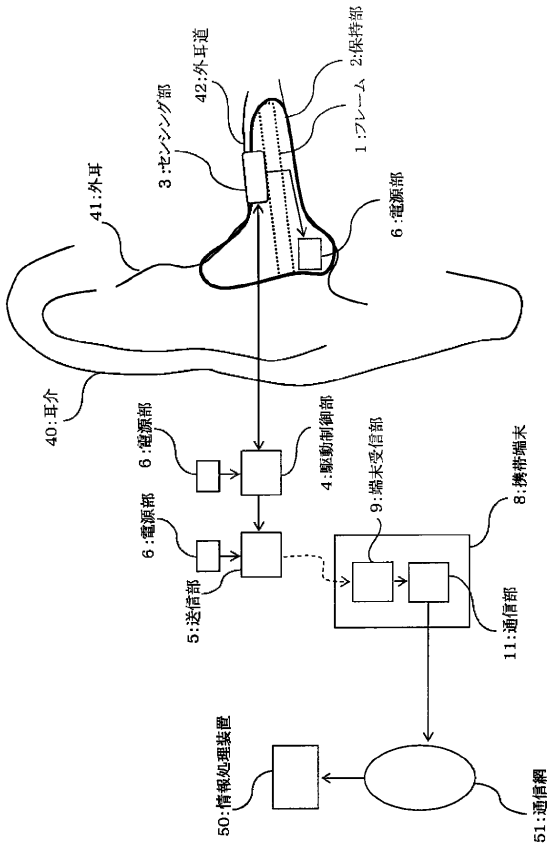
【図１８】
[図18]



【図１９】
[図19]

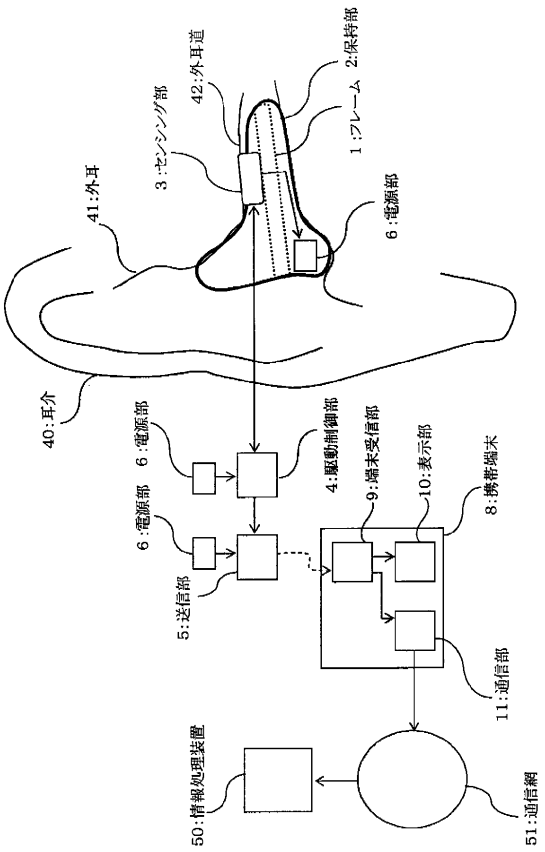


【図２０】
[図20]



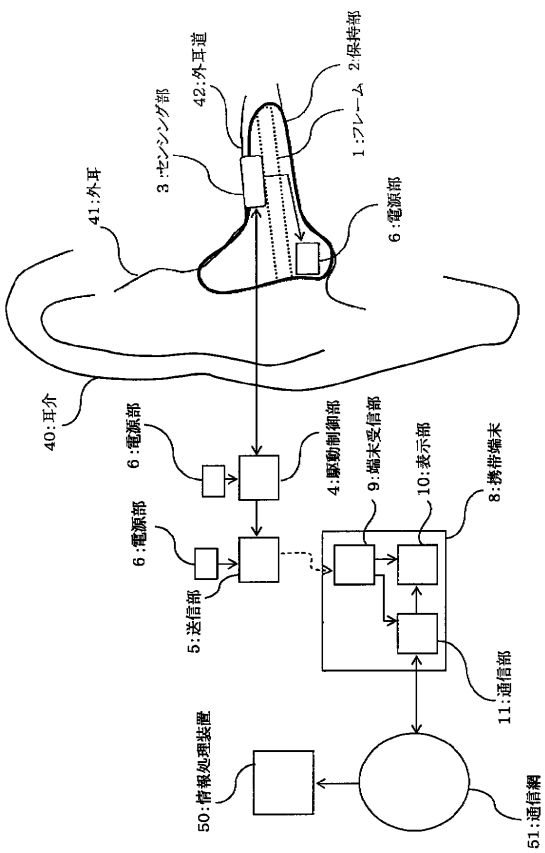
【図２１】

[図21]



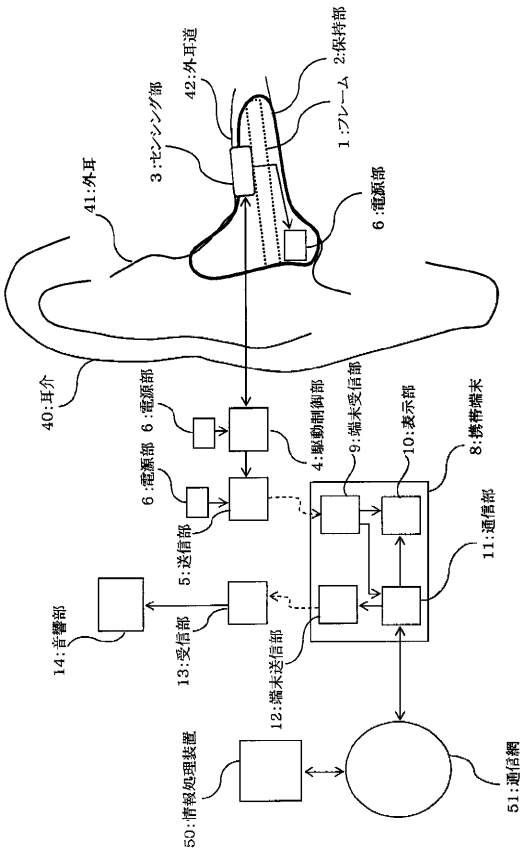
【図２２】

[図22]



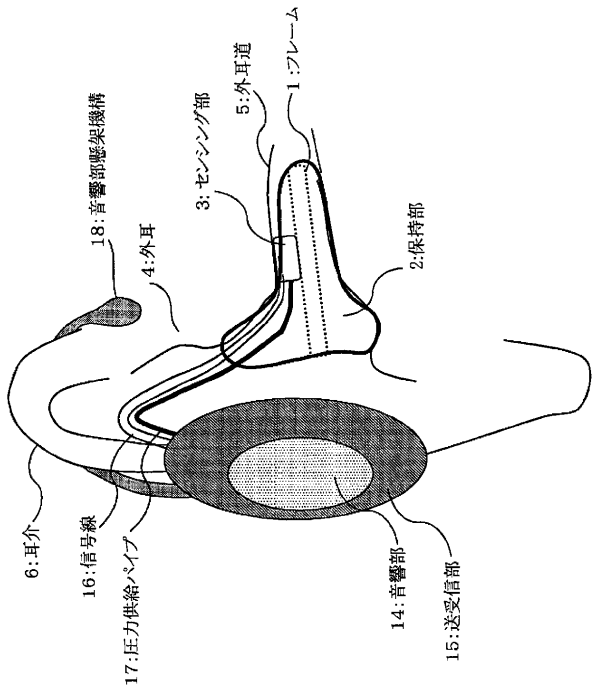
【図２３】

[図23]



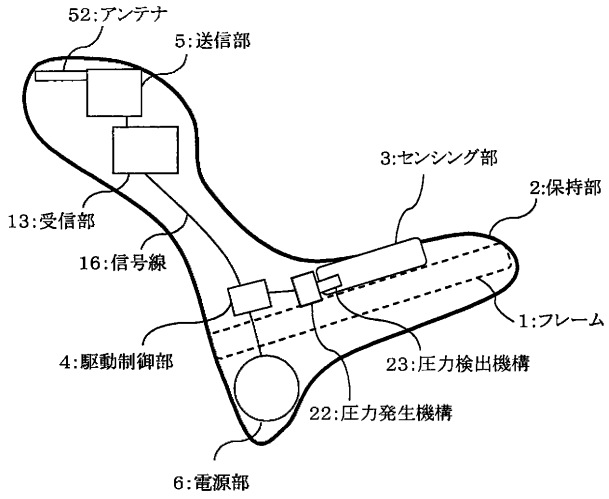
【図２４】

[図24]



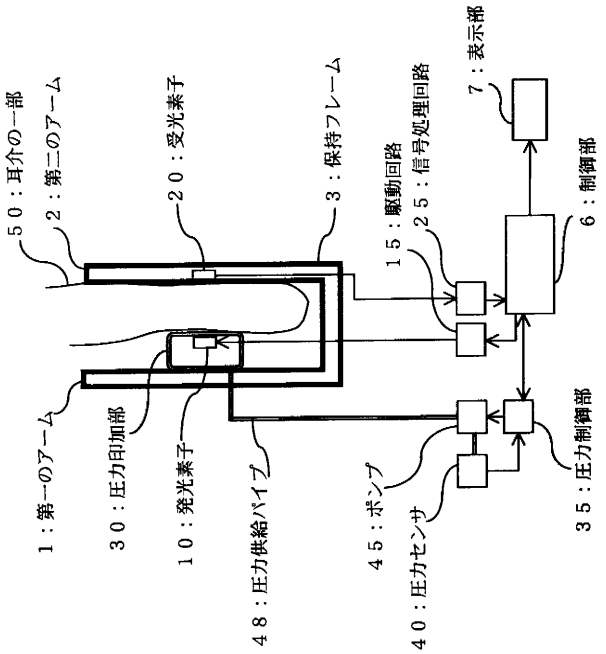
【図２５】

[図25]



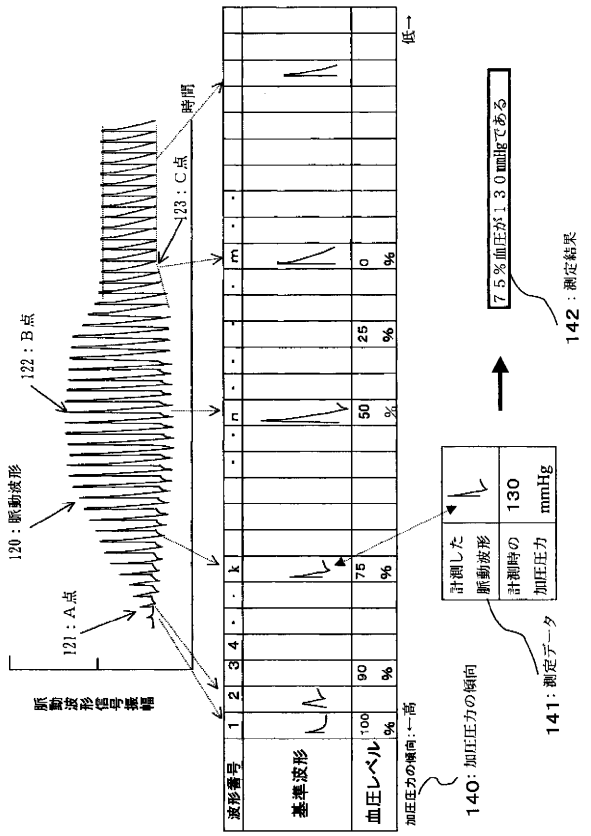
【図２６】

[図26]



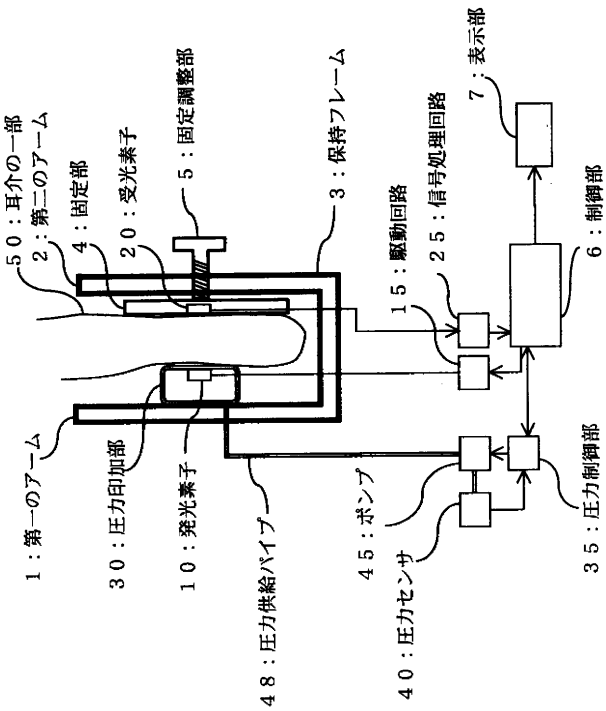
【図２７】

[図27]



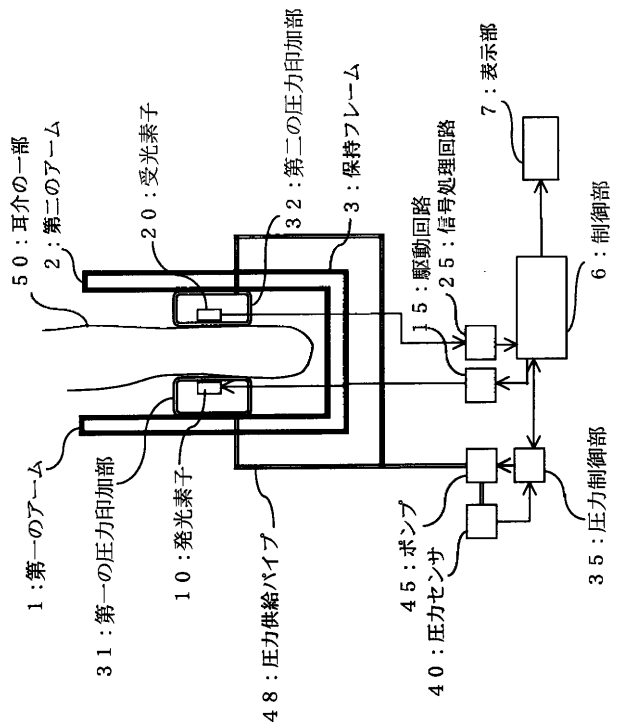
【図２８】

[図28]



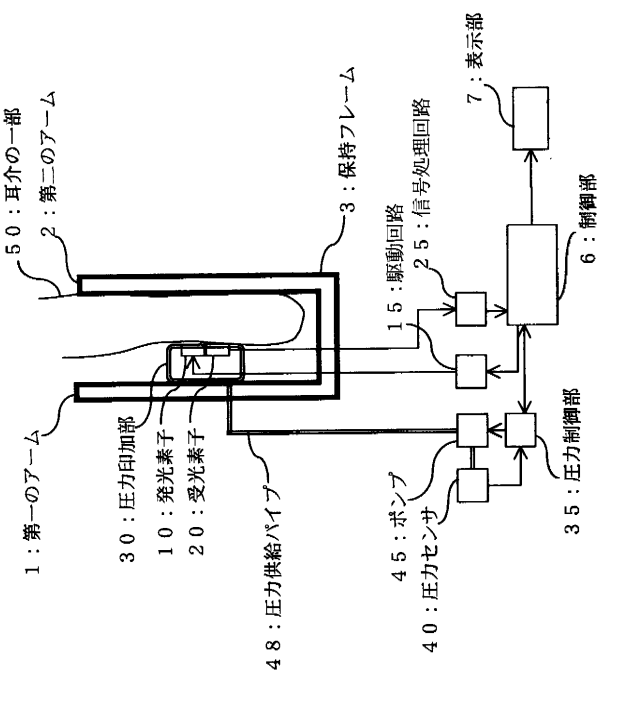
【図２９】

[図29]



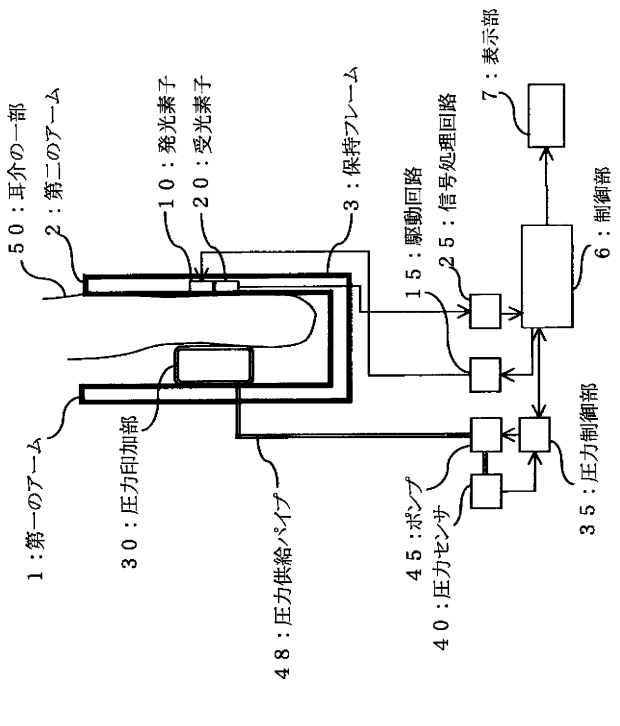
【図３０】

[図30]



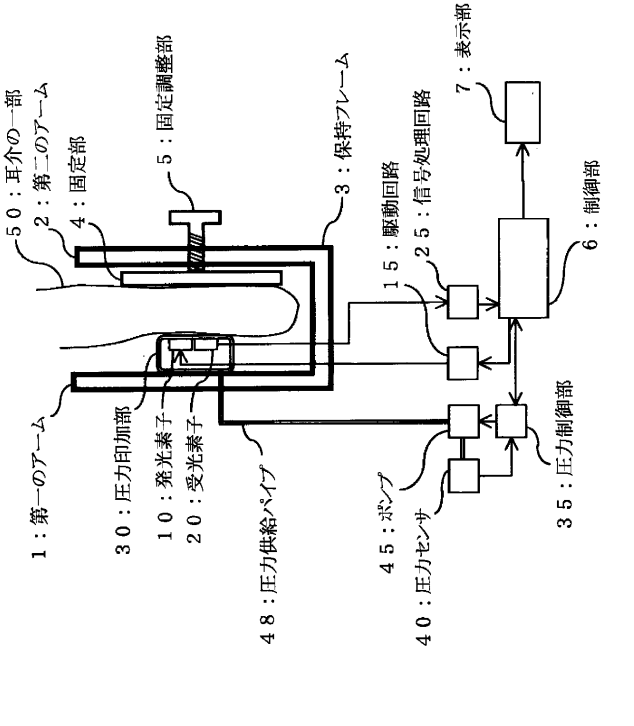
【図３１】

[図31]



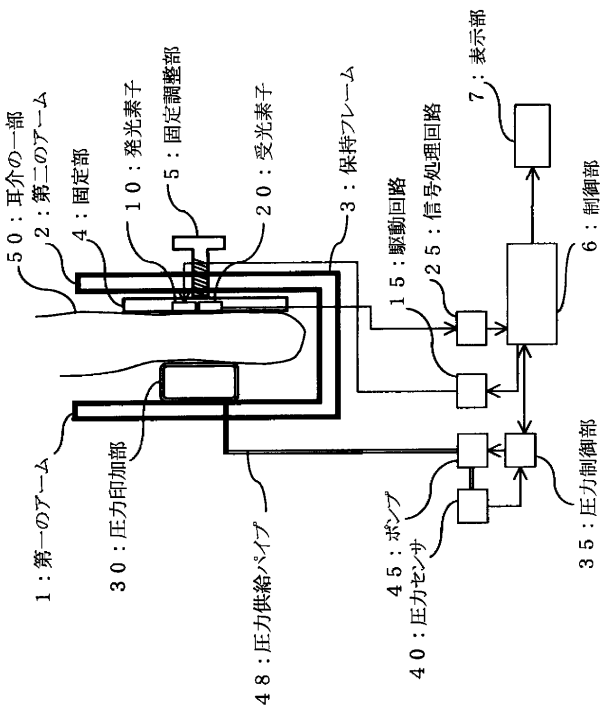
【図３２】

[図32]



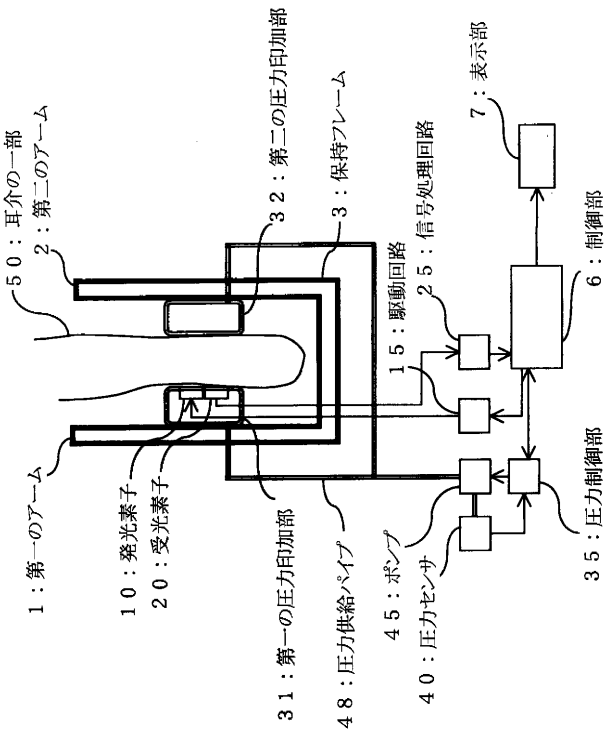
【図３３】

[図33]



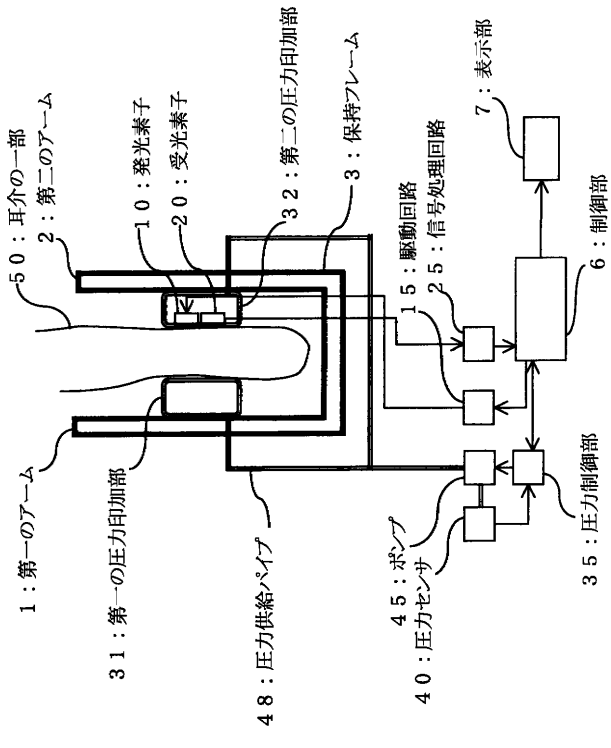
【図３４】

[図34]



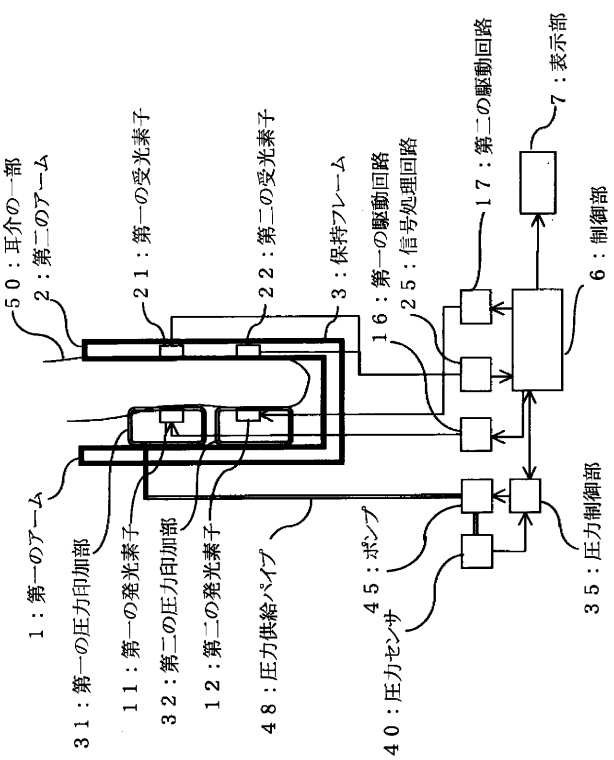
【図３５】

[図35]



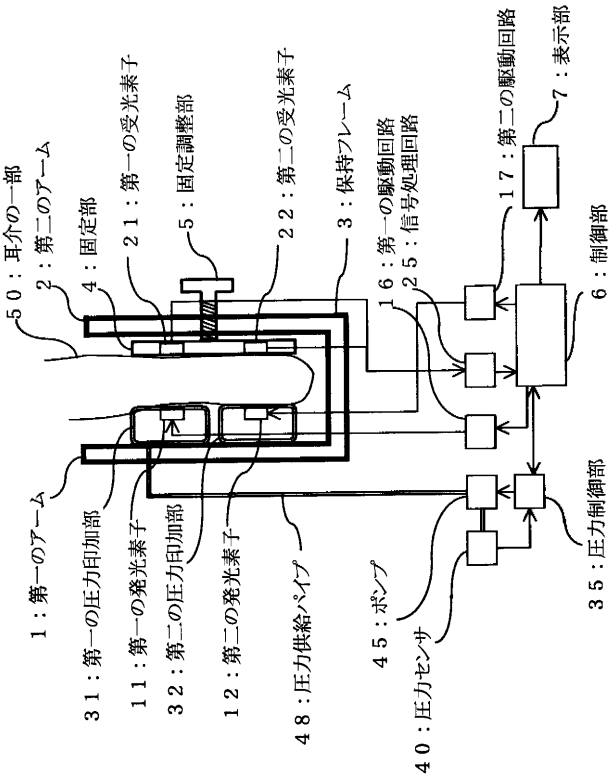
【図３６】

[図36]



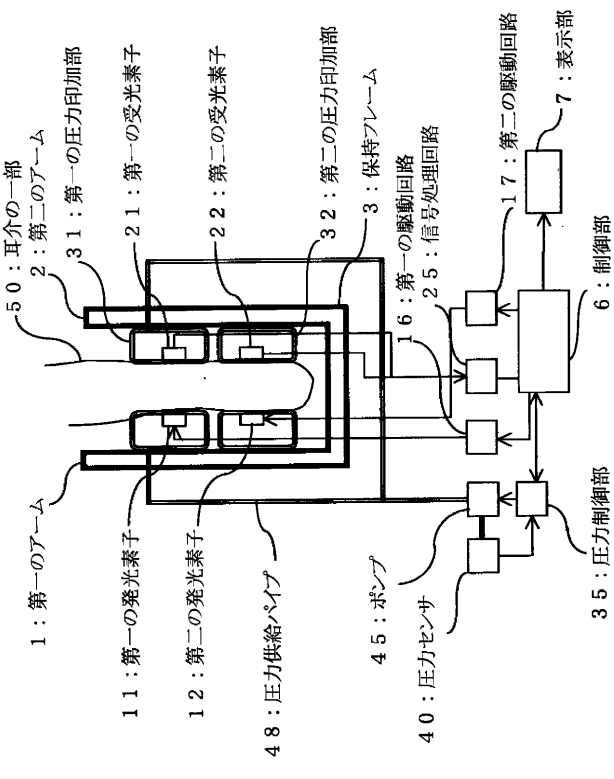
【図３７】

[図37]



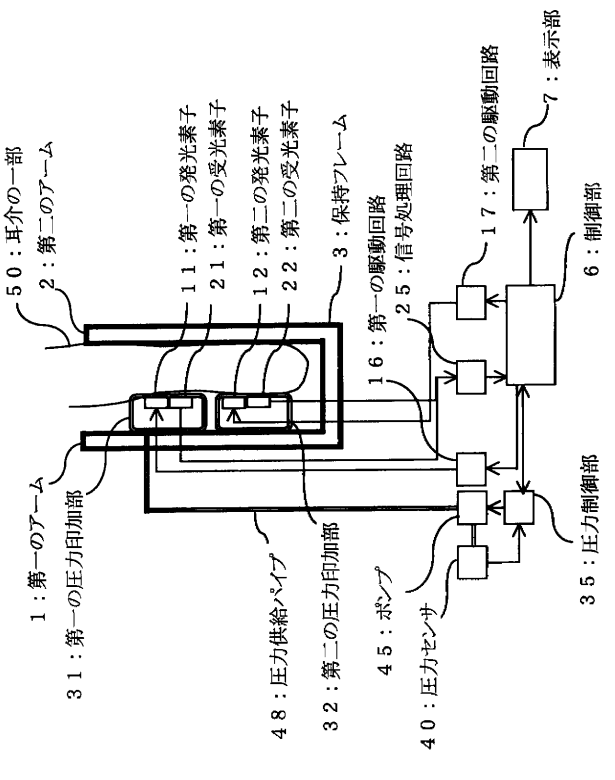
【図３８】

[図38]



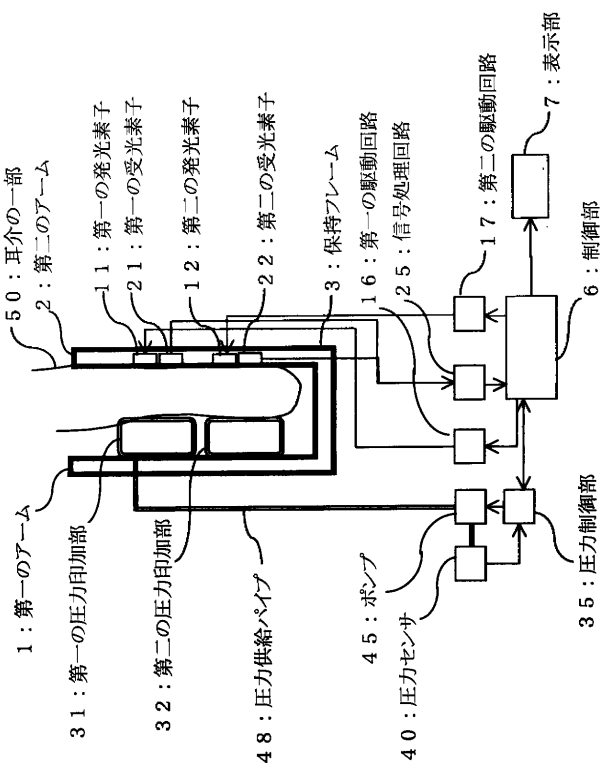
【図３９】

[図39]



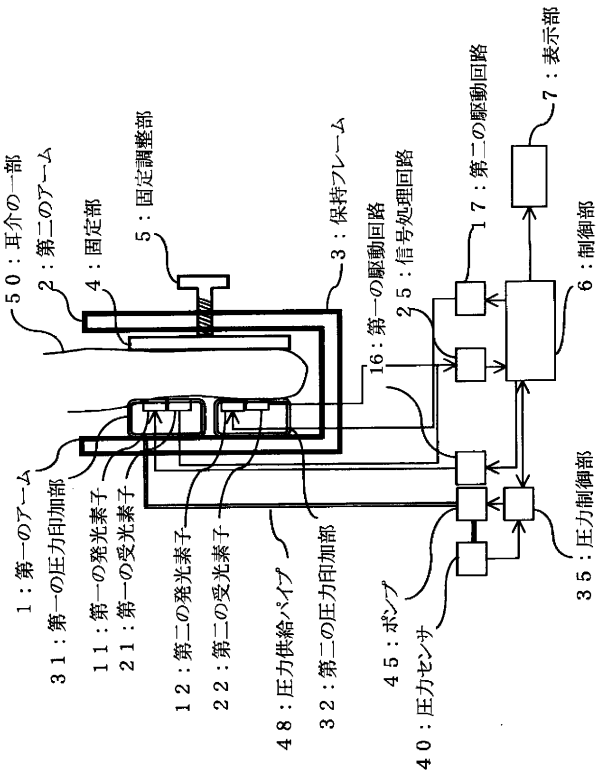
【図４０】

[図40]



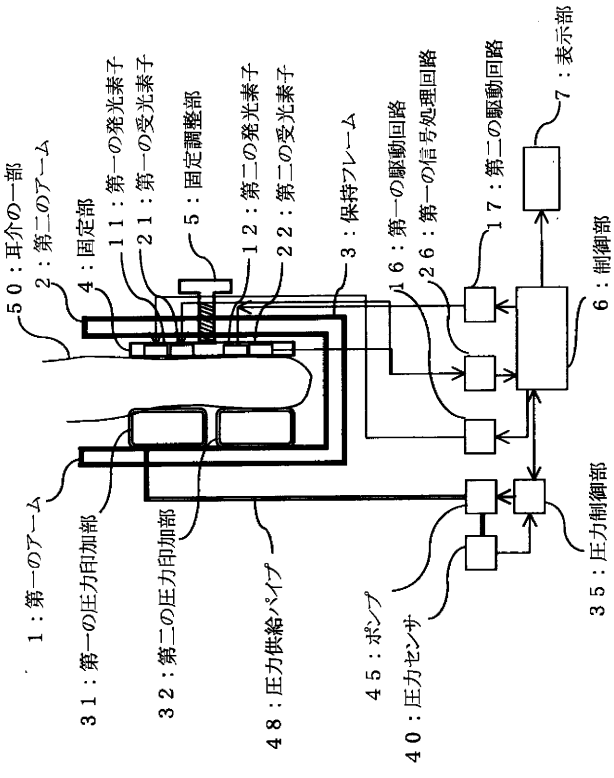
【図４１】

[図41]



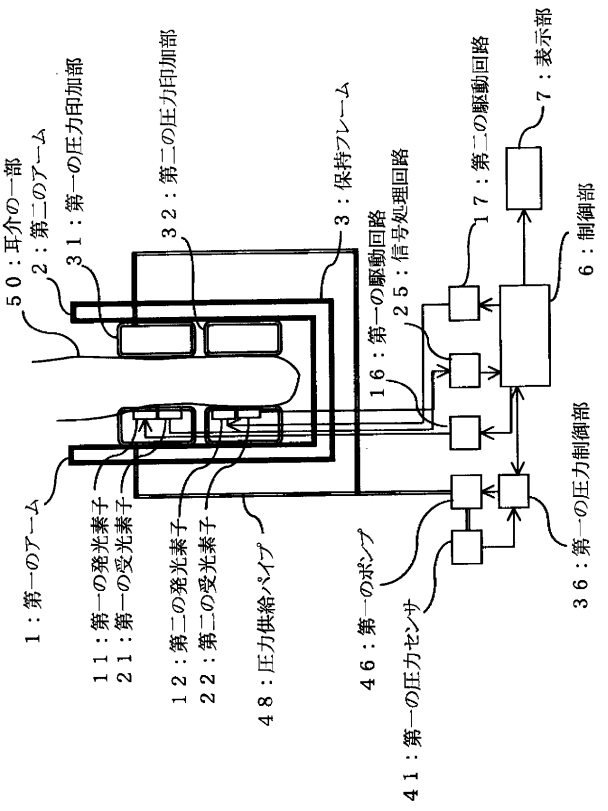
【図４２】

[図42]



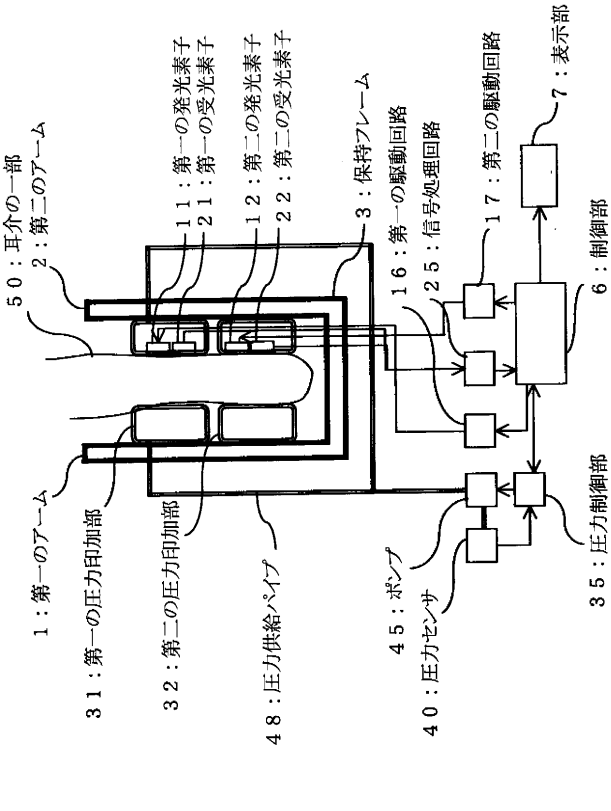
【図４３】

[図43]



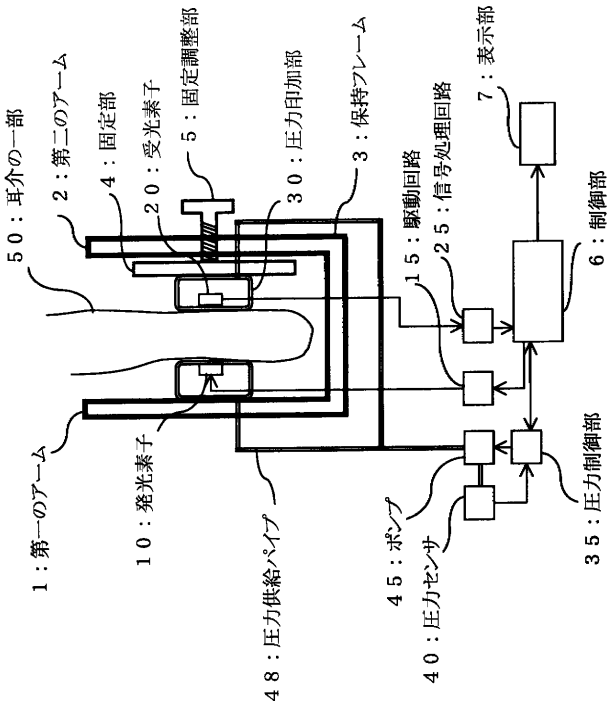
【図４４】

[図44]



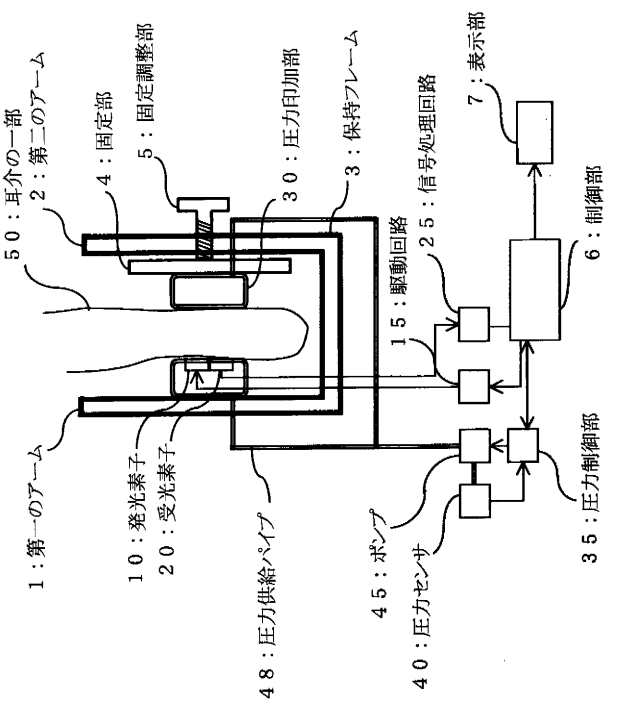
【図４５】

[図45]



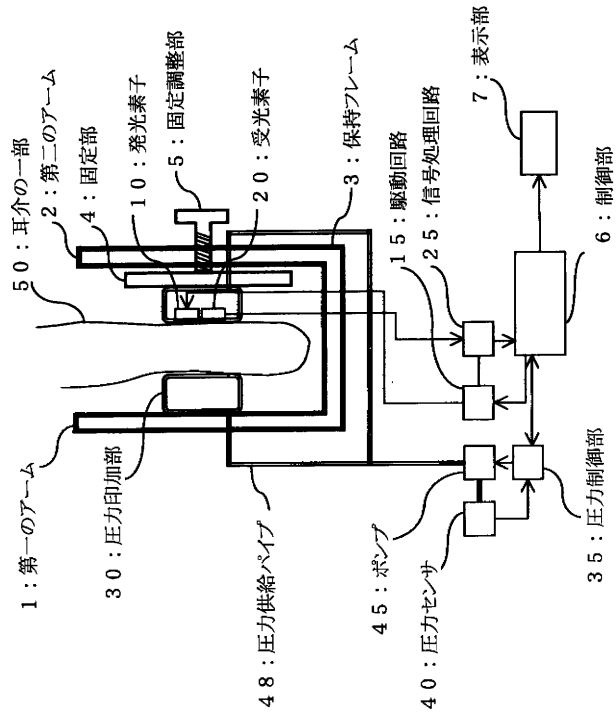
【図４６】

[図46]



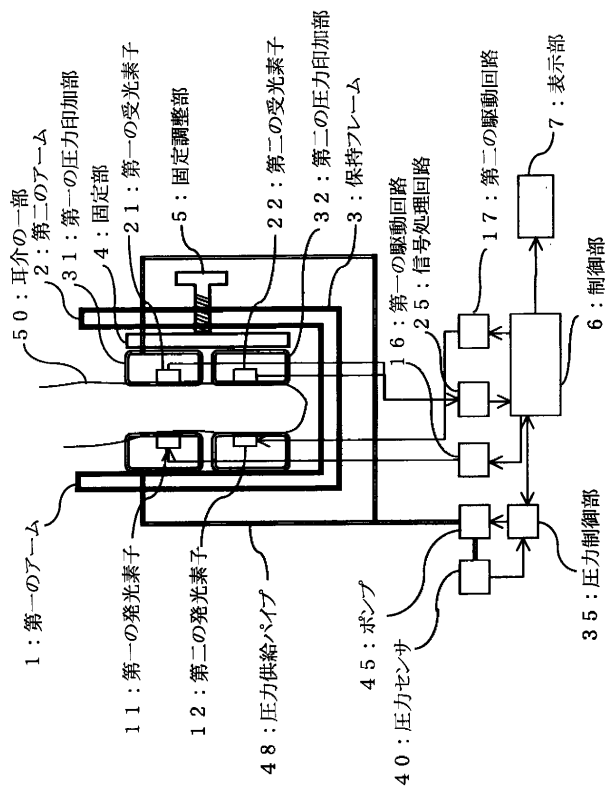
【図４７】

[図47]



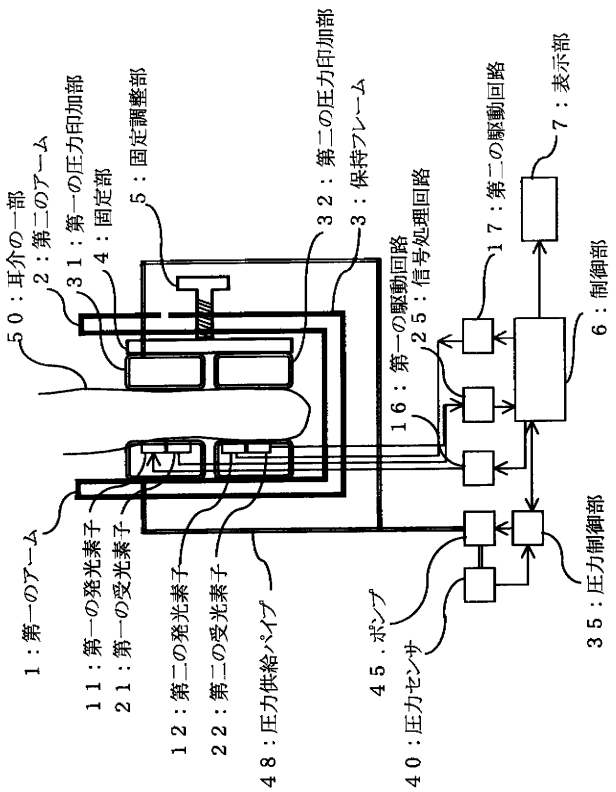
【図４８】

[図48]



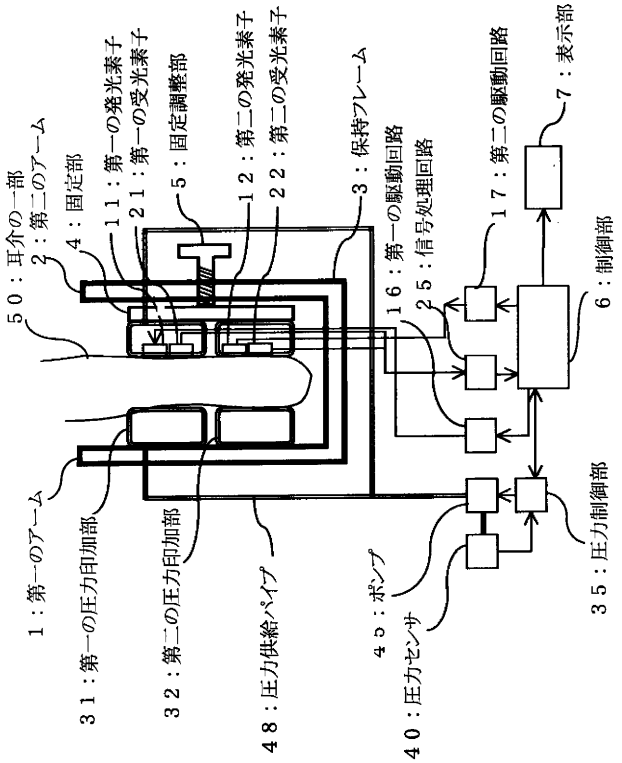
【図４９】

[図49]



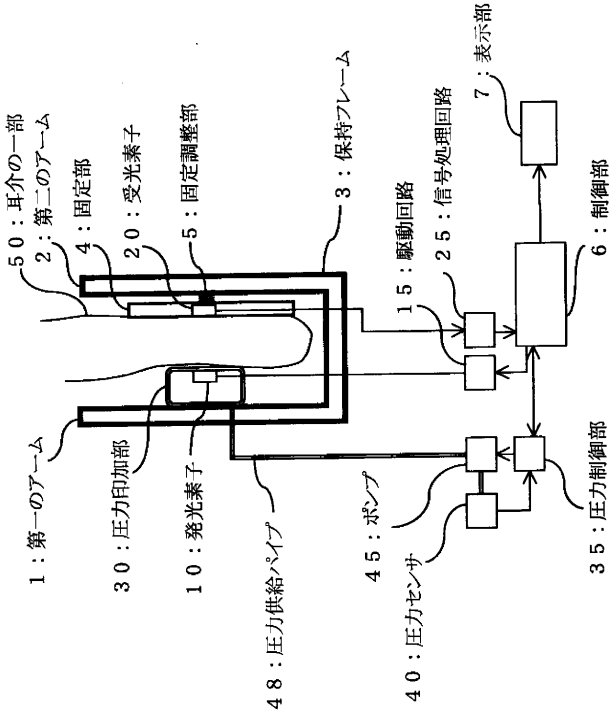
【図５０】

[図50]



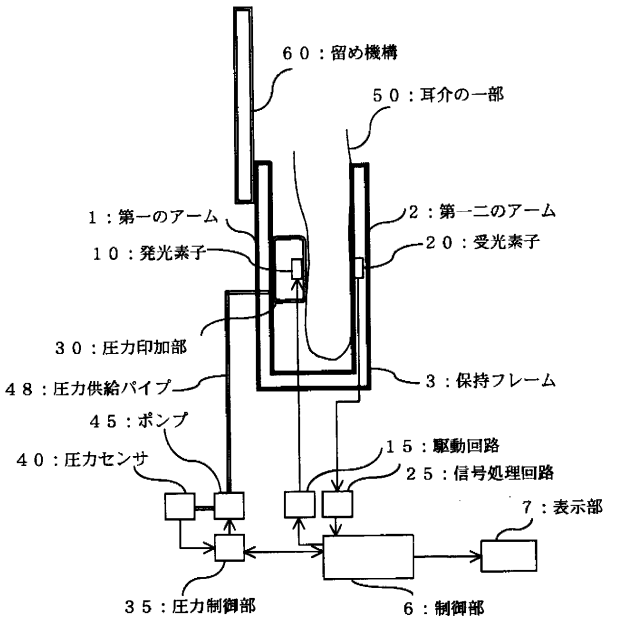
【図５１】

[図51]



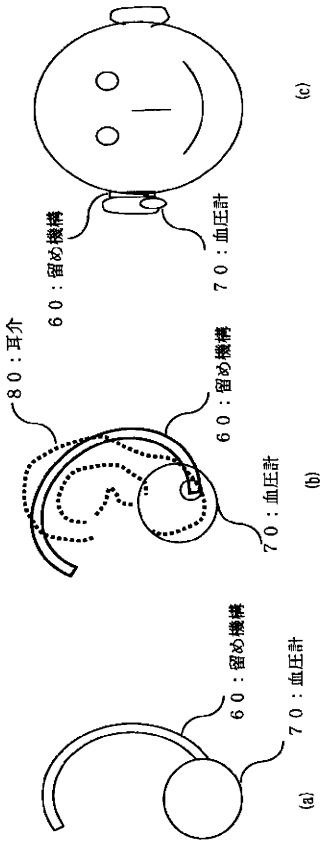
【図５２】

[図52]



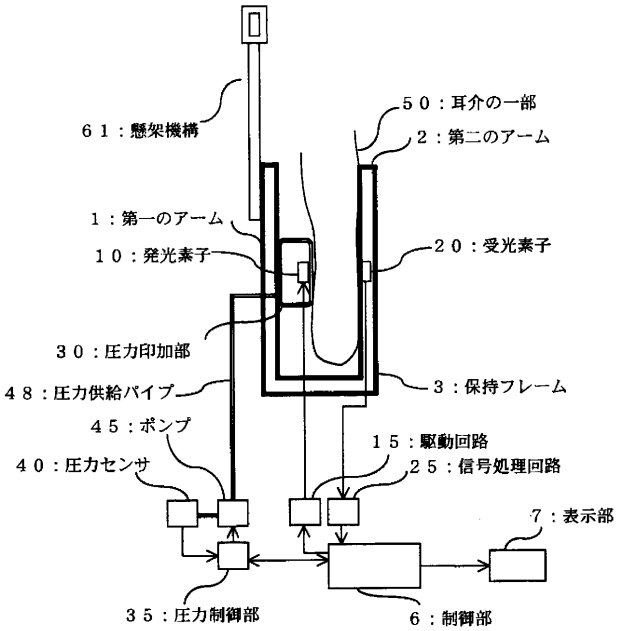
【図５３】

[図53]



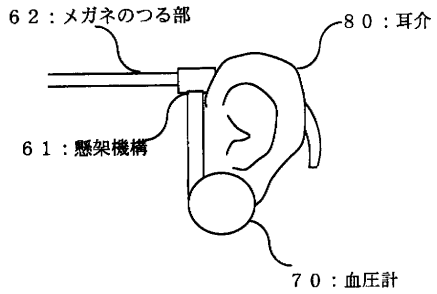
【図５４】

[図54]



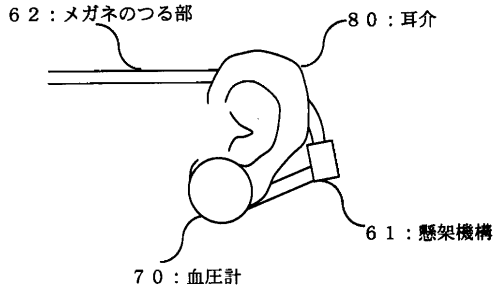
【図５５】

[図55]



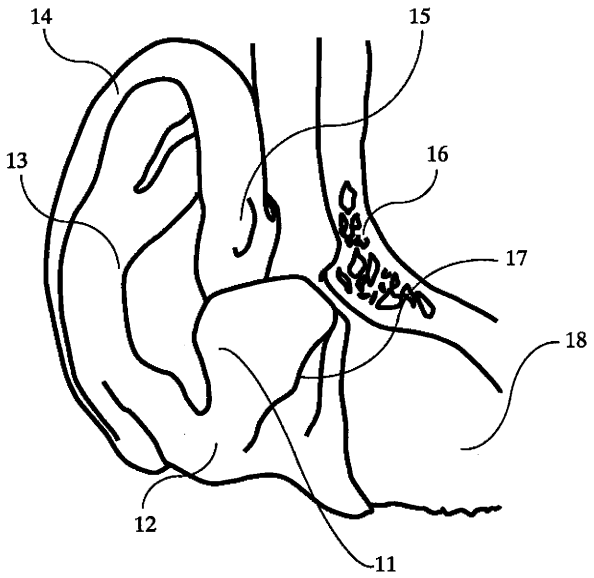
【図５６】

[図56]



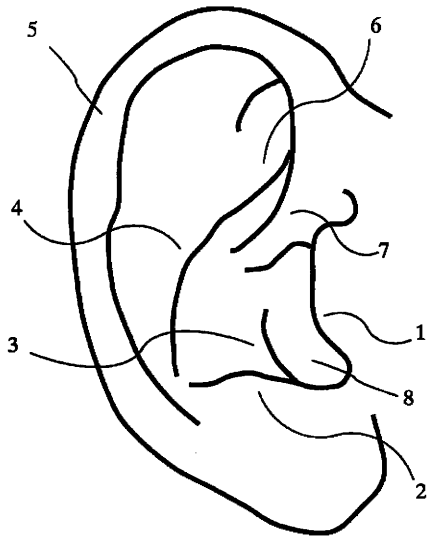
【図５７】

[図57]



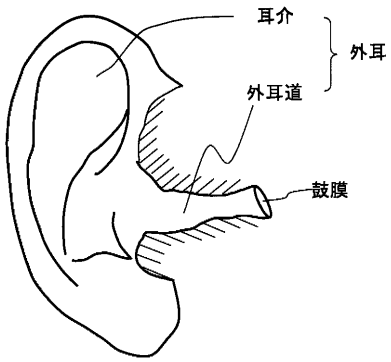
【図５８】

[図58]



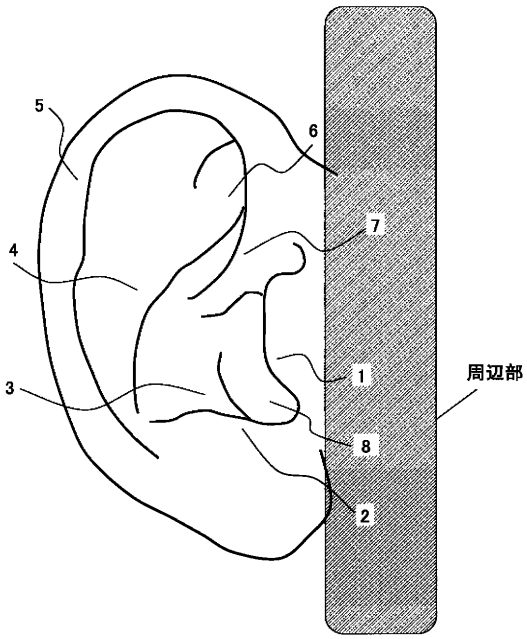
【図５９】

[図59]



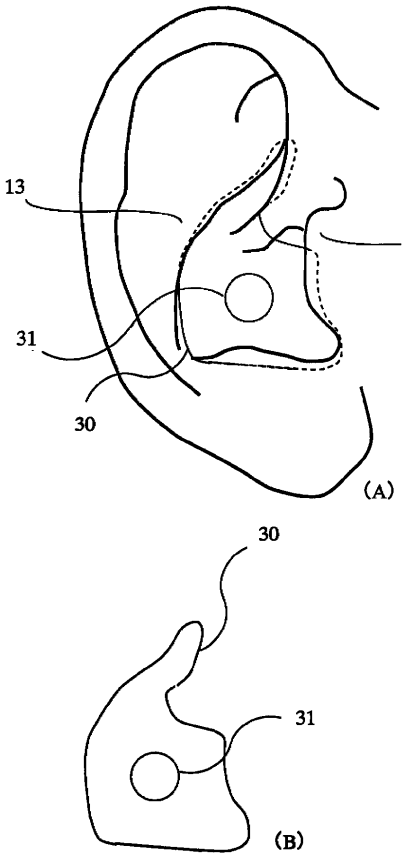
【図６０】

[図60]



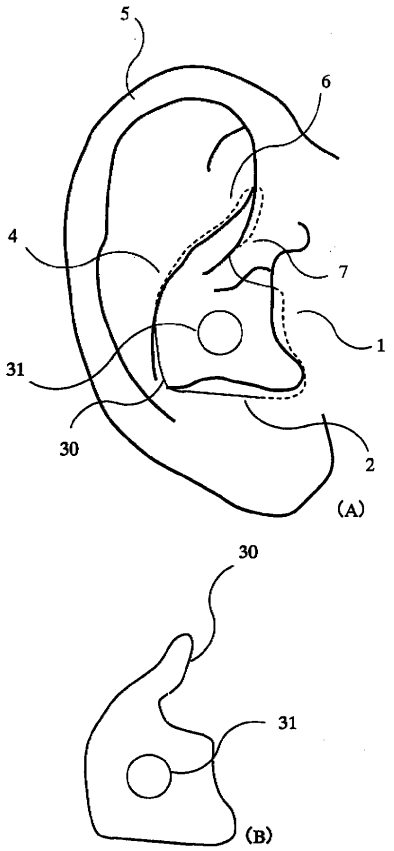
【図６１】

[図61]



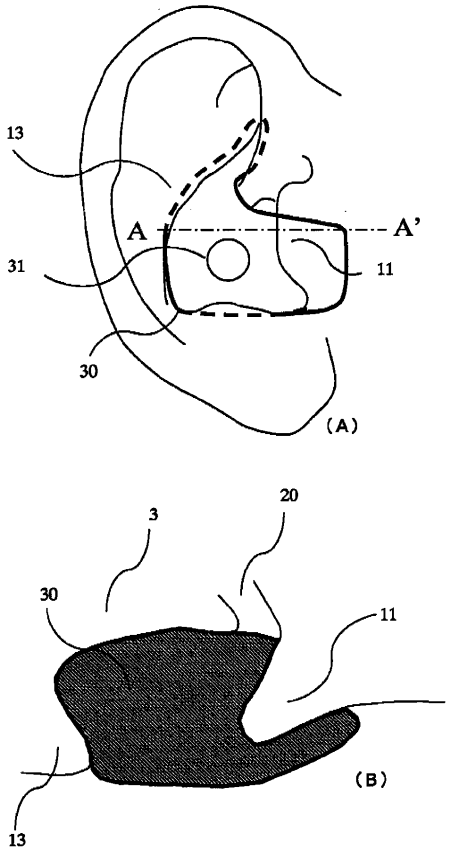
【図６２】

[図62]



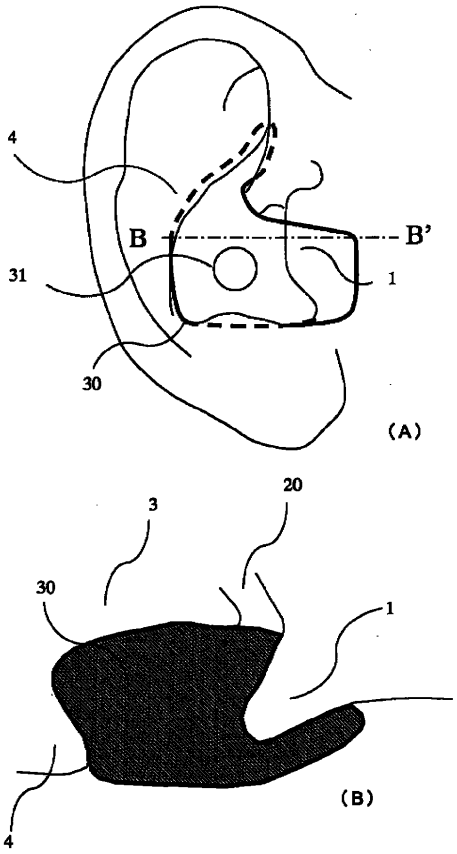
【図６３】

[図63]



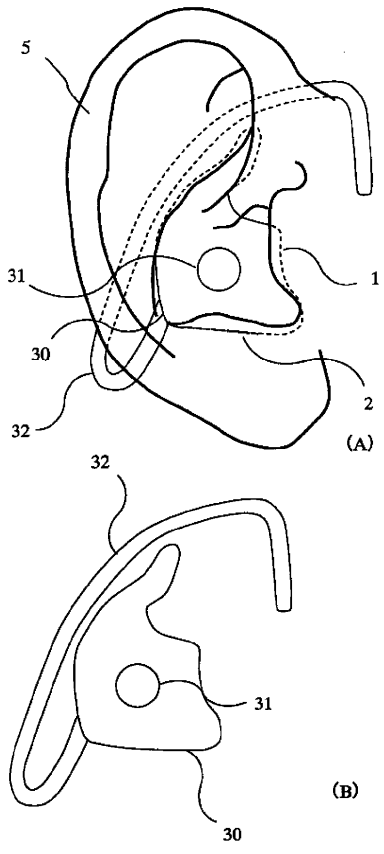
【図６４】

[図64]



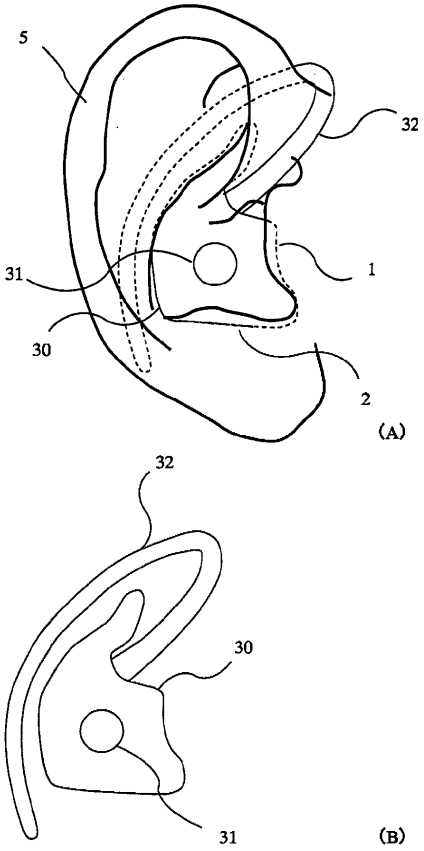
【図６５】

[図65]



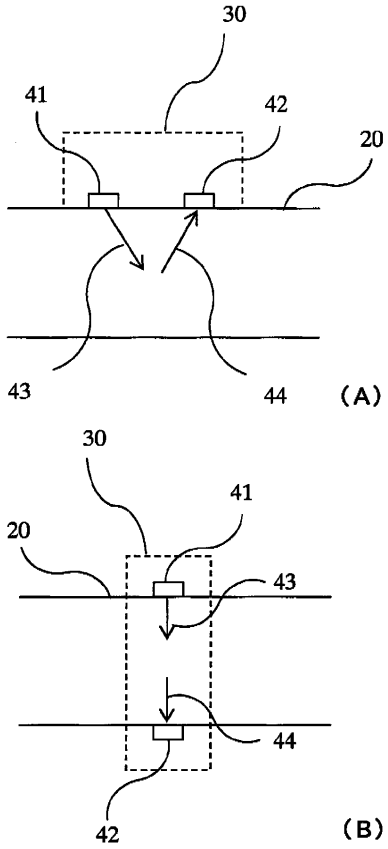
【図６６】

[図66]



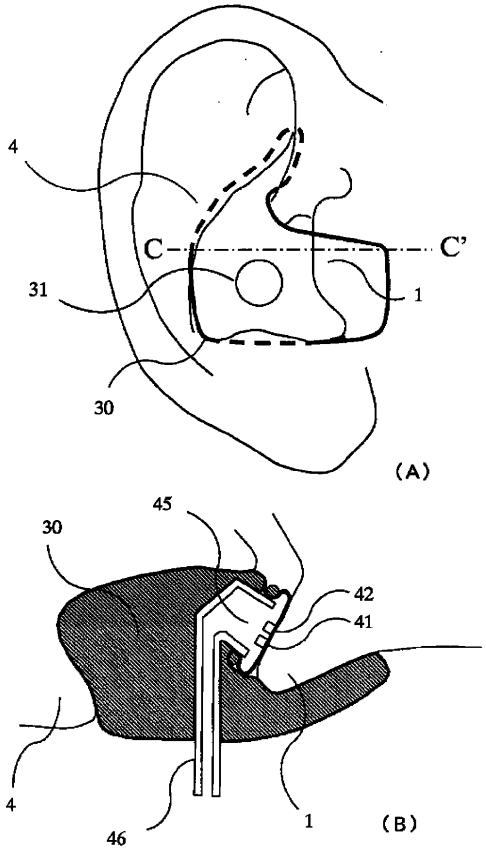
【図６７】

[図67]



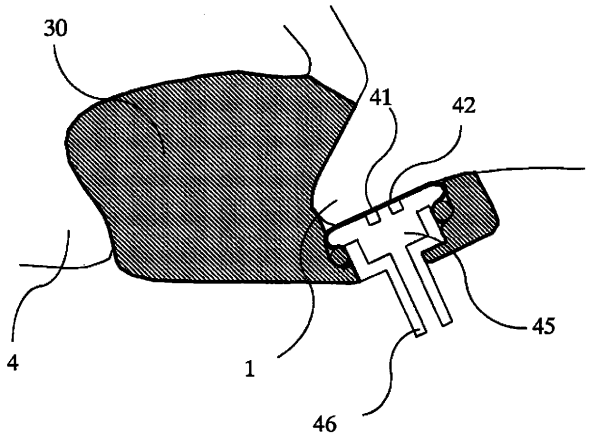
【図６８】

[図68]



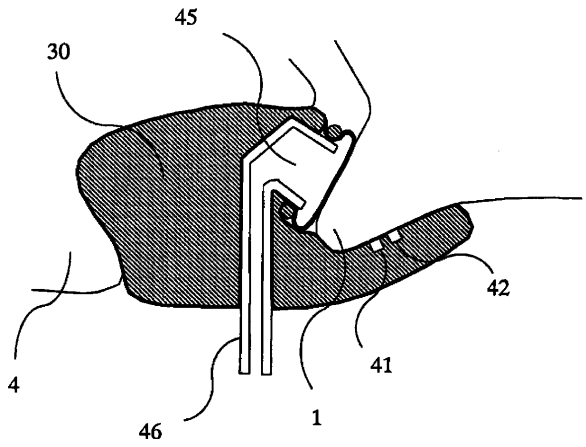
【図６９】

[図69]



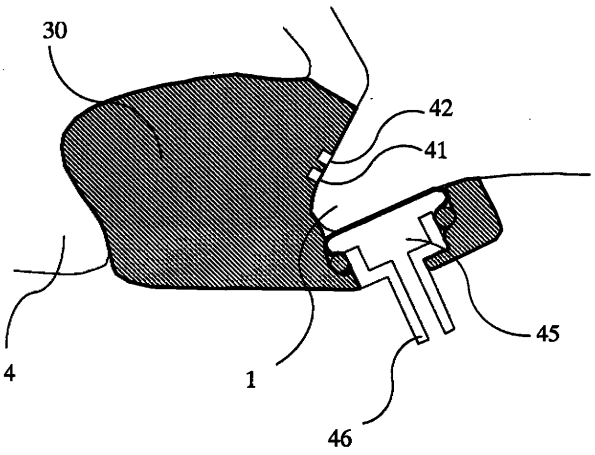
【図７０】

[図70]



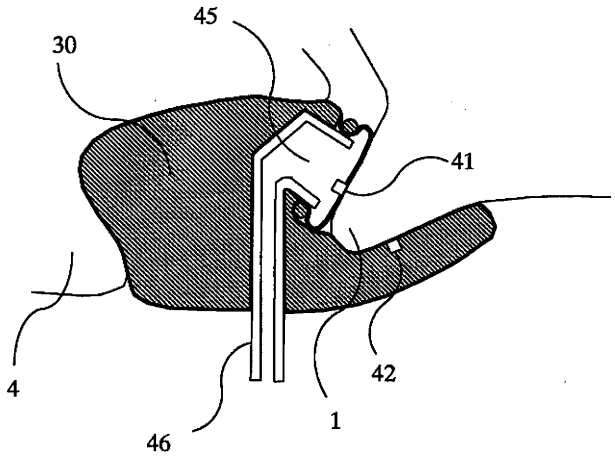
【図７１】

[図71]



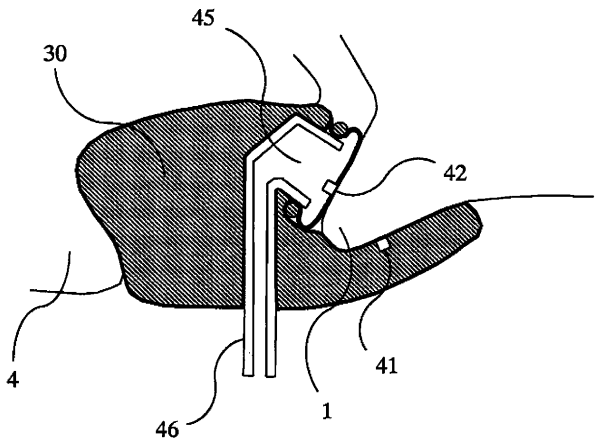
【図７２】

[図72]

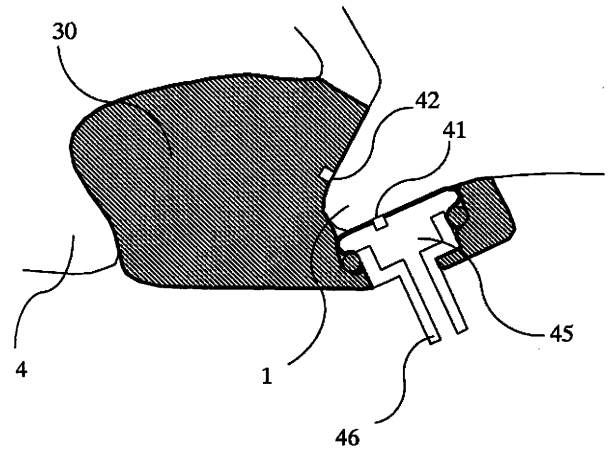


【図７３】

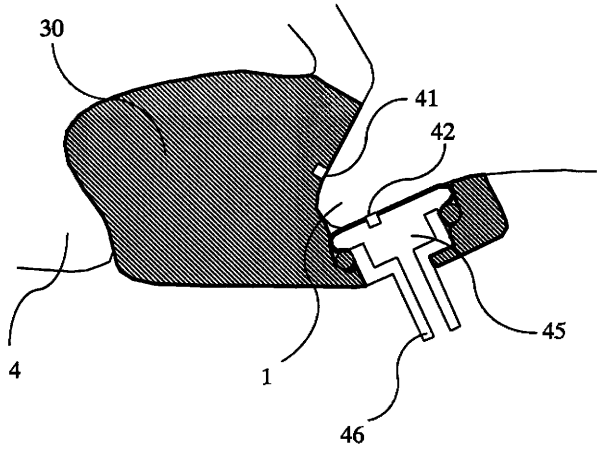
[図73]



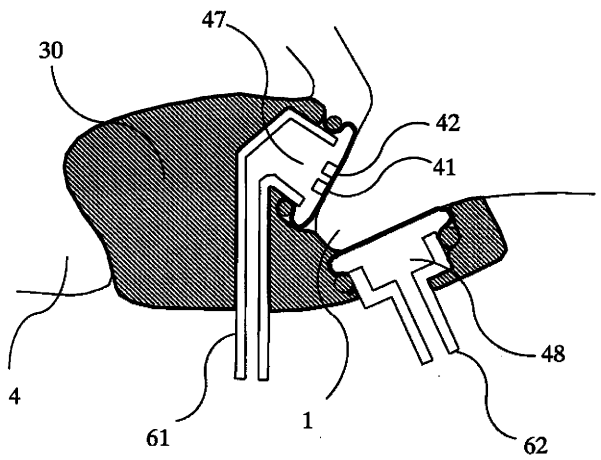
【図７４】
[図74]



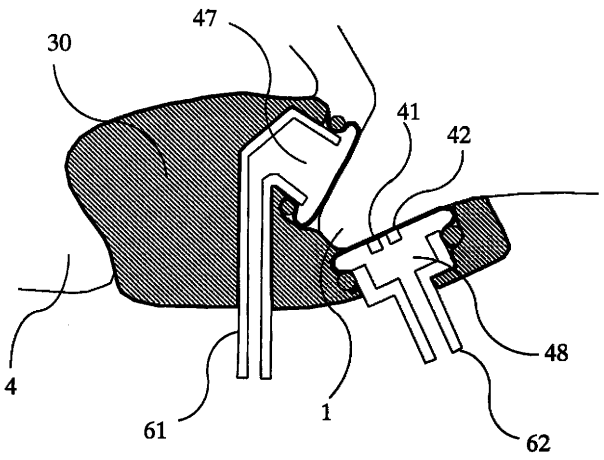
【図７５】
[図75]



【図７６】
[図76]

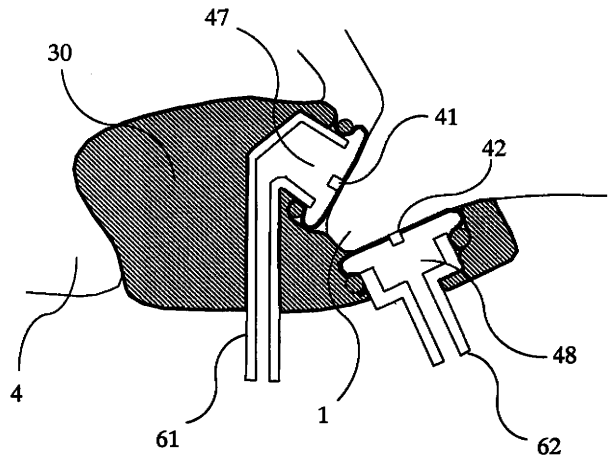


【図７７】
[図77]



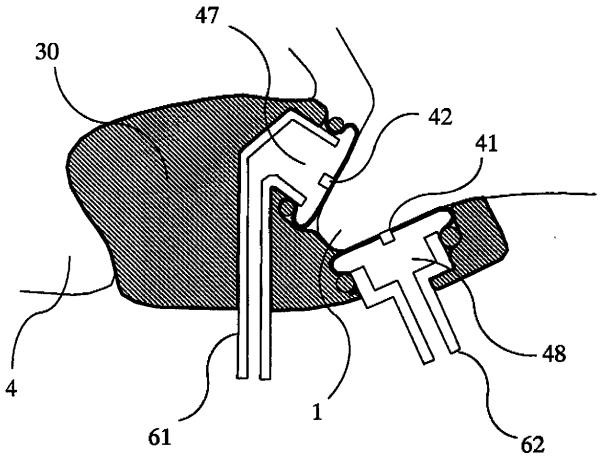
【図７８】

[図78]



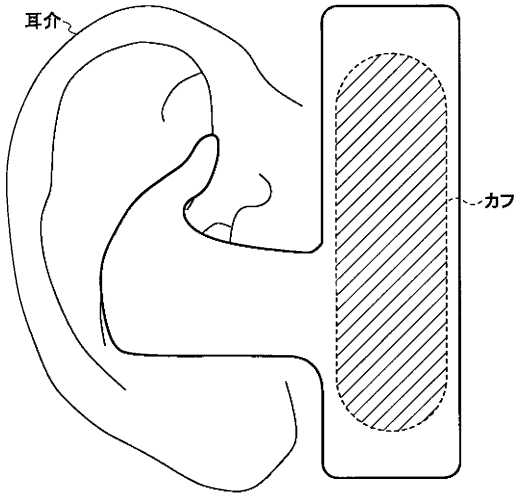
【図７９】

[図79]



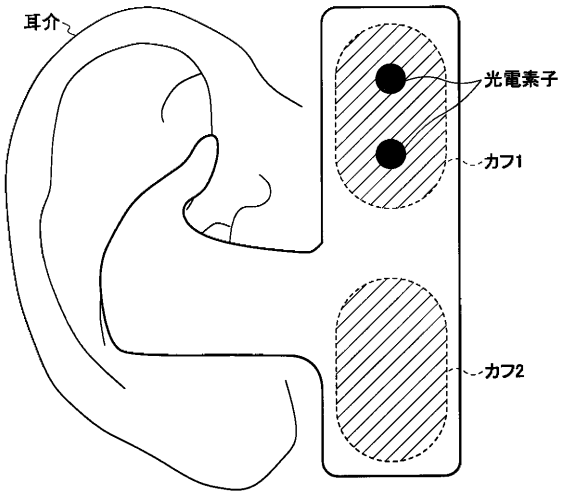
【図８０】

[図80]



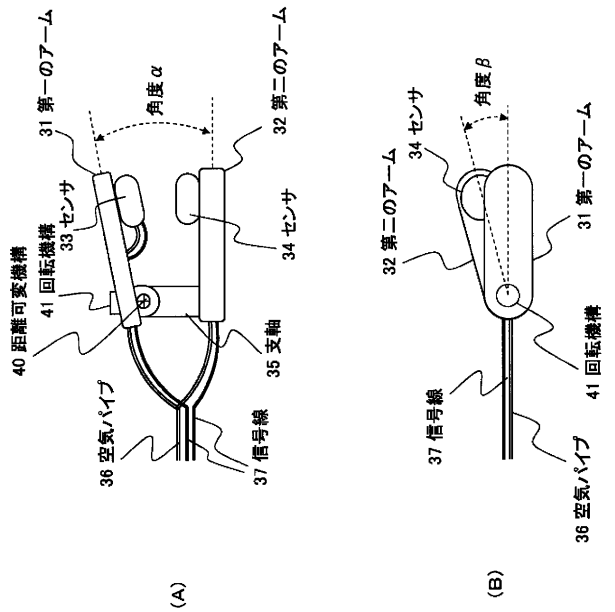
【図８１】

[図81]



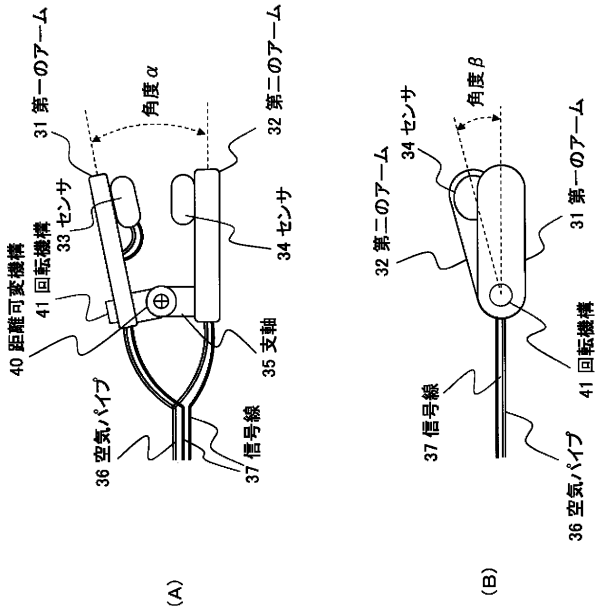
【図８２】

[図82]



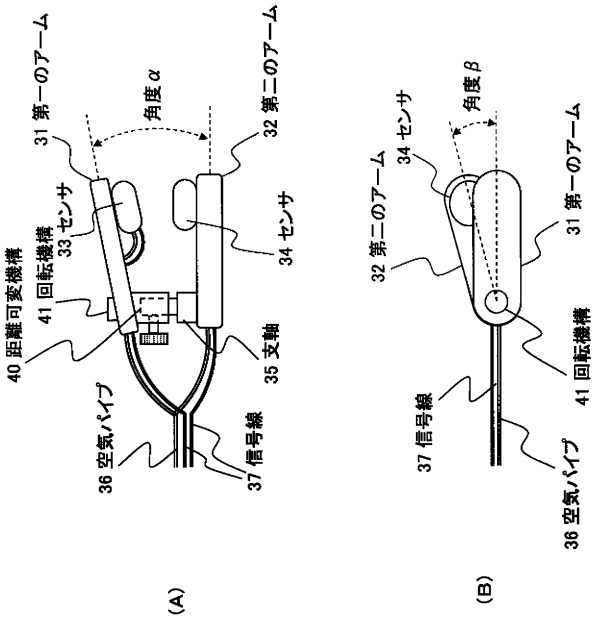
【図８３】

[図83]



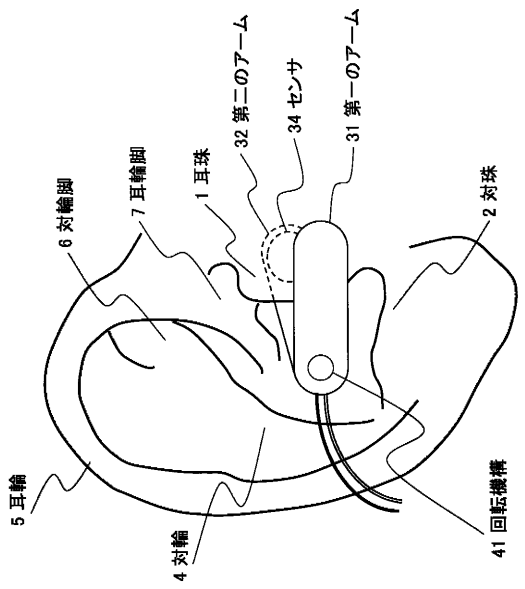
【図８４】

[図84]



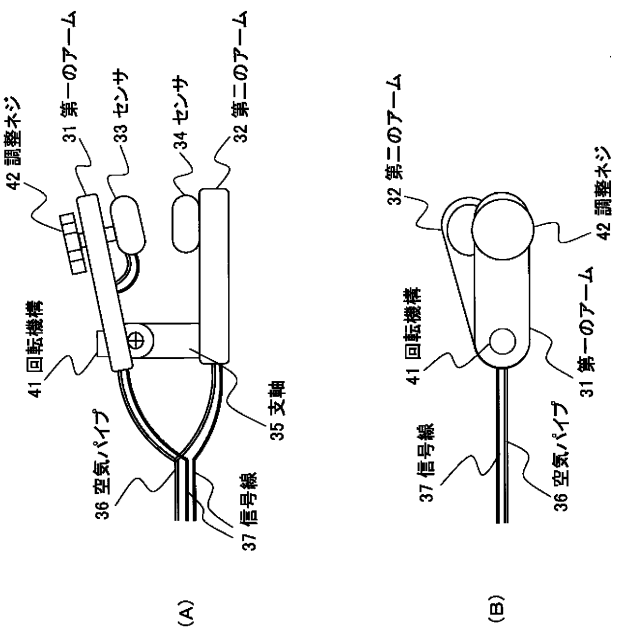
【図８５】

[図85]



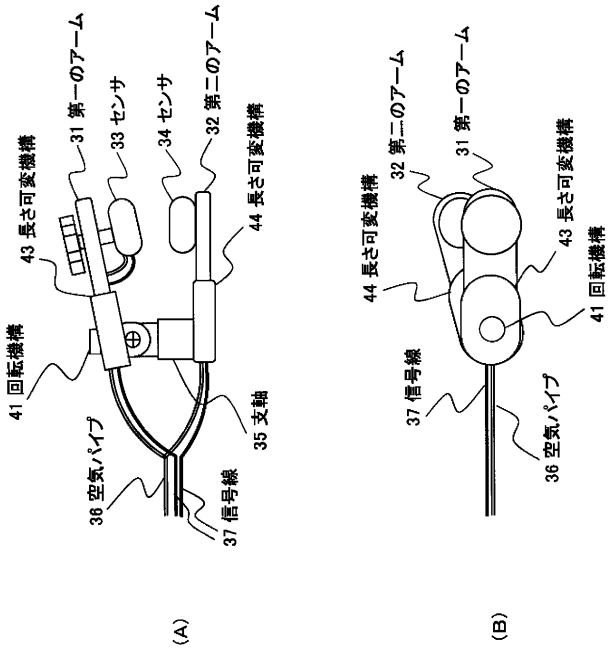
【図８６】

[図86]



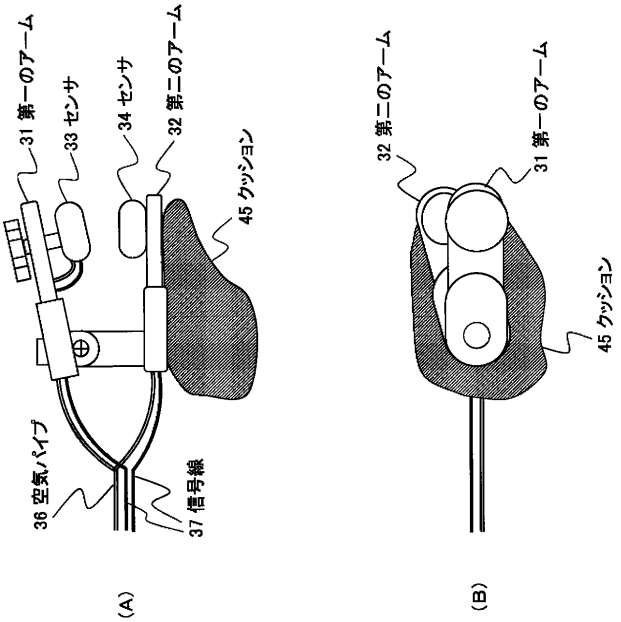
【図８７】

[図87]



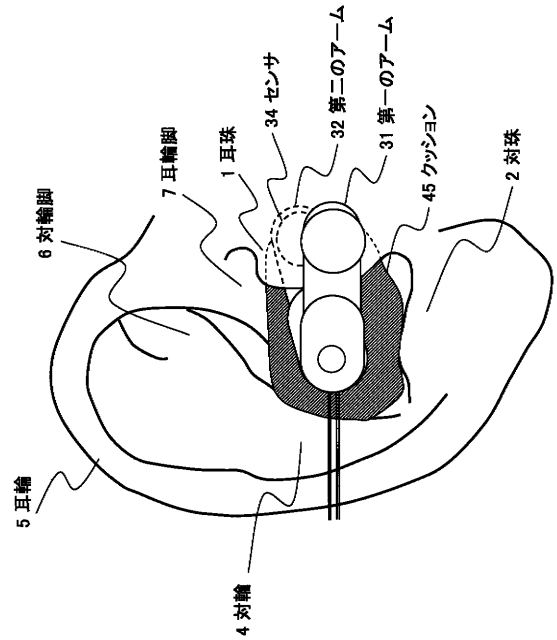
【図８８】

[図88]



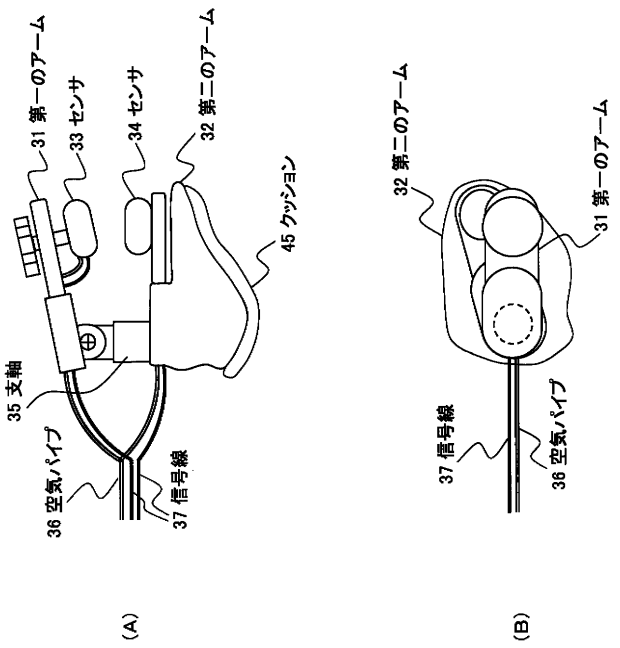
【図８９】

[図89]



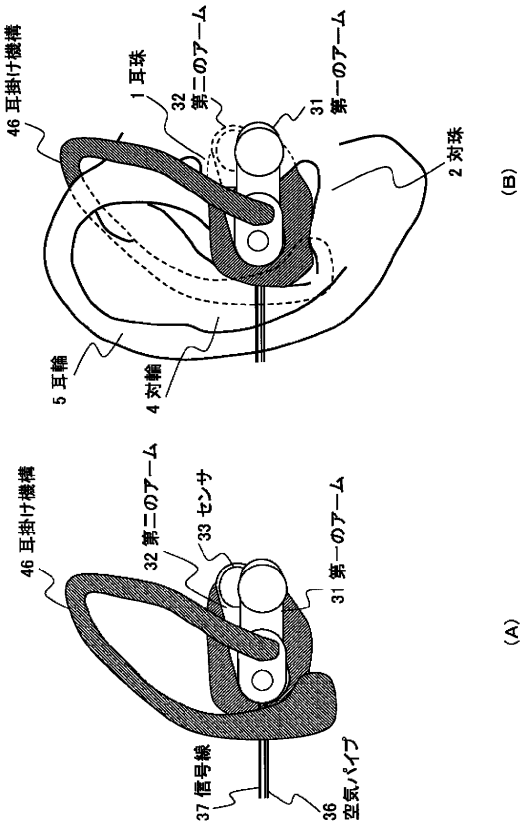
【図９０】

[図90]



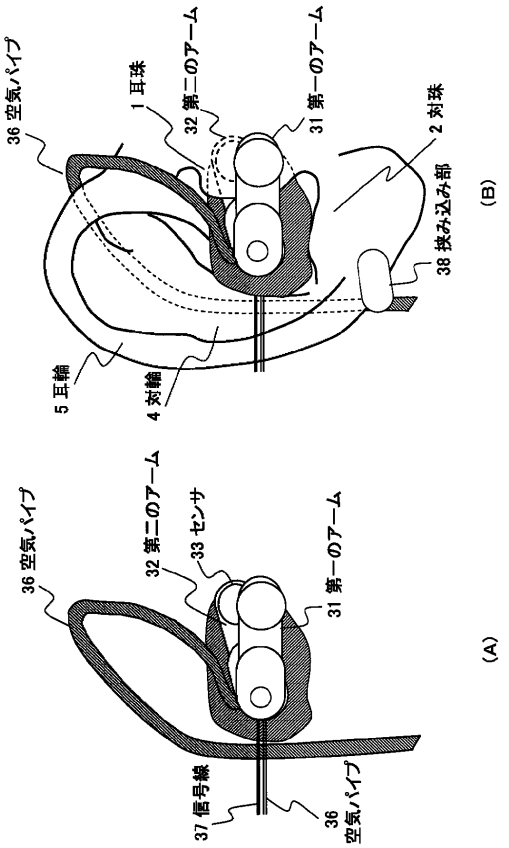
【図９１】

[図91]



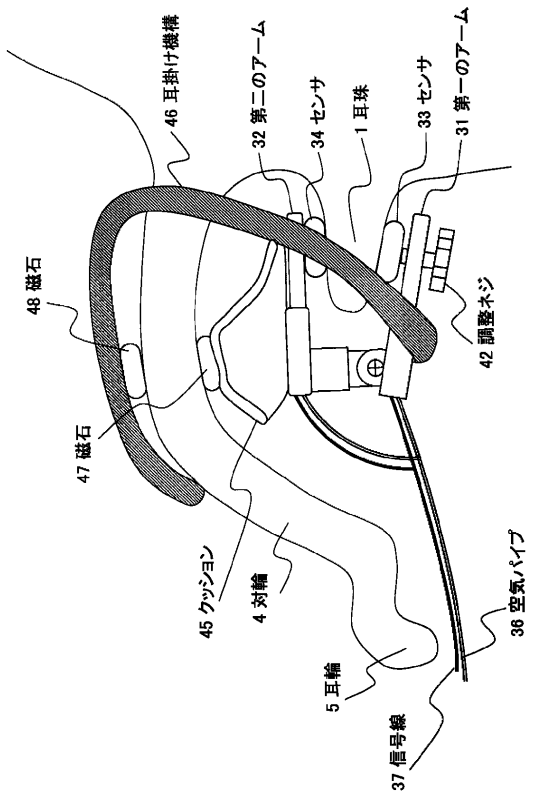
【図９２】

[図92]



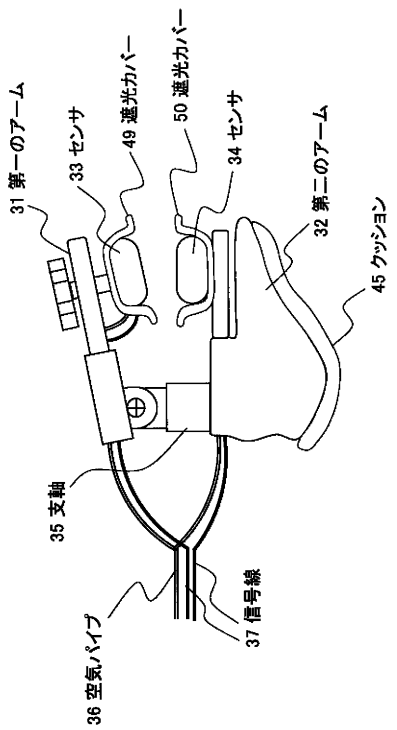
【図９３】

[図93]



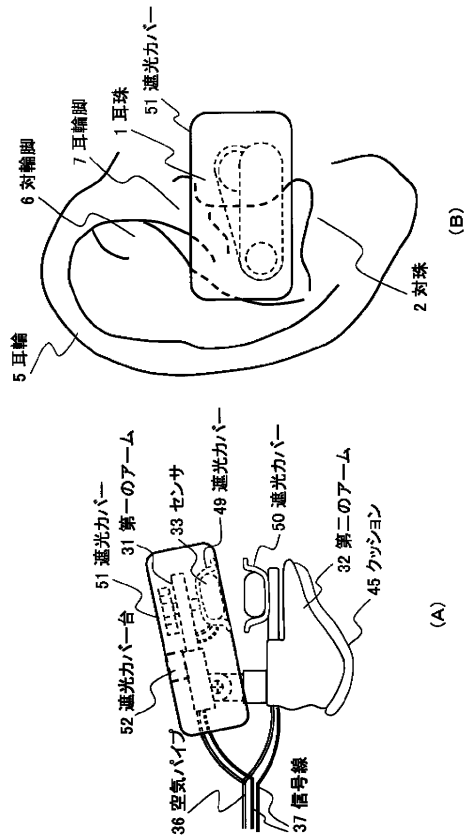
【図９４】

[図94]



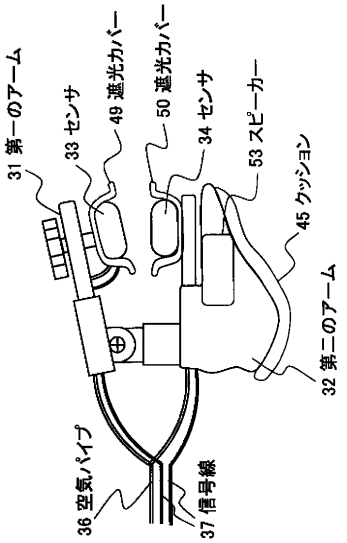
【図９５】

[図95]



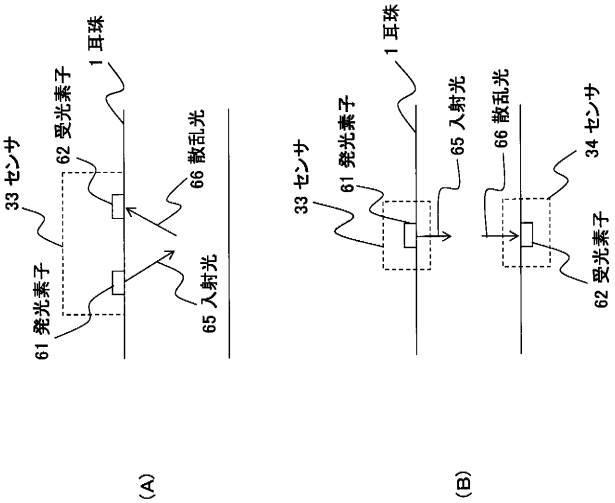
【図９６】

[図96]



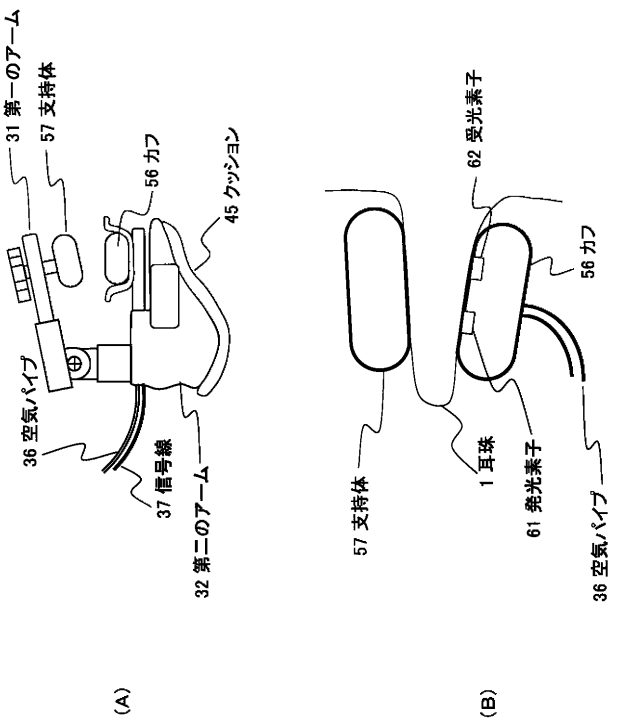
【図９７】

[図97]



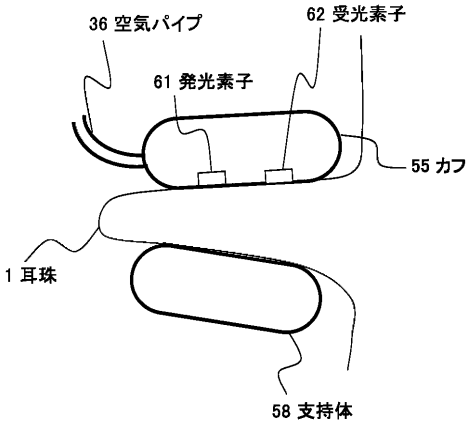
【図９８】

[図98]



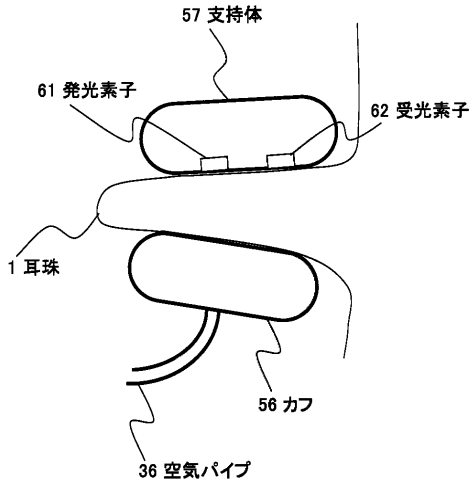
【図９９】

[図99]



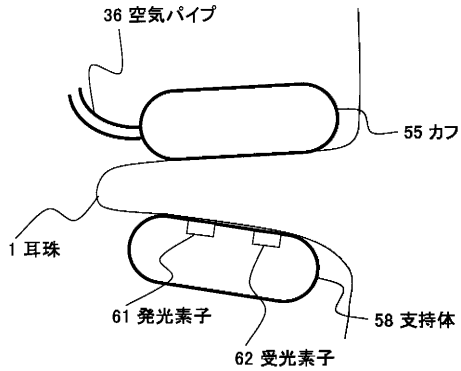
【図１００】

[図100]



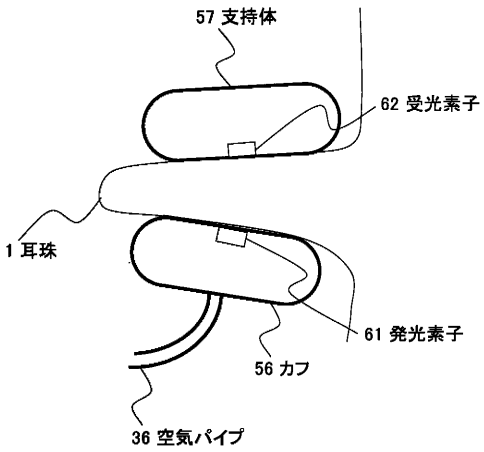
【図１０１】

[図101]



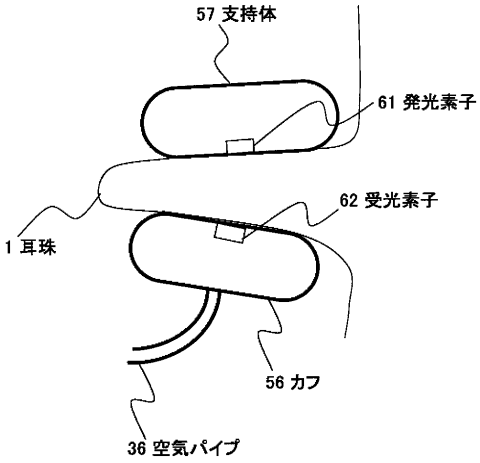
【図１０２】

[図102]



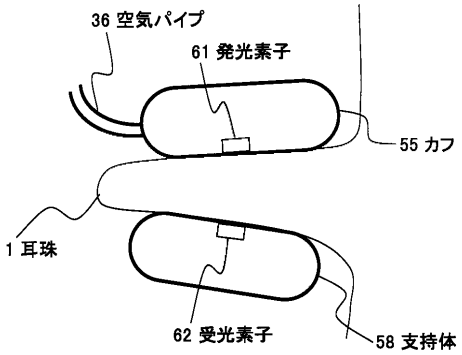
【図１０３】

[図103]



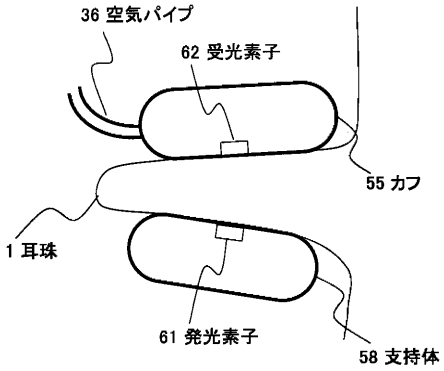
【図１０４】

[図104]



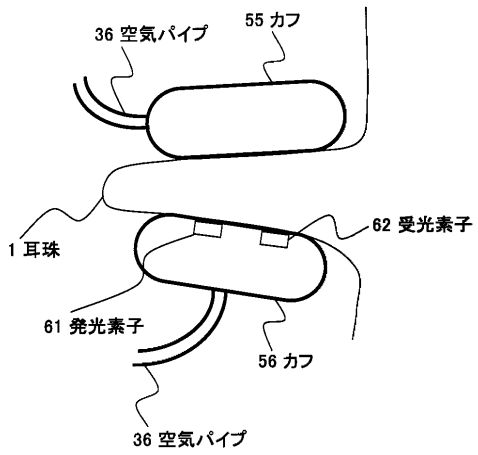
【図１０５】

[図105]



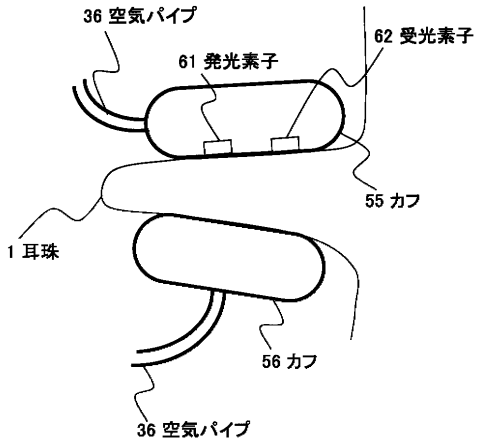
【図１０６】

[図106]



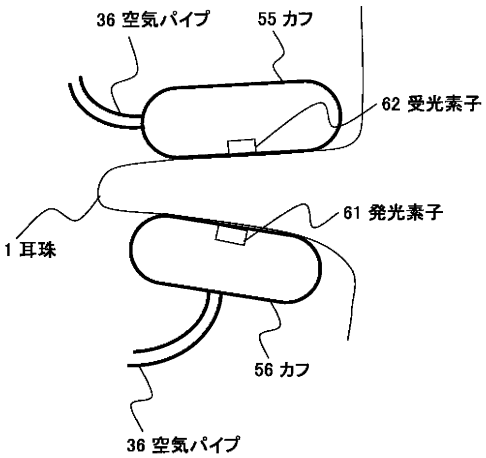
【図１０７】

[図107]



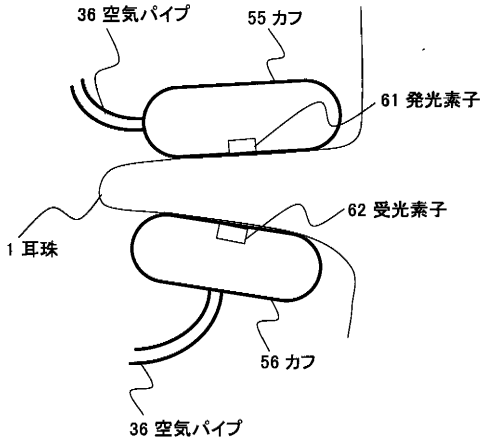
【図１０８】

[図108]



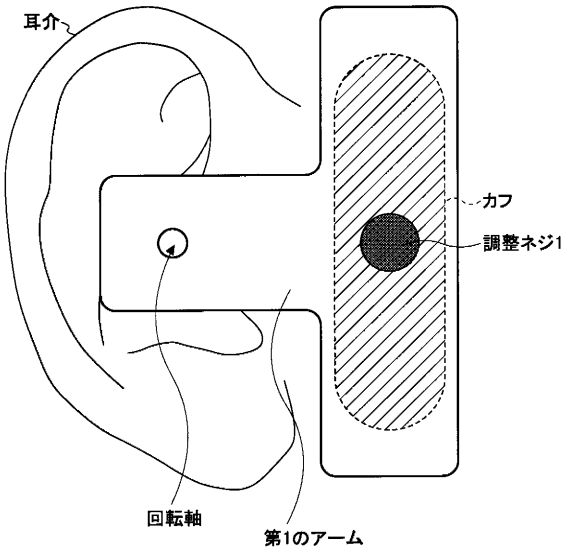
【図１０９】

[図109]



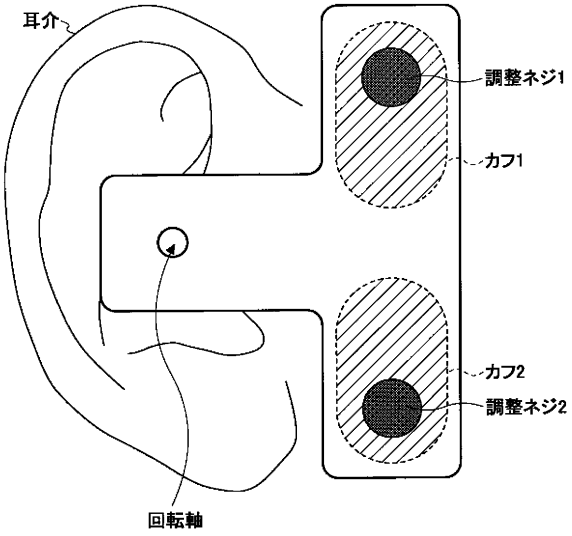
【図１１０】

[図110]



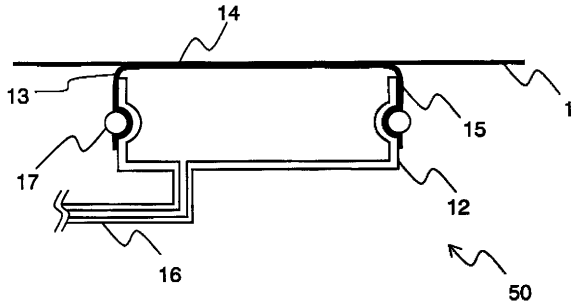
【図１１１】

[図111]



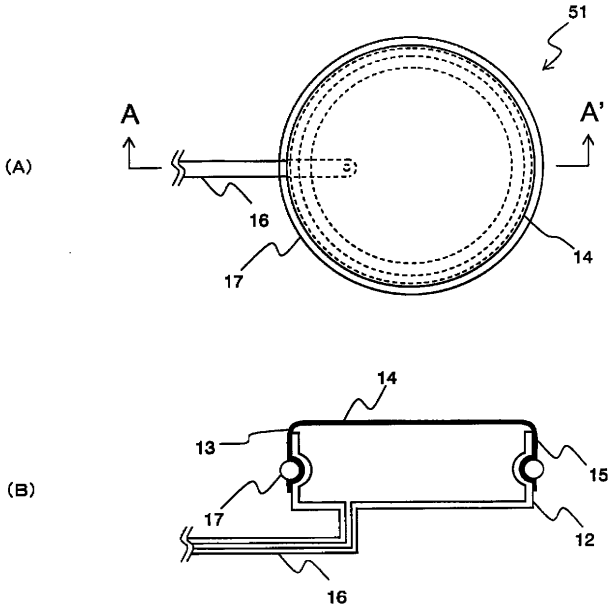
【図１１２】

[図112]



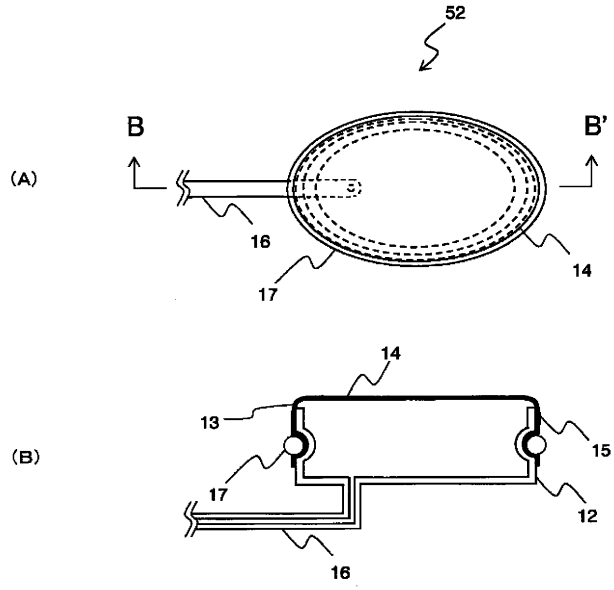
【図１１３】

[図113]



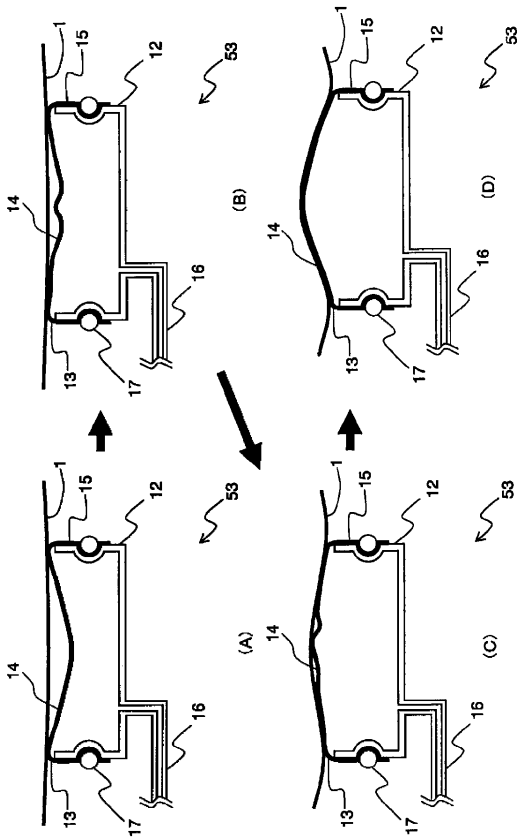
【図１１４】

[図114]



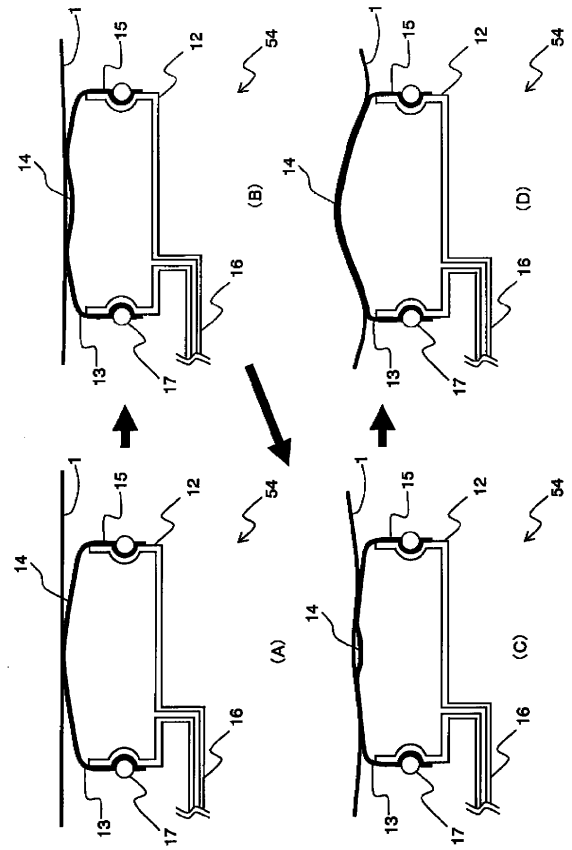
【図１１５】

[図115]



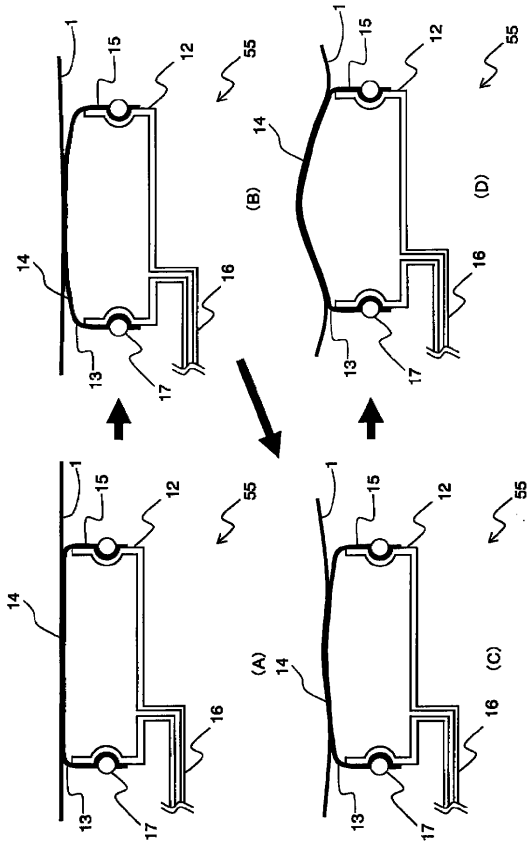
【図１１６】

[図116]



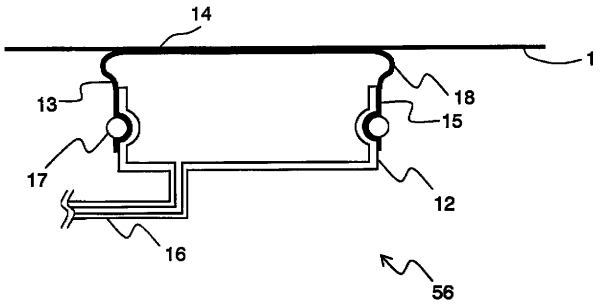
【図１１７】

[図117]



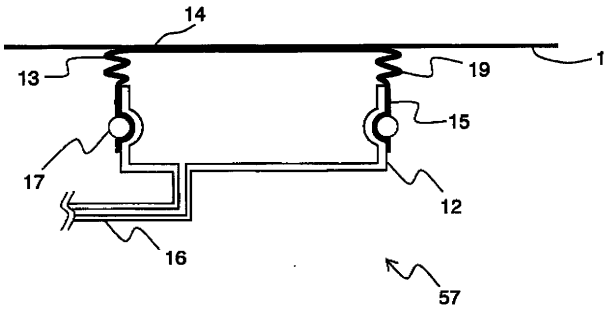
【図１１８】

[図118]



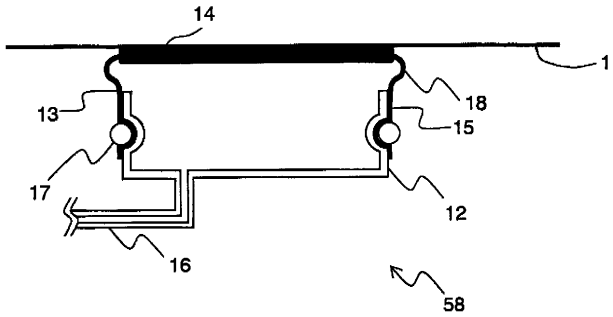
【図１１９】

[図119]



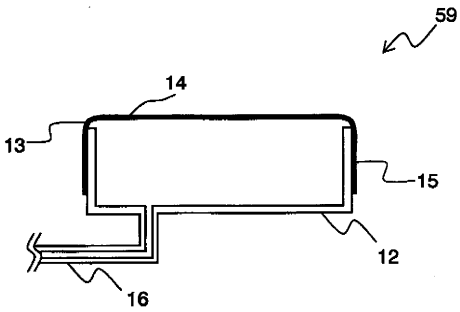
【図１２０】

[図120]



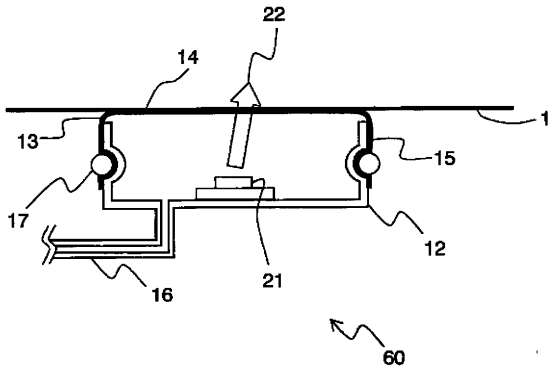
【図１２１】

[図121]



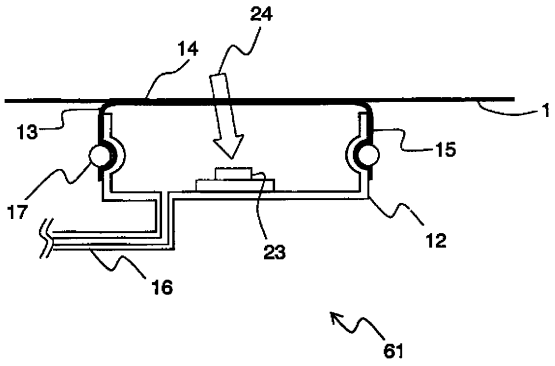
【図１２２】

[図122]



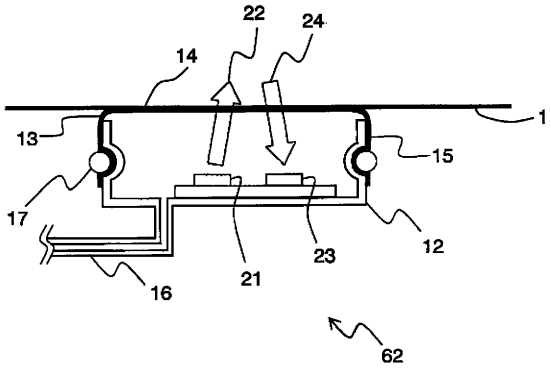
【図１２３】

[図123]



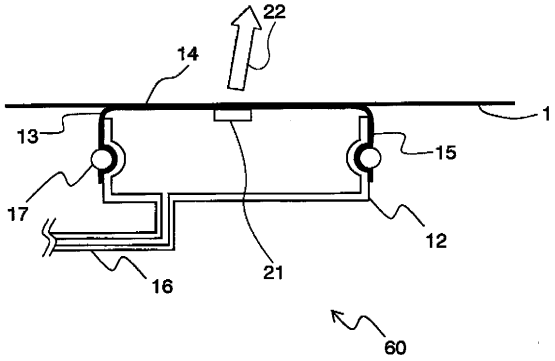
【図１２４】

[図124]



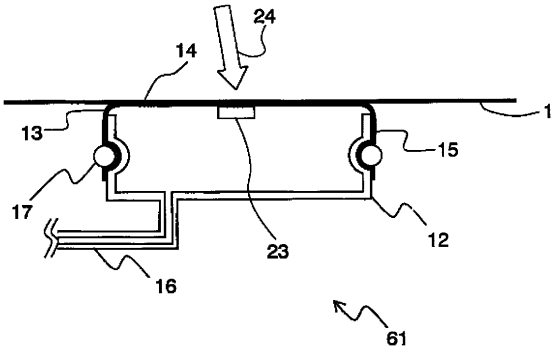
【図１２５】

[図125]



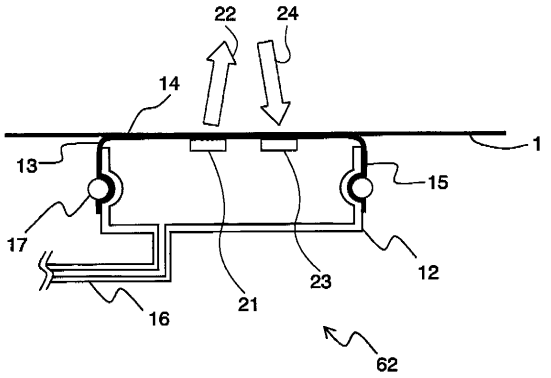
【図１２６】

[図126]



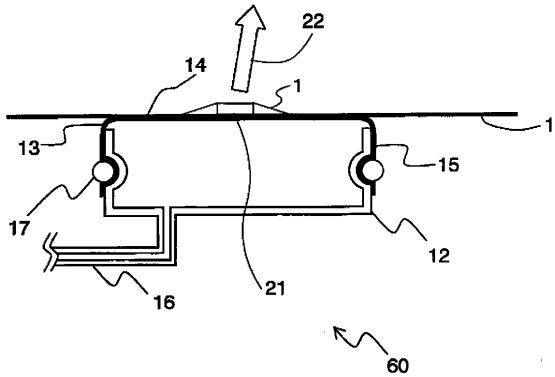
【図１２７】

[図127]



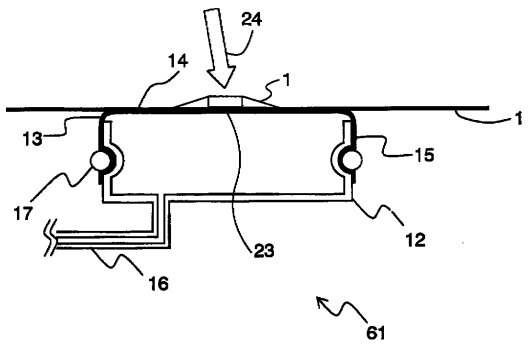
【図１２８】

[図128]



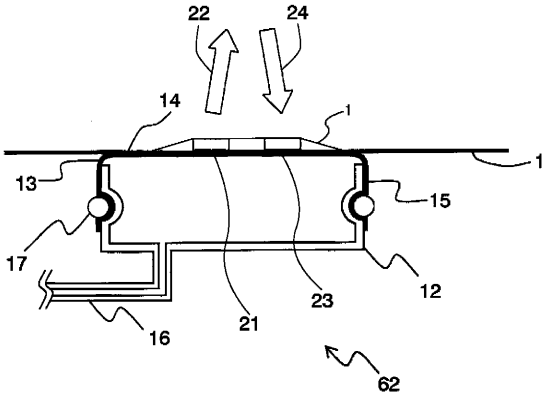
【図１２９】

[図129]



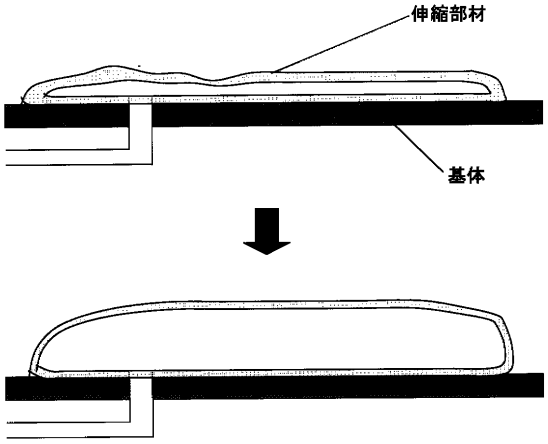
【図１３０】

[図130]



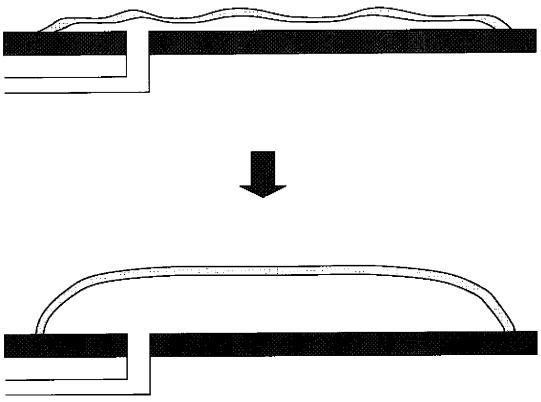
【図１３１】

[図131]



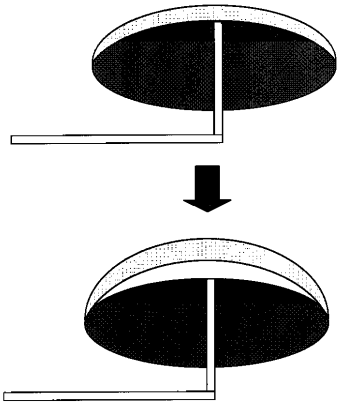
【図１３２】

[図132]

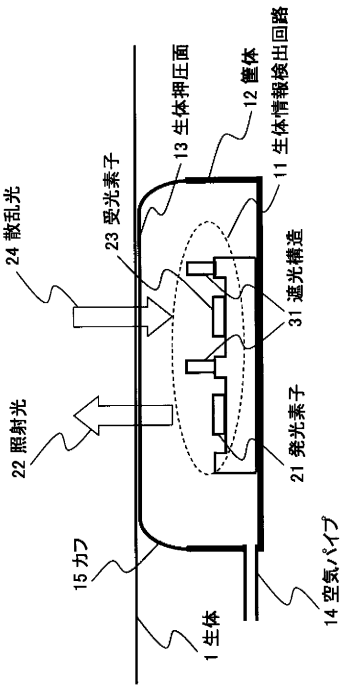


【図１３３】

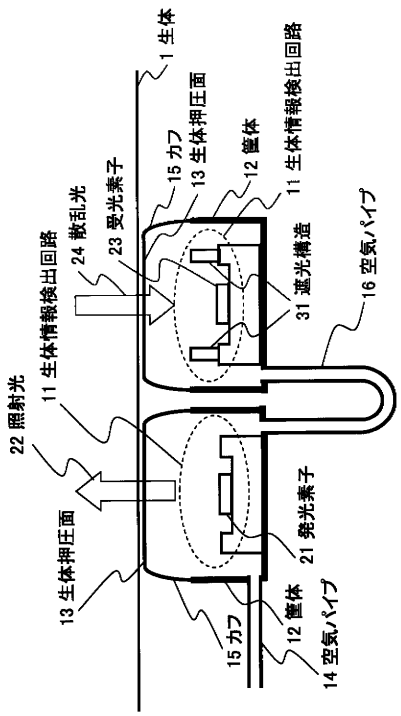
[図133]



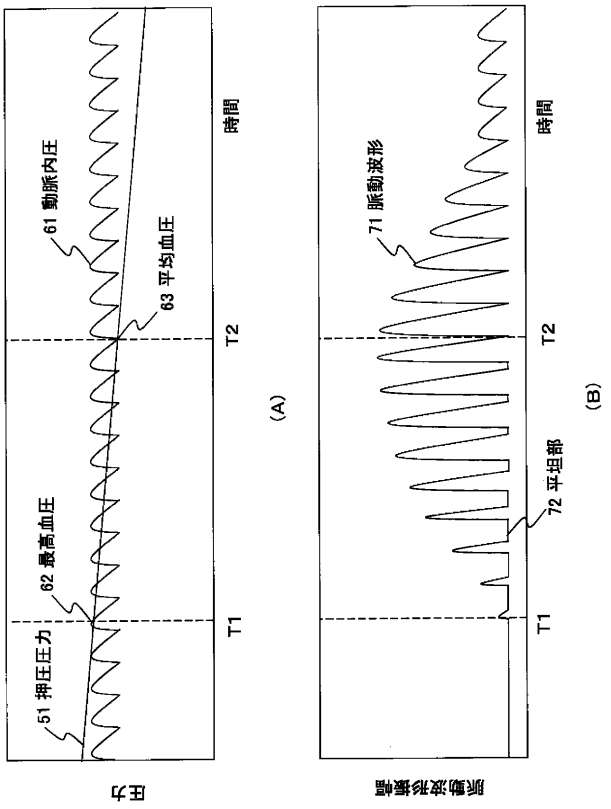
【図１３４】
[図134]



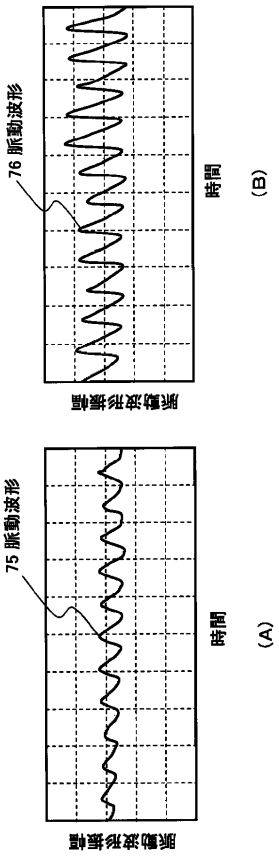
【図１３５】
[図135]



【図１３６】
[図136]

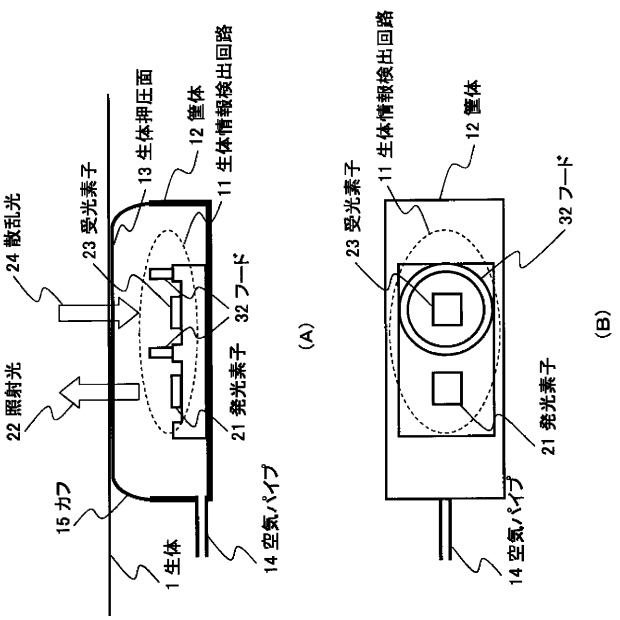


【図１３７】
[図137]



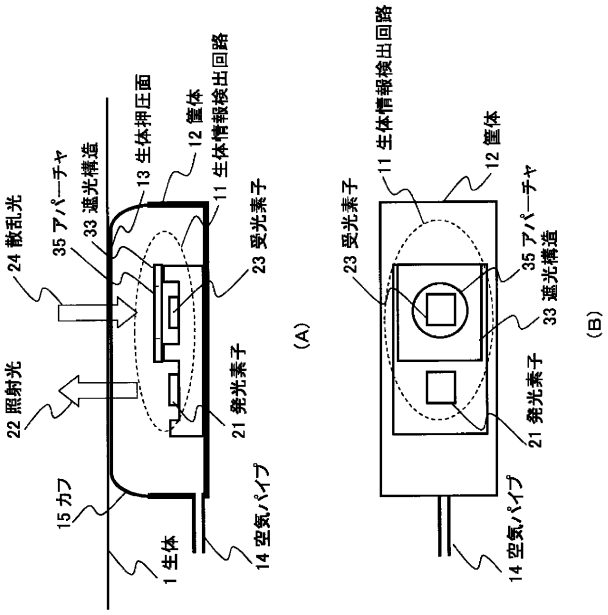
【図１３８】

[図138]



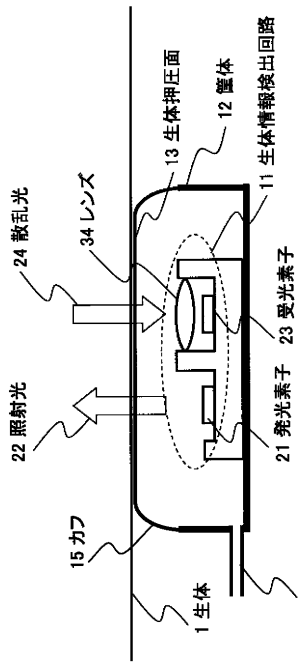
【図１３９】

[図139]



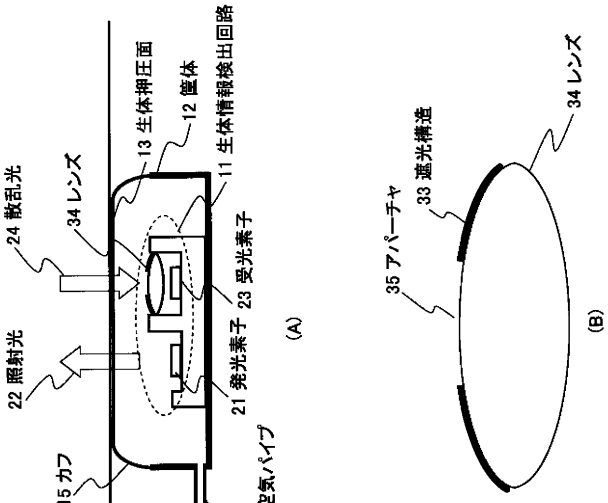
【図１４０】

[図140]



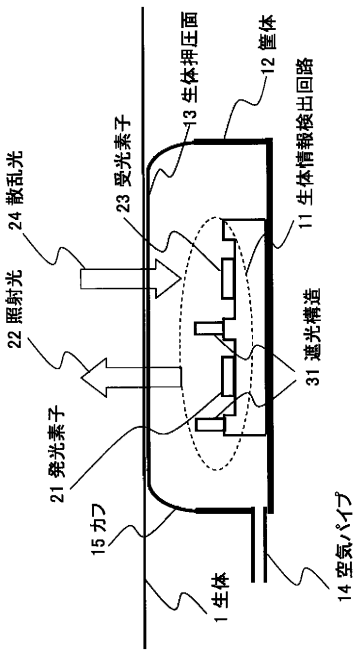
【図１４１】

[図141]



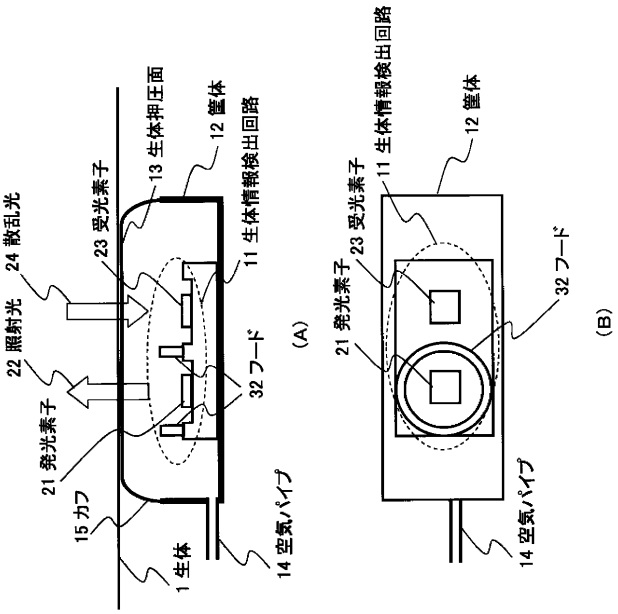
【図１４２】

[図142]



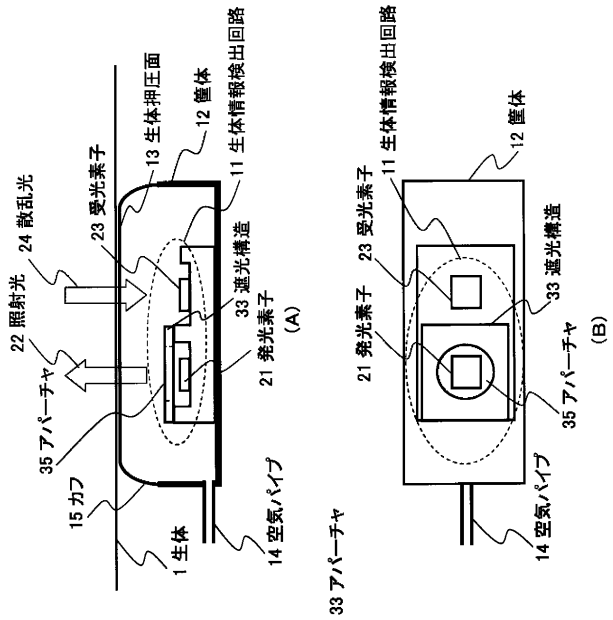
【図１４３】

[図143]



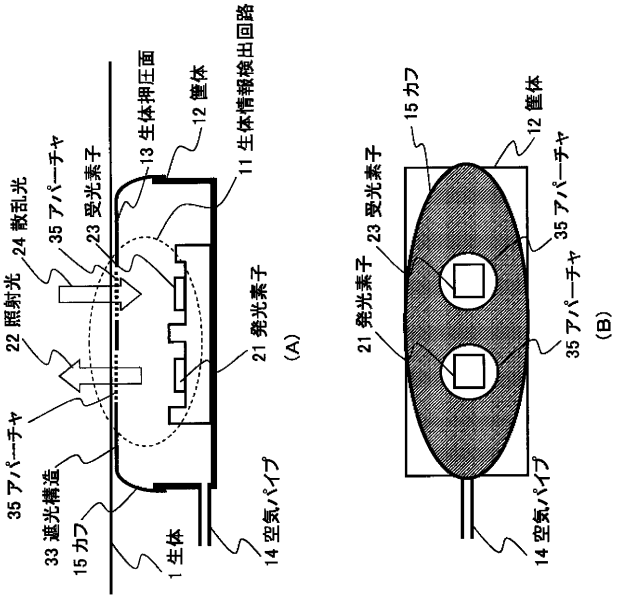
【図１４４】

[図144]



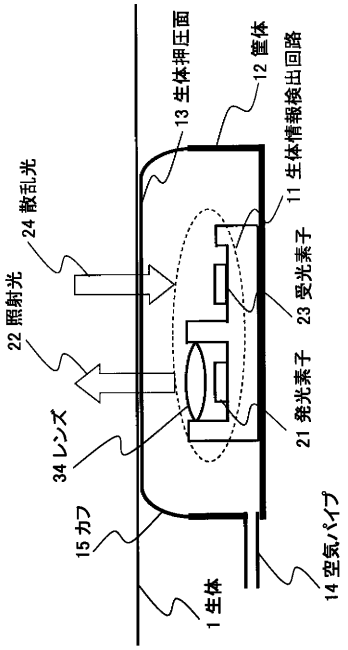
【図１４５】

[図145]



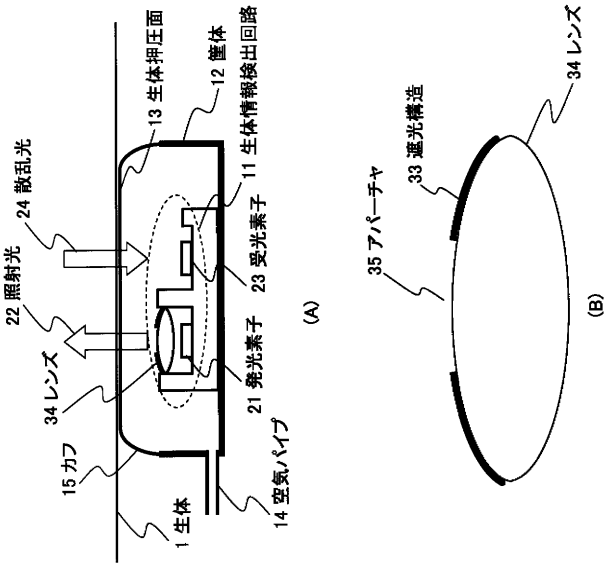
【図１４６】

[図146]



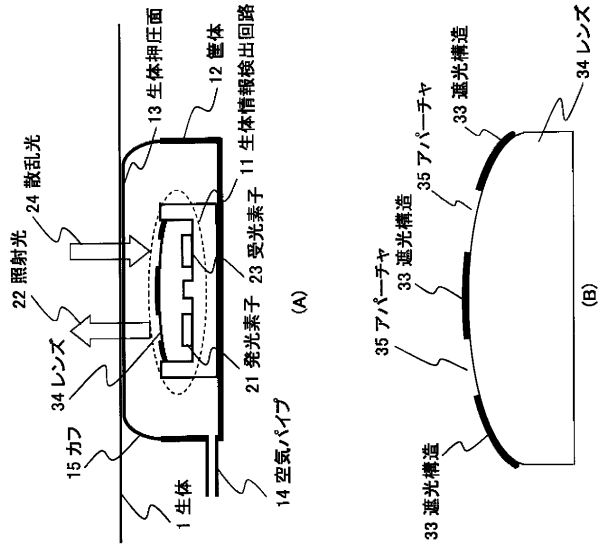
【図１４７】

[図147]



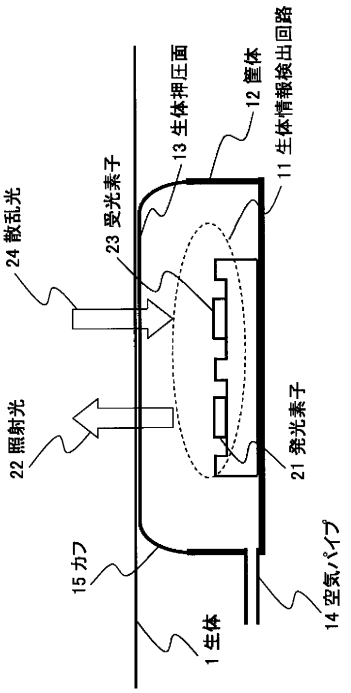
【図１４８】

[図148]



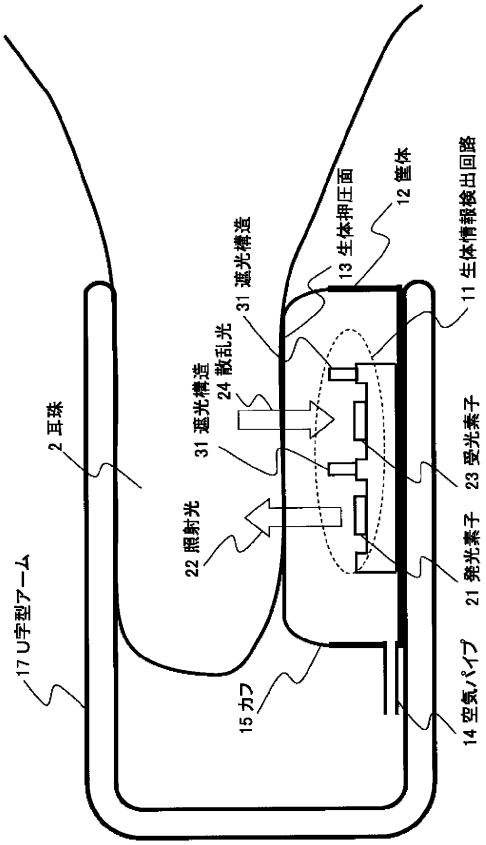
【図１４９】

[図149]



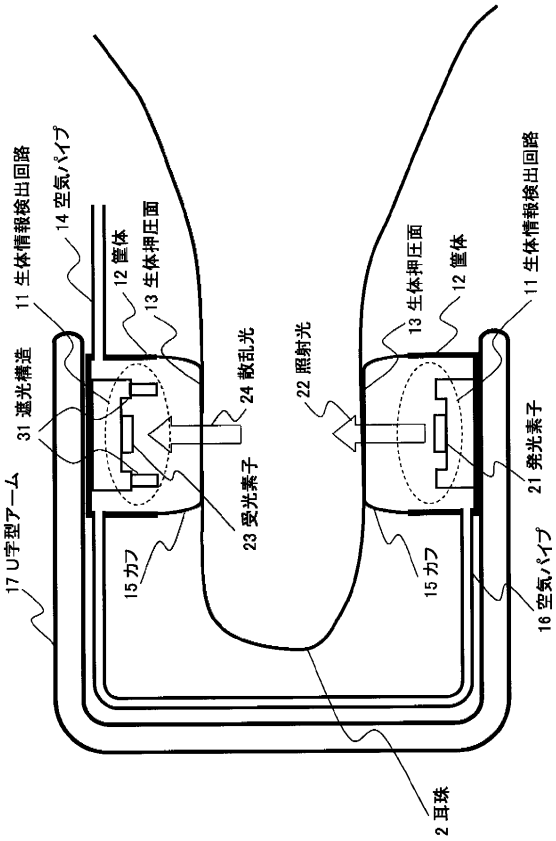
【図１５０】

[図150]



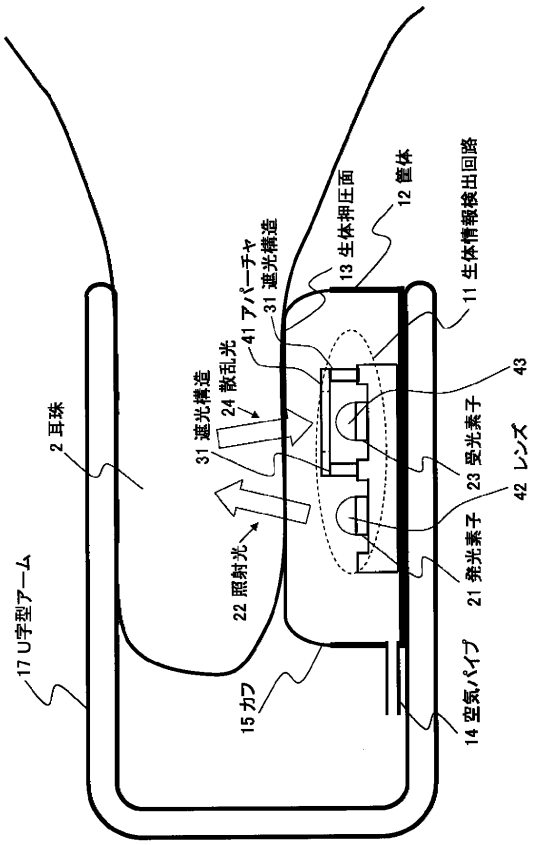
【図１５１】

[図151]



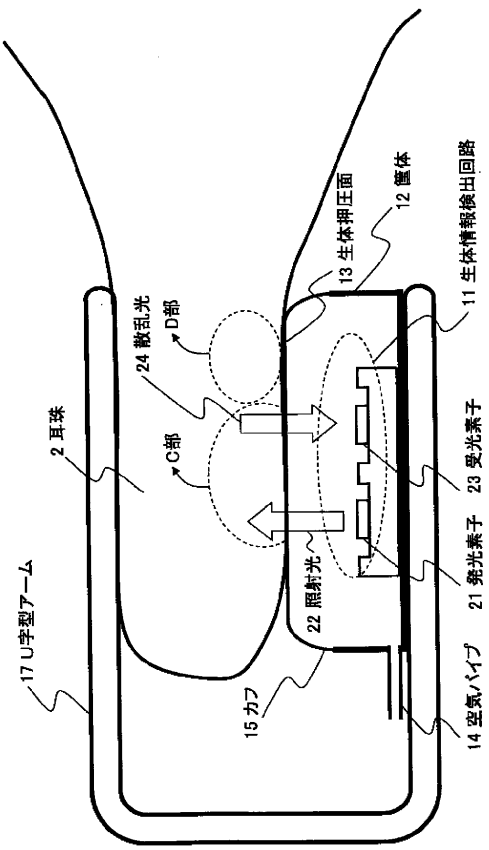
【図１５２】

[図152]

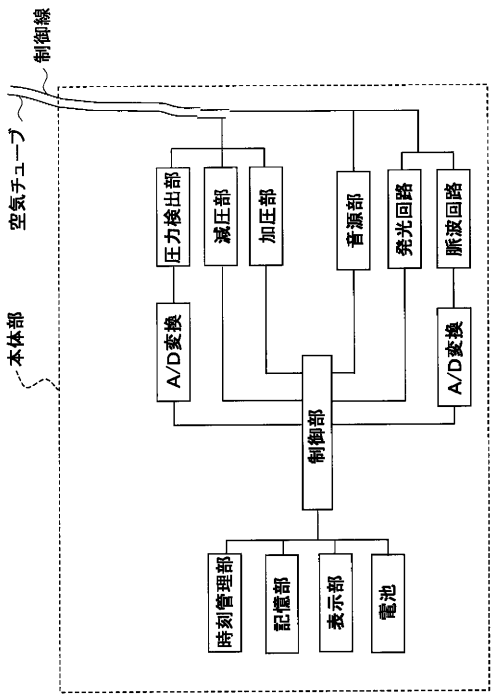


【図１５３】

[図153]



【図１５４】
[図154]



【手続補正書】
【提出日】平成17年2月25日(2005.2.25)
【手続補正００１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】特許請求の範囲
【補正方法】変更
【補正の内容】
【書類名】特許請求の範囲
【請求項１】耳部の一部に圧力を加えるための圧力印加部と、前記耳部の一部における脈波を検出するための検出部とを有することを特徴とする血圧計。
【請求項２】前記耳部の一部は、外耳の一部である請求項１に記載の血圧計。
【請求項３】前記外耳の一部は、耳介の一部である請求項２に記載の血圧計。
【請求項４】前記耳介の一部は、耳珠である請求項３に記載の血圧計。
【請求項５】前記外耳の一部は、外耳道である請求項２に記載の血圧計。
【請求項６】前記耳部の一部は、外耳の周辺である請求項１に記載の血圧計。
【請求項７】前記外耳の周辺は、耳介の付け根周辺の側頭部である請求項６に記載の血圧計。
【請求項８】前記耳介の付け根周辺の側頭部は、耳珠周辺の側頭部である請求項７に記載の血圧計。
【請求項９】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項１ないし８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項１０】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項１ないし８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項１１】生体の第１の部分に圧力を加えるための圧力印加部と、前記第１の部分に

おける脈波を検出するための検出部と、
生体の第２の部分に圧力を加えるための圧力印加部と、前記第２の部分における脈波を検出するための検出部と、を有する血圧計であって、
前記第１の部分に存在する血管は、前記第２の部分に存在する血管より太い、ことを特徴とする血圧計。
【請求項１２】前記第１の部分に存在する血管、あるいは前記第２の部分に存在する血管の、少なくともいずれか一方は、耳部の血管である請求項１１に記載の血圧計。
【請求項１３】一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む生体情報収集装置であって、生体情報を収集するためのセンシング部を有することを特徴とする生体情報収集装置。
【請求項１４】前記円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台の軸方向に音響の通路となる中空部分を含む請求項１３に記載の生体情報収集装置。
【請求項１５】前記センシング部は血圧センサーを有し、
前記血圧センサーは、少なくとも１組の発光素子と受光素子、及び圧力印加部を有する請求項１３に記載の生体情報収集装置。
【請求項１６】人の外耳または外耳道への装着に適した形状の生体情報収集装置であって、
外耳または外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部を有することを特徴とする生体情報収集装置。
【請求項１７】前記生体情報収集装置を外耳または外耳道に装着した際に音響の通路となる中空部分を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項１８】前記形状は、人の外耳または外耳道の形状の型に基づき形成したものである請求項１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項１９】前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２０】前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部を更に有する請求項１９に記載の生体情報収集装置。
【請求項２１】前記センシング部、前記駆動制御部、及び前記送信部のうちの少なくとも１つに電力を供給する電源部を更に有する請求項２０に記載の生体情報収集装置。
【請求項２２】前記センシング部は、血圧センサー、体温センサー、脈拍センサー、体位センサー、加速度センサー、血中酸素濃度センサー、脳波センサーのうちの少なくとも１つのセンサーを有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２３】前記生体情報収集装置を外耳に懸架する懸架部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２４】前記センシング部は血圧センサーを備え、
当該血圧センサーは、脈波を検出する検出部、及び圧力印加部を有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項２５】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項２４に記載の生体情報収集装置。
【請求項２６】前記圧力印加部には、前記形状を成す部材の周囲に該部材の軸に対して同心状に形成された凹部と、該凹部に設置される伸縮部材によって空気溜めが形成され、該空気溜めに圧力印加用パイプを通して空気を送排気すると該伸縮部材が前記部材の直径方向外側に向かって変位し、耳道壁を加圧する請求項２５に記載の生体情報収集装置。
【請求項２７】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項２４に記載の生体情報収集装置。
【請求項２８】携帯端末及び生体情報収集装置を有する生体情報収集システムであって、
前記生体情報収集装置は、
外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部と、
前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御

部と
前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部とを有し、
前記携帯端末は、
前記送信部からの情報を受信処理する端末受信部と、
該端末受信部からの情報を表示する表示部とを有することを特徴とする生体情報収集システム。
【請求項２９】前記生体情報収集装置は、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む請求項２８に記載の生体情報収集システム。
【請求項３０】前記生体情報収集装置は、人の外耳または外耳道への装着に適した形状である請求項２８に記載の生体情報収集システム。
【請求項３１】前記生体情報収集装置は、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部からなる形状を含む請求項２８に記載の生体情報収集システム。
【請求項３２】携帯端末及び生体情報収集装置を有する生体情報収集システムであって、
前記生体情報収集装置は、
外耳道から生体情報を収集するためのセンシング部と、
前記センシング部を駆動制御し、かつ前記センシング部からの信号を処理する駆動制御部と
前記駆動制御部で処理した情報を送信する送信部とを有し、
前記携帯端末は、
前記送信部からの情報を受信処理する端末受信部と、
通信網を介して情報処理装置へ該端末受信部からの信号を送信する通信部と、を有する生体情報収集システム。
【請求項３３】前記送信部は無線により信号を送信する無線送信部であり、前記端末受信部は無線により信号を受信する無線端末受信部である請求項２８又は３２に記載の生体情報収集システム。
【請求項３４】前記駆動制御部で処理した情報が、血圧値、体温、脈拍、体位、加速度、血中濃度、脳波の少なくとも一つを含む請求項２８ないし３３のうちいずれか１項に記載の生体情報収集システム。
【請求項３５】前記生体情報収集装置は、一部に円柱、円錐、角柱、角錐、円錐台又は角錐台からなる形状を含む請求項３４に記載の生体情報収集システム。
【請求項３６】前記生体情報収集装置は、人の外耳または外耳道への装着に適した形状である請求項３４に記載の生体情報収集システム。
【請求項３７】前記生体情報収集装置は、対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部からなる形状を含む請求項３４に記載の生体情報収集システム。
【請求項３８】前記携帯端末は、前記端末受信部からの情報を表示する表示部を更に有する請求項３４に記載の生体情報収集システム。
【請求項３９】前記通信部は、前記通信網を介して前記情報処理装置からの情報を受信処理する機能を更に有する請求項３４に記載の生体情報収集システム。
【請求項４０】前記表示部は、前記情報処理装置からの情報を表示する機能を更に有する請求項３９に記載の生体情報収集システム。
【請求項４１】前記携帯端末は、前記情報処理装置からの情報を前記生体情報収集装置に送信する端末送信部を更に有し、
前記生体情報収集装置は、該端末送信部からの情報を受信処理する受信部と、当該受信部からの情報を音声で伝達する音響部とを有する請求項３９に記載の生体情報収集システム。
【請求項４２】前記生体情報収集装置は、スピーカ部を更に有する請求項１３又は１６に記載の生体情報収集装置。
【請求項４３】前記生体情報収集装置は、計測した生体情報を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項４２に記載の生体情報収集装置。
【請求項４４】前記生体情報収集装置は、生体情報の計測を開始することを被測定者に通

知するための音を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項４２に記載の生体情報収集装置。
【請求項４５】前記生体情報収集装置は、生体情報の計測の途中であることを被測定者に通知するための音を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項４２に記載の生体情報収集装置。
【請求項４６】前記生体情報収集装置は、音楽を前記スピーカ部から発生させる手段を更に有する請求項４２に記載の生体情報収集装置。
【請求項４７】前記生体情報収集装置は、前記スピーカ部から音を発生させない時間を設定する手段を更に有する請求項４３ないし４６のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項４８】前記生体情報収集装置は、前記スピーカ部から発生される音の音量を変更可能なボリュームを更に有する請求項４３ないし４６のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項４９】前記生体情報収集装置は、外部の音量を計測する手段と、外部の音量に応じて前記スピーカ部から発生される音の音量を変更する手段とを更に有する請求項４３ないし４６のうちいずれか１項に記載の生体情報収集装置。
【請求項５０】対向する第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
　該第１のアームの該第２のアームに対向する側又は該第２のアームの該第１のアームに対向する側の少なくとも１箇所に備えられた圧力印加部と、
　脈波を検出するための検出部と
　を有することを特徴とする血圧計。
【請求項５１】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項５０に記載の血圧計。
【請求項５２】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項５０に記載の血圧計。
【請求項５３】前記検出部は、前記第１のアームと前記第２のアームとの間で透過する光の透過度を測定するための少なくとも１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５０に記載の血圧計。
【請求項５４】前記検出部は、前記第１のアームの前記第２のアームに対向する側又は前記第２のアームの前記第１のアームに対向する側のいずれかに供えられた光の反射度を測定するための少なくとも１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５０に記載の血圧計。
【請求項５５】耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
　耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの該第２のアームに対向する側に備えられた圧力印加部と、
　耳部の一部における脈波を検出するための検出部と
　を有することを特徴とする血圧計。
【請求項５６】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項５５に記載の血圧計。
【請求項５７】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項５５に記載の血圧計。
【請求項５８】前記検出部は、前記圧力印加部と前記第２のアームとの間で前記耳部の一部を透過する光の透過度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５５に記載の血圧計。
【請求項５９】前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、
　該固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有する請求項５５に記載の血圧計。

【請求項６０】耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第１の圧力印加部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第２のアームの内側に備えられた第２の圧力印加部と、
耳部の一部における脈波を検出するための検出部と
を有することを特徴とする血圧計。
【請求項６１】前記検出部は、前記第１の圧力印加部と前記第２の圧力印加部との間で前記耳部の一部を透過する光の透過度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６０に記載の血圧計。
【請求項６２】前記検出部は、前記圧力印加部又は前記第２のアームの内側に備えられ、前記耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５５に記載の血圧計。
【請求項６３】前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、
前記固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有し、
前記検出部は、前記圧力印加部又は該固定部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項５５に記載の血圧計。
【請求項６４】前記検出部は、前記第１のアームの第１の圧力印加部又は前記第２のアームの第２の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する１組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６０に記載の血圧計。
【請求項６５】耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第１の圧力印加部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームの内側に備えられた第２の圧力印加部と、
脈波を検出するための、前記第１の圧力印加部に対応する第１の検出部と、
脈波を検出するための、前記第２の圧力印加部に対応する第２の検出部と
を有することを特徴とする血圧計。
【請求項６６】前記第１のアームの内側に備えられた前記第１の圧力印加部と前記第２の圧力印加部とにそれぞれ独立に圧力を印加可能とした請求項６５に記載の血圧計。
【請求項６７】前記第１の検出部は、前記第１の圧力印加部と前記第２のアームとの間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第２の圧力印加部と前記第２のアームとの間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６５に記載の血圧計。
【請求項６８】前記第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、
前記固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有する請求項６７に記載の血圧計。
【請求項６９】耳部の一部を挟持するための第１のアームと第２のアームとを備えたフレーム部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームと該第２のアームの内側に共に備えられた第１の圧力印加部と、
耳部の一部に圧力を加えるために該第１のアームと該第２のアームの内側に共に備えられた第２の圧力印加部と、
脈波を検出するための、前記第１の圧力印加部に対応する第１の検出部と、
脈波を検出するための、前記第２の圧力印加部に対応する第２の検出部と
を有することを特徴とする血圧計。

【請求項７０】前記第１のアームと前記第２のアームの内側に共に備えられた前記第１の圧力印加部と前記第２の圧力印加部とにそれぞれ独立に圧力を印加可能とした請求項６９に記載の血圧計。
【請求項７１】前記第１の検出部は、前記第１のアーム側の第１の圧力印加部と前記第２のアーム側の第１の圧力印加部との間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第１のアーム側の第２の圧力印加部と前記第２のアーム側の第２の圧力印加部との間で耳部の一部を透過する光の透過度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６５に記載の血圧計。
【請求項７２】前記第１の検出部は、前記第１の圧力印加部又は前記第２のアームに備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第２の圧力印加部又は前記第２のアームに備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６５に記載の血圧計。
【請求項７３】該第２のアームの内側に備えられた耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を耳部の一部に押し付ける固定調整部とを更に有する請求項７２に記載の血圧計。
【請求項７４】前記第１の検出部は、前記第１のアーム側の第１の圧力印加部又は前記第２のアーム側の第１の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第１の組の発光素子及び受光素子とを有し、
前記第２の検出部は、前記第１のアーム側の第２の圧力印加部又は前記第２のアーム側の第２の圧力印加部に備えられた、耳部の一部に放射した光の反射度を測定する第２の組の発光素子及び受光素子とを有する請求項６９に記載の血圧計。
【請求項７５】前記第２のアームの内側で、前記第２の圧力印加部を介して耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を該第２の圧力印加部を介して耳部の一部に押し付ける固定調整部とを有する請求項６０に記載の血圧計。
【請求項７６】前記第２のアームの内側で、前記第１の圧力印加部及び前記第２の圧力印加部を介して耳部の一部に固定される固定部と、
該固定部を先端に備え、かつ該固定部を該第１の圧力印加部及び該第２の圧力印加部を介して耳部の一部に押し付ける固定調整部とを有する請求項６９に記載の血圧計。
【請求項７７】前記固定調整部は前記固定部を耳部の一部の方向へ押し付けるためのネジ機構を有する請求項５９に記載の血圧計。
【請求項７８】前記固定調整部は前記固定部を耳部の一部の方向へ押し付けるためのバネ留め機構を有する請求項５９に記載の血圧計。
【請求項７９】前記フレーム部は、前記血圧計を外耳の付け根に装着できるよう両端が内側に湾曲した半楕円形状の留め機構を更に有する請求項５０ないし７８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項８０】前記フレーム部は、前記血圧計をメガネのつる部に懸架するための懸架機構を更に有する請求項５０ないし７８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項８１】前記圧力印加部に印加する圧力を制御する圧力制御部と、前記圧力印加部の圧力を検知する圧力センサーと、前記検出部を駆動する駆動回路とを更に有する請求項５０ないし７８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項８２】前記検出部からの信号を処理する信号処理回路を更に有する請求項８１に記載の血圧計。
【請求項８３】前記耳部の一部は耳介およびその周辺の一部である請求項５０ないし７８のうちいずれか１項に記載の血圧計。
【請求項８４】前記耳介の一部は耳珠およびその周辺の一部である請求項５０ないし７８のうちいずれか１項に記載の血圧計。

【請求項８５】人体の耳介で生体情報を検出する生体情報検出装置であって、耳甲介周辺の耳介の軟骨に沿った形状であることを特徴とする生体情報検出装置。
【請求項８６】人体の耳介で生体情報を検出する生体情報検出装置であって、耳甲介周辺の耳介に沿った形状であることを特徴とする生体情報検出装置。
【請求項８７】前記耳介の軟骨に沿った形状が対輪に沿った形状である請求項８５に記載の生体情報検出装置。
【請求項８８】前記耳介に沿った形状が耳甲介及び対輪に沿った形状である請求項８６に記載の生体情報検出装置。
【請求項８９】前記耳介の軟骨に沿った形状が対輪及び耳珠板に沿った形状である請求項８５に記載の生体情報検出装置。
【請求項９０】前記耳介に沿った形状が耳甲介、耳珠、対珠及び対輪に沿った形状である請求項８６に記載の生体情報検出装置。
【請求項９１】前記耳介に沿った形状が耳甲介、耳珠、耳輪脚、対輪脚、対輪、対珠及び耳甲介腔の形状に沿った形状である請求項８６に記載の生体情報検出装置。
【請求項９２】前記生体情報検出装置において、更に、耳介の耳珠板外面にも沿う形状であり、かつ耳珠板内側から耳珠に当接する内側部と耳珠板外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である請求項８５に記載の生体情報検出装置。
【請求項９３】耳介の耳珠外面にも沿う形状であり、かつ耳珠内側から耳珠に当接する内側部と耳珠外側から耳珠に当接する外側部とで耳珠を被う形状である請求項８６に記載の生体情報検出装置。
【請求項９４】出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子とを有する請求項８５ないし９３のうちいずれか１項に記載の記載の生体情報検出装置。
【請求項９５】耳介の一部へ圧力を印加する圧力印加部と、
　耳介の一部の脈波を検出する検出部とを更に備える請求項８５ないし９３のうちいずれか１項に記載の記載の生体情報検出装置。
【請求項９６】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項９５に記載の生体情報検出装置。
【請求項９７】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項９５に記載の生体情報検出装置。
【請求項９８】前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記外側部又はカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項９９】前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記外側部又はカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１００】前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記内側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記内側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０１】前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記内側部又はカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生

体情報検出装置。
【請求項１０２】前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記内側部又はカフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０３】前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加するカフと、
　前記外側部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　前記外側部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０４】前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
　前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
　前記第１のカフ内部又は前記第２のカフ内部にある、出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子及び前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０５】前記内側部にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
　前記外側部にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
　前記第１のカフ又は第２のカフのいずれか一方の内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる発光素子と、
　他方のカフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する受光素子と、
　前記第１のカフ及び前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項９２又は９３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０６】前記カフ、前記第１のカフ又は前記第２のカフの耳珠側の内面若しくは耳珠側の外面に前記発光素子又は前記受光素子を固定した請求項９８、９９、１０１、１０２、１０４、又は１０５のうちのいずれか１項に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０７】更に耳介の付け根にかける留め機構を有する請求項８５ないし９３のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。
【請求項１０８】対向する１対のアームと、
　前記１対のアームのそれぞれの一端で前記１対のアームを接続する支軸と、
　前記支軸に設けられ、前記１対のアームの他端の間隔を調整する距離可変機構と、
　前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられた生体情報を検出する検出部と、
　を有することを特徴とする生体情報検出装置。
【請求項１０９】前記支軸を中心軸として、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームを回転させる回転機構を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１０】前記検出部が、前記アームの他端を貫通するネジ孔に取り付けられた調整ネジの先端に搭載されている請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１１】前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームが、前記支軸から前記他端までの長さを可変とすることができる請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１２】前記１対のアームが、人体の耳部の一部の一方の側面側に配置されるアーム及び前記耳部の一部の他方の側面側に配置されるアームで前記耳部の一部を挟むように構成されている請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１３】前記耳部の一部は耳介およびその周辺の一部である請求項１１２に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１４】前記耳介の一部は耳珠およびその周辺の一部である請求項１１３に記載の生体情報検出装置
【請求項１１５】前記一対のアームのうちの一つのアームは、前記一対のアームのうちの他のアームと対向する側と反対の側が人体の耳甲介又は耳甲介腔に沿った形状を持つ請求

項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１６】前記一対のアームのうちの一つのアームは、前記一対のアームのうちの他のアームと対向する側と反対の側がクッションを有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１７】人体の耳介の付け根に沿って懸架するための耳掛を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１８】前記耳掛が前記生体情報検出装置の本体から取り外し可能である請求項１１７に記載の生体情報検出装置。
【請求項１１９】前記耳掛及び前記クッションが磁力を利用して互いに引き合う請求１１７に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２０】少なくとも前記検出部を外部から遮光する遮光カバーを有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２１】少なくとも前記検出部及び前記耳部の一部を外部から遮光する遮光カバーを有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２２】圧力印加部を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２３】前記圧力印加部は、耳部の一部に圧力を印加するためのものである請求項１２２に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２４】前記圧力印加部は、空気圧を用いる機構、又は、アクチュエータ、を有する請求項１２２に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２５】前記検出部は、発光素子と受光素子とを有する光電センサー、圧力検知機構、振動センサー、コロトコフ音検出機構、のうちの少なくとも１つを有する請求項１２２に記載の血圧計。
【請求項１２６】前記１対のアームに音響信号を伝達するスピーカーを更に有する請求項１０８ないし１２５のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２７】前記検出部は、出力光を耳介の生体組織に入射させる発光素子及び当該生体組織からの散乱光を受光する受光素子である請求項１０８ないし１２５のうちいずれか１項に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２８】前記圧力印加部は、前記１対のアームのうち少なくとも１つのアームの前記他端であって前記１対のアームの対向する側に取り付けられている請求項１２２に記載の生体情報検出装置。
【請求項１２９】前記圧力印加部はカフであり、前記生体情報検出装置は前記カフに空気を挿抜する空気パイプを更に備え、前記空気パイプが人体の耳介の付け根に懸架するための耳掛状になっている請求項１２８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３０】前記空気パイプの途中に前記空気パイプを耳朶に固定する挟み込み部を有する請求項１２９に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３１】前記圧力印加部は少なくとも１つのカフを有し、前記カフの前記耳部の一部への接触方向の投影形状が円形、又は楕円形、又は角丸四角形である請求項１２３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３２】前記少なくとも１つのカフは、前記円形、又は楕円形の直径または短径が１１ｍｍ以下であるカフを含む請求項１３１に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３３】前記耳部の一部は、耳介およびその周辺の一部である請求項１２３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３４】前記耳介およびその周辺の一部は、耳珠およびその周辺の一部である請求項１３３に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３５】前記圧力印加部はカフであり、また前記耳部の一部は耳珠であり、前記カフは、耳珠と接する面の内側に前記検出部を備え、かつ前記検出部が接する前記カフの部分が透明な材料で構成され、前記カフの他の部分は遮光性もしくは減光性の材料により構成されている請求項１２８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３６】前記圧力印加部はカフであり、また前記耳部の一部は耳珠であり、前記検出部が、前記カフの耳珠と接する面に固定されている請求項１２８に記載の生体情報検

出装置。
【請求項１３７】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側又は外側のうちの一方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の他方の側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
　前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３８】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側又は外側のうちの一方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の他方の側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
　前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の前記他方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の前記一方の側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
　前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の前記他方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の前記一方の側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１３９】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側又は外側のうちの一方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の他方の側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
　前記カフ内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
　前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の前記他方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の前記一方の側に配置されるアームに対向する側にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４０】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側又は外側のうちの一方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の他方の側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠に圧力を印加するカフと、
　前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の前記他方の側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の前記一方の側に配置されるアームに対向する側にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
　前記カフ内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
　前記カフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４１】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
　前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
　前記第１のカフ又は第２のカフの内部にある、出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子及び前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、

前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４２】前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の外側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の内側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第１のカフと、
前記１対のアームのうち前記人体の耳珠の内側に配置されるアームの前記他端であって前記人体の耳珠の外側に配置されるアームに対向する側にあって耳珠へ圧力を印加する第２のカフと、
前記第１のカフ又は第２のカフのいずれか一方のカフの内部にあって出力光を耳介の生体組織へ入射させる前記検出部の一部としての発光素子と、
他方のカフの内部にあって前記生体組織からの散乱光を受光する前記検出部の一部としての受光素子と、
前記第１のカフおよび前記第２のカフへ空気を挿抜する空気パイプと、を更に有する請求項１０８に記載の生体情報検出装置。
【請求項１４３】非伸縮部材からなる基体と、当該基体の片面に設けられた伸縮部材と、空気供給パイプと、を備えたカフであって、
前記空気供給パイプから空気を供給することによって前記伸縮部材の押圧面が基体の片面側にのみせり出すことを特徴とするカフ。
【請求項１４４】前記基体は平面状又は曲面状である請求項１４３に記載のカフ。
【請求項１４５】１の面が開放された筐体と、当該開放された１の面を覆って、該１の面の側に押圧面を形成する伸縮部材と、前記筐体に設けられた空気供給パイプと、を備えたカフであって、
前記筐体と前記伸縮部材とで囲まれたカフ内部への前記空気供給パイプからの空気供給により、前記押圧面がせり出すことを特徴とするカフ。
【請求項１４６】前記押圧面の外形が円形又は楕円形、又は角丸四角形である請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１４７】前記押圧面の形状が前記カフの外部に向けて凹型である請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１４８】前記押圧面の形状が前記カフの外部に向けて凸型である請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１４９】前記押圧面の形状が平坦である請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１５０】前記押圧面と前記筐体との間の前記伸縮部材にあって、前記押圧面を支える側部が、前記押圧面の移動方向に伸縮するたるみを有する請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１５１】前記押圧面のせり出し方向における前記押圧面の伸縮率が、前記たるみの前記せり出し方向における伸縮率よりも小さい請求項１５０に記載のカフ。
【請求項１５２】前記伸縮部材のうち、前記押圧面を形成する部分の厚さが、前記たるみを形成する部分の厚さよりも厚い請求項１５０に記載のカフ。
【請求項１５３】前記伸縮部材のうち、前記押圧面を形成する部分の材料の伸縮性が、前記たるみを形成する部分の材料の伸縮性よりも低い請求項１５０に記載のカフ。
【請求項１５４】前記伸縮部材の側部が弾性体によって前記筐体の外壁に固定されている請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１５５】前記伸縮部材の側部が該側部の弾力性によって前記筐体の外壁に固定されている請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１５６】前記伸縮部材の側部が前記筐体の外壁に熱圧着されている請求項１４５に記載のカフ。
【請求項１５７】前記伸縮部材として、シリコーン樹脂、天然ゴム、ブチルゴムなどの弾性を有する材料、あるいはポリエチレン、ポリプロピレン、ポリ塩化ビニル、ポリ酢酸ビニルなどの汎用プラスチック材料、あるいはそれらの共重合体、または不織布をポリマーでコートした気密性のある布または紙などで、光を通す材料を用いる請求項１４５に記載

のカフ。
【請求項１５８】前記押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、当該発光素子の発光する光に対して透明又は半透明である請求項１４３ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１５９】前記カフの外部で散乱した散乱光を前記押圧面を通して受光する受光素子を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、前記受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明である請求項１４３ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６０】前記押圧面を通して前記カフの内部から外部に向けて出射する光を発光する発光素子と、前記発光素子で発光し前記カフの外部で散乱する散乱光を前記押圧面を通して受光する受光素子と、を前記筐体の内部に更に有し、前記押圧面は、前記発光素子の発光する光及び前記受光素子が受光する散乱光に対して透明又は半透明である請求項１４３ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６１】前記カフの表面に発光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６２】前記カフの表面に受光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６３】前記カフの表面に、発光素子及び受光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６４】前記カフの裏面に発光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６５】前記カフの裏面に受光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６６】前記カフの裏面に、発光素子及び受光素子を有する請求項１４５ないし１５７のうちいずれか１項に記載のカフ。
【請求項１６７】生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記受光素子の前面に、前記受光素子への入射光角度を制限する遮光構造とを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１６８】前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたフードである請求項１６７に記載の生体情報検出回路。
【請求項１６９】前記遮光構造が、前記受光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である請求項１６７に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７０】生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記散乱光のうち前記生体の特定の位置からの散乱光を前記受光素子の受光面に集光するレンズとを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７１】生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光角度を制限する遮光構造とを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７２】前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたフードである請求項１７１に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７３】前記遮光構造が、前記発光素子の前面に設けられたアパーチャを有する遮光構造である請求項１７１に記載の生体情報検出回路。
【請求項１７４】生体の一部に光を照射する発光素子と、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と

、
　前記発光素子の前面に、前記発光素子からの出射光を前記生体の特定の位置に集光するレンズとを有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７５】生体の一部に光を照射する端面発光型レーザと、
　前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
　を有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７６】生体の一部に光を照射する面発光レーザと、
前記照射された光が生体の一部で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する受光素子と、
　を有することを特徴とする生体情報検出回路。
【請求項１７７】耳部の一部を挟み込むＵ字型のアームと、
　当該アームの一方の内側に、前記耳部の一部に圧力を印加するカフと、
　請求項１６７ないし１７６のうちいずれか１項に記載の生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、
　前記生体情報検出回路が当該カフに内蔵されていることを特徴とする生体情報測定装置。
【請求項１７８】耳部の一部を挟み込むＵ字型のアームと、
　当該アームの両方の内側に、それぞれ前記耳部の一部に圧力を印加するカフと、
　請求項１６７ないし１７６のうちいずれか１項に記載の生体情報検出回路と、を有する生体情報測定装置であって、
　前記生体情報検出回路の発光素子が前記一方のカフに内蔵され、
　前記生体情報検出回路の受光素子が前記他方のカフに内蔵されていることを特徴とする生体情報測定装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/014759

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl[7] A61B5/02, A61B5/00

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)
Int.Cl[7] A61B5/02, A61B5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 4-17651 B2 (National Research Development Corp.), 26 March, 1992 (26.03.92), Full text; all drawings & JP 58-41529 A & EP 73123 A2 & US 4730621 A	1-3,9,10
X	JP 4-256727 A (Hikari Giken Kabushiki Kaisha), 11 September, 1992 (11.09.92), Full text; all drawings (Family: none)	1-3,9,10
A	JP 9-122083 A (Noboru AKASAKA, Koji AKAI), 13 May, 1997 (13.05.97), Full text; all drawings & EP 770349 A1	1-4,9,10

☒ 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
16 December, 2004 (16.12.04)

Date of mailing of the international search report
28 December, 2004 (28.12.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/014759

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CD-ROM of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 3811/1993(Laid-open No. 55602/1994) (Mitsubishi Pencil Co., Ltd.), 02 August, 1994 (02.08.94), Full text; all drawings (Family: none)	1-4,9,10
A	WO 2002/089663 A1 (TRION AG), 14 November, 2002 (14.11.02), Full text; all drawings & EP 1273260 A1 & EP 1256312 A1	1-4,9,10
A	JP 7-241279 A (Nihon Kohden Corp.), 19 September, 1995 (19.09.95), Full text; all drawings (Family: none)	1-4,9,10
A	JP 3270916 B2 (Nihon Kohden Corp.), 25 January, 2002 (25.01.02), Full text; all drawings & JP 7-275226 A & EP 678277 A1 & US 5662104 A	1-4,9,10
A	JP 2796540 B2 (Mitsuyoshi TOMITA), 03 July, 1998 (03.07.98), Full text; all drawings & JP 3-103228 A	1-4,9,10
A	JP 2003-52652 A (Tanita Corp.), 25 February, 2003 (25.02.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-4,9,10
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 2187/1987(Laid-open No. 111103/1988) (Sanyo Electric Co., Ltd.), 16 July, 1988 (16.07.88), Full text; all drawings (Family: none)	1-4,9,10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/014759

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See extra sheet 1.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-4, 9, 10

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2004/014759

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Inventions in Claims 1-3, 5, 9, 10, 13-27, 31, 35-37, 39, 46-50, 52-55, 76-78, 106, 107, 110-112, 115, 119, 120, 146-148, 151, 152, 160, 169-176 among inventions in Claims 1-180 make no contribution over the prior art since they are disclosed in the documents 1-10 below.

Document 1: JP 4-17651 B2 (National Research Development Corp.), 26 March, 1992 (26.03.92), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 1-3, 9, 10, 47-50, 52-55, 76-78, 146, 147, 160)

Document 2: JP 9-122083 A (Noboru AKASAKA, Koji AKAI), 13 May, 1997 (13.05.97), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 13, 14, 16-22, 26, 39, 46)

Document 3: CD-ROM of the specification and drawings annexed to the written application of Japanese Utility Model Application No. 5-3811 (laid-open No. 6-55602) (Mitsubishi Pencil Co., Ltd.), 02 August, 1994 (02.08.94), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 106, 107, 110, 111, 115, 119, 120)

Document 4: JP 4-256727 A (Hikari Giken Kabishiki Kaisha), 11 September, 1992 (11.09.92), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 1-3, 5, 9, 10, 13-19, 21, 22, 24-26)

Document 5: WO 2002/089663 A1 (TRION AG), 14 November, 2002 (14.11.02), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 27, 31, 35-37)

Document 6: JP 7-241279 A (Nihon Kohden Corp.), 19 September, 1995 (19.09.95), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 13, 16, 23)

Document 7: JP 3270916 B2 (Nihon Kohden Corp.), 25 January, 2002 (25.01.02), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 106, 110, 111, 112)

Document 8: JP 2796540 B2 (Mitsuyoshi TOMITA), 03 July, 1998 (03.07.98), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 148, 151, 152)

Document 9: JP 2003-52652 A (Tanita Corp.), 25 February, 2003 (25.02.03), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 172, 176)

Document 10: Microfilm of the specification and drawings annexed to the written application of Japanese Utility Model Application No. 62-2187 (laid-open No. 63-111103) (Sanyo Electric Co., Ltd.), 16 July, 1988 (16.07.88), all sentences, all figures
(corresponding to Claims 169-171, 173-175)

Accordingly, the matters described in Documents 1-10 are not special technical features in the meaning of the second sentence of PCT Rule 13.2.

Therefore, there is no special technical feature commonly pertaining to inventions in Claims 1-180.

In the Claims in which prior arts described in Claims 1-10 are avoided, the number of the inventions is calculated by classifying the Claims as follows.

Claims [4], [6, 7, 8], [11, 12], [28], [29], [30], [32], [33], [34], [38], [40, 44, 45], [41], [42], [43], [51], [56, 72, 73], [57, 58, 61, 70], [59], [60], [62-64, 67, 68], [65, 66, 69, 71], [74], [75], [79], [80, 82, 84, 87, 89-92, 105], [81, 83, 85, 86, 88, 93-104], [108], [109], [113], [114], [116], [117], [118], [121], [122], [123], [124], [125-127, 132, 133], [128, 129], [130, 131], [134], [135], [136], [137], [138], [139], [140], [141], [142], (143), [144], [145], [149], [150], [153-155], [156], [157], [158], [159], [161], [162], [163], [164], [165], [166], [167], [168], [177], [178], [179], [180]

国際調査報告	国際出願番号 PCT／JP2004／014759

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int. Cl[7] A61B 5/02 , A61B 5/00

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[7] A61B 5/02 , A61B 5/00

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	1971－2004年
日本国登録実用新案公報	1994－2004年
日本国実用新案登録公報	1996－2004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	関連する請求の範囲の番号
X	JP 4-17651 B2(ﾅｼｮﾅﾙ･ﾘｻｰﾁ･ﾃﾞｨﾍﾞﾛｯﾌﾟﾒﾝﾄ･ｺｰﾎﾟﾚｲｼｮﾝ), 1992.03.26, 全文, 全図 & JP 58-41529 A & EP 73123 A2 & US 4730621 A	1-3, 9, 10
X	JP 4-256727 A(光技建株式会社), 1992.09.11, 全文, 全図 (ファミリー無し)	1-3, 9, 10
A	JP 9-122083 A(赤坂昇、赤井孝司), 1997.05.13, 全文, 全図 & EP 770349 A1	1-4, 9, 10

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊ 引用文献のカテゴリー
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
16. 12. 2004	28.12.2004

国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官（権限のある職員）	
日本国特許庁（ISA／JP） 郵便番号100－8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	伊藤 幸仙	2W 9604
	電話番号 03－3581－1101 内線 3290	

様式PCT／ISA／210（第2ページ）（2004年1月）

国際調査報告	国際出願番号 PCT／JP２００４／０１４７５９

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	関連する請求の範囲の番号
A	日本国実用新案登録出願5-3811号（日本国実用新案登録出願公開6-55602号）の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したCD-ROM(三菱鉛筆株式会社), 1994.08.02, 全文, 全図 （ファミリー無し）	1-4, 9, 10
A	WO 2002/089663 A1 (TRION AG), 2002.11.14, 全文, 全図 & EP 1273260 A1 & EP 1256312 A1	1-4, 9, 10
A	JP 7-241279 A(日本光電工業株式会社), 1995.09.19, 全文, 全図 (ファミリー無し)	1-4, 9, 10
A	JP 3270916 B2(日本光電工業株式会社), 2002.01.25, 全文, 全図 & JP 7-275226 A & EP 678277 A1 & US 5662104 A	1-4, 9, 10
A	JP 2796540 B2(冨田光衛), 1998.07.03, 全文, 全図 & JP 3-103228 A	1-4, 9, 10
A	JP 2003-52652 A(株式会社タニタ), 2003.02.25, 全文, 全図 （ファミリー無し）	1-4, 9, 10
A	日本国実用新案登録出願62-2187号（日本国実用新案登録出願公開63-111103号）の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム(三洋電機株式会社), 1988.07.16, 全文, 全図 （ファミリー無し）	1-4, 9, 10

国際調査報告	国際出願番号 PCT／ＪＰ２００４／０１４７５９

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第８条第３項（ＰＣＴ１７条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第３文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

別紙１参照。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。

4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲１－４，９，１０

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

国際調査報告 | 国際出願番号 PCT／JP2004／014759

別紙１
第III欄　発明の単一性が欠如しているときの意見
＜国際調査機関の認定＞

請求の範囲1-180に係る発明のうち、請求の範囲1-3, 5, 9, 10, 13-27, 31, 35-37, 39, 46-50, 52-55, 76-78, 106, 107, 110-112, 115, 119, 120, 146-148, 151, 152, 160, 169-176に係る発明は、以下の文献1-10により開示されているので先行技術の域を出ない。

文献１：JP 4-17651 B2(ﾅｼｮﾅﾙ・ﾘｻｰﾁ・ﾃﾞｨﾍﾞﾛｯﾌﾟﾒﾝﾄ・ｺｰﾎﾟﾚｲｼｮﾝ), 1992.03.26,
全文, 全図
（請求の範囲1-3, 9, 10, 47-50, 52-55, 76-78, 146, 147, 160に対応）
文献２：JP 9-122083 A(赤坂昇、赤井孝司), 1997.05.13, 全文, 全図
（請求の範囲13, 14, 16-22, 26, 39, 46に対応）
文献３：日本国実用新案登録出願5-3811号（日本国実用新案登録出願公開6-55602号）の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したCD-ROM(三菱鉛筆株式会社), 1994.08.02, 全文, 全図
（請求の範囲106, 107, 110, 111, 115, 119, 120に対応）
文献４：JP 4-256727 A(光技建株式会社), 1992.09.11, 全文, 全図
（請求の範囲1-3, 5, 9, 10, 13-19, 21, 22, 24-26に対応）
文献５：WO 2002/089663 A1 (TRION AG), 2002.11.14, 全文, 全図
（請求の範囲27, 31, 35-37に対応）
文献６：JP 7-241279 A(日本光電工業株式会社), 1995.09.19, 全文, 全図
（請求の範囲13, 16, 23に対応）
文献７：JP 3270916 B2(日本光電工業株式会社), 2002.01.25, 全文, 全図
（請求の範囲106, 110, 111, 112に対応）
文献８：JP 2796540 B2(冨田光衛), 1998.07.03, 全文, 全図
（請求の範囲148, 151, 152に対応）
文献９：JP 2003-52652 A(株式会社タニタ), 2003.02.25, 全文, 全図
（請求の範囲172, 176に対応）
文献10：日本国実用新案登録出願62-2187号（日本国実用新案登録出願公開63-111103号）の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録したマイクロフィルム(三洋電機株式会社), 1988.07.16, 全文, 全図
（請求の範囲169-171, 173-175に対応）

よって、上記文献1-10に記載された事項は、PCT規則13.2の第2文の意味において、特別な技術的特徴ではない。
それ故、請求の範囲1-180に係る発明に共通の特別な技術的特徴はない。

上記文献1-10に記載された先行技術を回避した請求の範囲については、発明の数は以下のように区分して計算した。
請求の範囲[4][6, 7, 8][11, 12][28][29][30][32][33][34][38][40, 44, 45][41][42][43][51][56, 72, 73][57, 58, 61, 70][59][60][62-64, 67, 68][65, 66, 69, 71][74][75][79][80, 82, 84, 87, 89-92, 105][81, 83, 85, 86, 88, 93-104][108][109][113][114][116][117][118][121][122][123][124][125-127, 132, 133][128, 129][130, 131][134][135][136][137][138][139][140][141][142][143][144][145][149][150][153-155][156][157][158][159][161][162][163][164][165][166][167][168][177][178][179][180]

フロントページの続き

(31)優先権主張番号　特願2004-218616(P2004-218616)
(32)優先日　　平成16年7月27日(2004.7.27)
(33)優先権主張国　　日本国(JP)

(81)指定国　　AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者　須藤　昭一
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　嶋田　純一
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　相原　公久
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　小泉　弘
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　多々良　尚愛
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　林田　尚一
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　美野　真司
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　小口　泰介
東京都千代田区大手町二丁目３番１号　日本電信電話株式会社内
(72)発明者　杤久保　修
神奈川県横浜市保土ヶ谷区瀬戸ヶ谷町２４３－１０８

Ｆターム(参考) 4C017 AA08　AA09　AA10　AA12　AA16　AB08　AC03　AC11　AC28　AC32
AD01

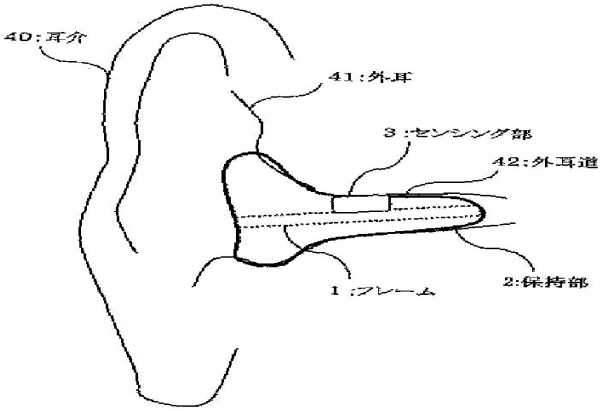
（注）この公表は、国際事務局（ＷＩＰＯ）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第１８４条の１０第１項(実用新案法第４８条の１３第２項）により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	生物信息检测装置和血压计		
公开(公告)号	JPWO2005034742A1	公开(公告)日	2006-12-21
申请号	JP2005514585	申请日	2004-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
[标]发明人	上西祐司 日暮栄治 長沼和則 須藤昭一 嶋田純一 相原公久 小泉弘 多々良尚愛 林田尚一 美野真司 小口泰介 杤久保修		
发明人	上西 祐司 日暮 栄治 長沼 和則 須藤 昭一 嶋田 純一 相原 公久 小泉 弘 多々良 尚愛 林田 尚一 美野 真司 小口 泰介 杤久保 修		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6817 A61B5/0002 A61B5/02208 A61B5/02225 A61B5/6815 A61B5/6816 A61B5/6838 A61B5/7405 A61B2560/045 A61B2562/0238		
FI分类号	A61B5/02.332.B A61B5/02.D A61B5/02.310.G A61B5/02.337.B A61B5/02.337.E		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA16 4C017/AB08 4C017/AC03 4C017/AC11 4C017/AC28 4C017/AC32 4C017/AD01		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2003350932 2003-10-09 JP 2003350933 2003-10-09 JP 2004000660 2004-01-05 JP 2004124168 2004-04-20 JP 2004218616 2004-07-27 JP		
其他公开文献	JP4179326B2		

外部链接	Espacenet

摘要(译)

提供一种活体信息收集装置，其具有适于佩戴在人体的外耳道中的形状，并且具有用于从外耳道收集活体信息的感测部。 另外，提供了一种血压计，其中，该血压计包括：框架部分，其包括彼此相对的第一臂和第二臂；以及第一臂和第二臂。 压力施加部分设置在第一臂的与第二臂相对的一侧和第二臂的与第一臂相对的一侧中的至少一个上； 检测部用于检测脉搏波。



40... AURICLE
41... EXTERNAL EAR
3... SENSING PART
42... EXTERNAL AUDITORY MEATUS