



(10) **DE 11 2018 006 494 T5** 2020.10.22

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2019/124025**
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2
IntPatÜG)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2018 006 494.8**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2018/044217**

(86) PCT-Anmeldetag: **30.11.2018**

(87) PCT-Veröffentlichungstag: **27.06.2019**

(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **22.10.2020**

(51) Int Cl.: **A61B 5/022 (2006.01)**
A61B 5/02 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2017-245311 21.12.2017 JP

(71) Anmelder:
**OMRON Corporation, Kyoto, JP; OMRON
HEALTHCARE CO., LTD., Muko-shi, Kyoto, JP**

(74) Vertreter:
**isarpatent - Patent- und Rechtsanwälte Behnisch
Barth Charles Hassa Peckmann & Partner mbB,
80801 München, DE**

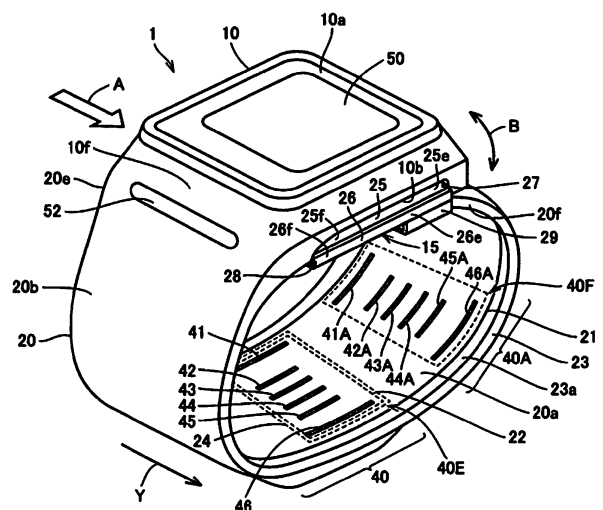
(72) Erfinder:
**Mori, Kentaro, Muko-shi, Kyoto, JP; Kawabata,
Yasuhiro, Muko-shi, Kyoto, JP; Matsumura,
Naomi, Muko-shi, Kyoto, JP**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Messgerät und Programm**

(57) Zusammenfassung: Informationen über Pulswellen werden genauer erhalten. Ein Gerät, welches Pulswellen misst, beinhaltet eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche entsprechend zu jeweiligen Messorten beabstandet zueinander angeordnet werden können. Die erste Pulswellensensoreinheit gibt ein Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen Messort aus und detektiert ein Spannungssignal, welches Pulswellen von dem Messort repräsentiert. Die zweite Pulswellensensoreinheit gibt ein Stromsignal, welches eine Frequenz unterschiedlich von der ersten Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort aus und detektiert ein Spannungssignal, welches Pulswellen von dem Messort repräsentiert. Das Gerät bearbeitet das Spannungssignal, welches durch die erste Pulswellensensoreinheit detektiert ist, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz und verarbeitet das Spannungssignal, welches durch die zweite Pulswellensensoreinheit detektiert ist, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu einer zweiten Frequenz.



Beschreibung

TECHNISCHER BEREICH

[0001] Die vorliegende Offenbarung betrifft ein Messgerät und ein Programm, und speziell ein Gerät und ein Programm für das Messen von Information von Pulswellen.

STAND DER TECHNIK

[0002] Beispielsweise offenbart PTL 1 (Japanische Patent-Offenlegung Nr. 2017-070739) als ein Verfahren des Detektierens von Pulswellen eine Konfiguration, welche ein biologisches Signal misst, wobei Information über Pulswellen von einer oder von beiden einer Radialarterie und einer Ulnararterie beinhaltet sind.

[0003] PTL 2 (Japanische Patent-Offenlegung Nr. 2016-0135261) offenbart eine Konfiguration, in welcher für das Detektieren von Pulswellen von einem Sensor Licht auf eine Oberfläche eines lebenden Körpers ausgesendet wird, welcher Licht emittierende Elemente besitzt, welche in einer ersten Richtung ausgerichtet sind, und Licht, welches den lebenden Körper durchquert hat, wird an einem Lichtaufnahmeelement empfangen und als ein Pulswellensignal detektiert. PTL 2 offenbart eine Konfiguration, welche zwischen Signalen von Licht unterscheidet, welche von in der Nähe angeordneten Sensoren abgeleitet werden, indem ein Zyklus der Lichtemission von den Sensoren verschoben wird.

ZITATLISTE

PATENTLITERATUR

PTL 1: Japanische Patent-Offenlegung Nr. 2017-070739

PTL 2: Japanische Patent-Offenlegung Nr. 2016-135261

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

TECHNISCHES PROBLEM

[0004] Herkömmlicherweise, um Information über Pulswellen zu detektieren, wurde eine Konfiguration, welche Pulswellensignale mit Pulswellensensoren an zwei unterschiedlichen Punkten oberhalb einer Arterie detektiert, vorgeschlagen. Wenn die Pulswellensensoren in diesem Fall in der Nähe angeordnet sind, kann ein Detektiersignal von einem Pulswellensensor mit einem Detektiersignal von dem anderen Pulswellensensor interferieren. Deshalb wurde für das genaue Detektieren der Information über Pulswellen, das Eliminieren des Einflusses durch Interferenz gewünscht.

[0005] Eine Aufgabe in einem Gesichtspunkt der vorliegenden Erfindung ist es, ein Messgerät und ein Programm für genaueres Erhalten von Information über Pulswellen bereitzustellen.

LÖSUNG DES PROBLEMS

[0006] Entsprechend zu einem Gesichtspunkt dieser Offenbarung beinhaltet ein Gerät, welches Pulswellen misst, eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche in Korrespondenz mit jeweiligen Messorten, entfernt voneinander, angeordnet werden können.

[0007] Die erste Pulswellensensoreinheit beinhaltet eine erste Ausgabereinheit, welche ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen ersten Detektor, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert.

[0008] Die zweite Pulswellensensoreinheit beinhaltet eine zweite Ausgabereinheit, welche ein zweites Stromsignal ausgibt, welches eine zweite Frequenz besitzt, unterschiedlich von der ersten Frequenz, für einen entsprechenden Messort, und einen zweiten Detektor, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert.

[0009] Der erste Detektor bearbeitet das detektierte Spannungssignal, welches Pulswellen basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz repräsentiert, und der zweite Detektor bearbeitet das detektierte Spannungssignal, welches Pulswellen basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz repräsentiert.

[0010] Vorzugsweise wird 60 kHz als die erste Frequenz definiert, und 50 kHz wird als die zweite Frequenz definiert.

[0011] Ein Gerät, welches Pulswellen misst, entsprechend zu einem anderen Gesichtspunkt dieser Offenbarung, beinhaltet eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche in Korrespondenz mit jeweiligen Messorten entfernt voneinander angeordnet werden können.

[0012] Die erste Pulswellensensoreinheit beinhaltet eine erste Ausgabereinheit, welche ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, zu einem entsprechenden Messort ausgibt, und einen ersten Detektor, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert, und die zweite Pulswellensensoreinheit beinhaltet eine zweite Ausgabereinheit, welche ein zweites Stromsignal, welches eine

zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen zweiten Detektor, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Puls- wellen von dem entsprechenden Messort repräsen- tiert. Das Messgerät betreibt alternativ die erste Puls- wellensensoreinheit und die zweite Pulswellensen- soreinheit bei vorher festgelegten Intervallen.

[0013] Vorzugsweise sind die erste Frequenz und die zweite Frequenz zueinander gleich.

[0014] Vorzugsweise ist die erste Frequenz unter- schiedlich von der zweiten Frequenz.

[0015] Vorzugsweise wird 50 kHz oder 60 kHz als die erste Frequenz definiert, und 50 kHz oder 60 kHz wird als die zweite Frequenz detektiert.

[0016] Vorzugsweise detektiert das Messgerät fer- ner eine Pulswellengeschwindigkeit von wenigstens einer der Pulswellen, welche durch das Spannungs- signal repräsentiert ist, welches durch den ersten Detektor detektiert ist, und die Pulswellen, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, wel- ches durch den zweiten Detektor detektiert ist.

[0017] Vorzugsweise beinhaltet das Messgerät fer- ner ein Blutdruckberechnungselement, welches we- nigstens einen von einem ersten Blutdruck basierend auf der Pulswellengeschwindigkeit berechnet, wel- che basierend auf Pulswellen berechnet ist, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, wel- ches durch den ersten Detektor detektiert ist, und ei- nen zweiten Blutdruck basierend auf der Pulswellen- geschwindigkeit, welche basierend auf den Pulswel- len berechnet ist, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, welches durch den zweiten Detek- tor detektiert ist.

[0018] Vorzugsweise detektiert das Messgerät ein S/N-Verhältnis für jedes der Spannungssignale, wel- che die Pulswellen repräsen- tieren, und welche durch den ersten Detektor und den zweiten Detektor detek- tiert sind.

[0019] Vorzugsweise berechnet das Blutdruckbe- rechnungselement einen Blutdruck basierend auf der Pulswellengeschwindigkeit, welche basierend auf dem Pulswellen berechnet ist, welche durch ein Spannungssignal mit höherem S/N-Verhältnis reprä- sentiert sind, aus den Spannungssignalen, welche die Pulswellen repräsentieren und durch den ersten Detektor und den zweiten Detektor detektiert sind.

[0020] Vorzugsweise berechnet das Blutdruckbe- rechnungselement einen repräsentativen Blutdruck aus dem ersten Blutdruck und dem zweiten Blut- druck.

[0021] Vorzugsweise beinhaltet der repräsentative Blutdruck einen Durchschnittsblutdruck aus dem ers- ten Blutdruck und dem zweiten Blutdruck.

[0022] Vorzugsweise wird der Durchschnittsblut- druck als ein Durchschnitt repräsentiert, welcher mit dem ersten Blutdruck und dem zweiten Blutdruck, welche gewichtet sind, berechnet wird, und eine Wichtung für den ersten Blutdruck basiert auf einem entsprechenden S/N-Verhältnis und eine Wichtung für den zweiten Blutdruck basiert auf einem entspre- chenden S/N-Verhältnis.

[0023] Vorzugsweise beinhaltet das Messgerät fer- ner eine Anzeige und eine Kommunikationseinheit, welche mit einem externen Informationsverarbei- tungsgerät kommuniziert, welches eine Anzeigeein- heit beinhaltet, und das Messgerät sendet einen Blut- druckwert, welcher durch das Blutdruckberechnungs- element berechnet ist, durch die Kommunikationsein- heit zu dem Informationsverarbeitungsgerät für das Anzeigen auf der Anzeigeeinheit.

[0024] Noch ein weiterer Gesichtspunkt dieser Of- fenbarung ist auf ein Programm gerichtet, welches einen Computer veranlasst, ein Verfahren des Steu- erns eines Gerätes durchzuführen. Das Gerät be- inhaltet eine erste Pulswellensensoreinheit und ei- ne zweite Pulswellensensoreinheit, welche in Kor- respondenz mit jeweiligen Messorten getrennt von- einander angeordnet werden können. Das Verfah- ren beinhaltet einen erste Ausgabeschritt des Steu- erns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein ers- tes Stromsignal auszugeben, welches eine erste Fre- quenz besitzt, an einen entsprechenden Messort, ei- nen ersten Detektierschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von einem Mess- ort entsprechend zu der ersten Pulswellensensorein- heit repräsentiert, einen zweiten Ausgabeschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein zweites Stromsignal auszugeben, welches eine zweite Frequenz besitzt, zu einem entsprechenden Messort, einen zweiten Detektierschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Span- nungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von einem Messort repräsentiert, entsprechend zu der zweiten Pulswellensensoreinheit, einen ersten Ver- arbeitungsschritt des Verarbeitens des Spannungs- signals, welches Pulswellen repräsentiert, und wel- che in dem ersten Detektierschritt detektiert sind, ba- sierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz, und einen zweiten Verarbei- tungsschritt des Verarbeitens des Spannungssignals, welches die Pulswellen repräsentiert, und welches in dem zweiten Detektierschritt detektiert ist, basie- rend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz.

[0025] Entsprechend zu noch einem weiteren Gesichtspunkt dieser Offenbarung wird ein Programm bereitgestellt, welches einen Computer veranlasst, ein Verfahren zum Steuern eines Gerätes durchzuführen. Das Gerät beinhaltet eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche in Korrespondenz mit jeweiligen Messorten getrennt voneinander angeordnet werden können. Das Verfahren beinhaltet einen ersten Ausgabeschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort auszugeben, einen ersten Detektierschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert, einen zweiten Ausgabeschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein zweites Stromsignal, welches eine zweite Frequenz besitzt, zu einem entsprechenden Messort auszugeben, einen zweiten Detektierschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert, und wobei alternativ die erste Pulswellensensoreinheit und die zweite Pulswellensensoreinheit bei vorher festgelegten Intervallen betrieben werden.

VORTEILHAFTE WIRKUNGEN DER ERFINDUNG

[0026] Entsprechend zu der vorliegenden Offenbarung kann Information über Pulswellen genauer erhalten werden.

Figurenliste

Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht, welche ein Erscheinungsbild eines Blutdrucküberwachungsgerätes **1** entsprechend zu einer ersten Ausführungsform zeigt.

Fig. 2 ist eine Zeichnung, welche schematisch einen Querschnitt senkrecht zu einer Longitudinalrichtung eines linken Handgelenks **90** zeigt, mit dem Blutdruckmessgerät **1**, entsprechend zu der ersten Ausführungsform, welches an dem Handgelenk **90** befestigt ist.

Fig. 3 ist eine Zeichnung, welche ein zweidimensionales Layout einer Elektrodengruppe für die Impedanzmessung mit dem Blutdruckmessgerät **1** entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt, welches an dem Handgelenk **90** befestigt ist.

Fig. 4 ist ein Diagramm, welches eine Blockkonfiguration eines Steuersystems des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt.

Fig. 5 ist ein Diagramm, welches eine Konfiguration einer Sensoreinheit entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt.

Fig. 6 ist eine schematische Zeichnung für das Darstellen der Messung eines Blutdruckes basierend auf einer Pulswellenübergangszeit entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 7 ist eine schematische Querschnittsansicht entlang der longitudinalen Richtung des Handgelenks **90**, wobei das Blutdruckmessgerät **1** an dem Handgelenk bei der Messung eines Blutdruckes mit einem oszillometrischen Verfahren entsprechend zu der ersten Ausführungsform befestigt ist.

Fig. 8 ist ein Diagramm, welches schematisch eine Konfiguration einer Funktion zeigt, bezogen auf die Messung, welche durch eine CPU **100** bereitgestellt ist, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 9 ist ein Ablaufdiagramm, welches das Verarbeiten beim Messen eines Blutdruckes zeigt, basierend auf einer PTT, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 10 ist ein Diagramm, welches beispielhaft das Speichern eines Ergebnisses der Messung zeigt, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 11 ist ein Diagramm, welches beispielhaft die Repräsentation eines Ergebnisses der Messung zeigt, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 12 ist eine Zeichnung, welche schematisch eine Konfiguration eines Systems zeigt, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

Fig. 13 ist eine Zeichnung für das Darstellen der Hintergründe der ersten Ausführungsform.

Fig. 14 ist ein Diagramm, welches eine Konfiguration der ersten Ausführungsform zeigt.

Fig. 15 ist ein Diagramm, welches schematisch eine Konfiguration einer Funktion zeigt, welche sich auf die Messung bezieht, welche durch eine CPU **100A** bereitgestellt ist, entsprechend zu einer zweiten Ausführungsform.

Fig. 16 ist ein Diagramm, welches schematisch einen Zyklus **CR** entsprechend zu der zweiten Ausführungsform zeigt.

Fig. 17 ist ein Diagramm, welches schematisch eine Wellenform eines aktuellen Signals zeigt, welches zu einem Messort ausgegeben ist, entsprechend zu der zweiten Ausführungsform.

Fig. 18 ist ein Ablaufdiagramm, welches ein Verfahren des Steuerns des Blutdruckmessgerätes **1** zeigt, entsprechend zu einer vierten Ausführungsform.

Fig. 19 ist ein Ablaufdiagramm, welches ein weiteres Verfahren des Steuerns des Blutdrucküberwachungsgeräts **1** zeigt, entsprechend zu der vierten Ausführungsform.

BESCHREIBUNG DER AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0027] Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird nachfolgend mit Bezug auf die Zeichnungen beschrieben. Die gleichen Elemente in der Beschreibung besitzen nachfolgend die gleichen zugewiesenen Bezugszeichen, und ihre Bezeichnungen und Funktionen sind auch identisch. Deshalb wird eine detaillierte Beschreibung davon nicht wiederholt.

[0028] Obwohl eine Pulswellen-Transitzeit (welche nachfolgend als PTT bezeichnet wird) nachfolgend als Information veranschaulicht ist, welche sich auf Pulswellen bezieht, ist Information über Pulswellen nicht auf die PTT begrenzt. Ein Beispiel, in welchem ein Messgerät, welches Information über Pulswellen erhält, auf einem Blutdruckmessgerät befestigt ist, welches ein tragbares Endgerät ist, wird beschrieben. Ein Gerät, auf welchem das „Messgerät“ befestigt ist, ist nicht auf das Blutdruckmessgerät begrenzt. Das Blutdruckmessgerät ist nicht auf ein tragbares Endgerät begrenzt.

[Erste Ausführungsform]

<Konfiguration des Blutdruckmessgerätes>

[0029] **Fig. 1** ist eine perspektivische Ansicht, welche ein Erscheinungsbild eines Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu einer ersten Ausführungsform zeigt. **Fig. 2** ist eine Zeichnung, welche schematisch einen Querschnitt senkrecht zu einer Longitudinalrichtung eines linken Handgelenks **90** zeigt, mit dem Blutdruckmessgerät **1**, entsprechend zu der ersten Ausführungsform, welches an dem Handgelenk **90** befestigt ist (was auch als ein „befestigter Zustand“ nachfolgend bezeichnet wird). In der vorliegenden Erfindung wird das linke Handgelenk als Messort definiert. Der „Messort“ sollte nur ein Ort sein, durch welchen eine Arterie führt, und ist nicht auf das Handgelenk begrenzt. Zum Beispiel können ein rechtes Handgelenk, ein Oberarm, oder ein unteres Glied, wie zum Beispiel ein Fußgelenk und ein Oberschenkel als der Messort definiert sein.

[0030] Mit Bezug auf **Fig. 1** und **Fig. 2** ist ein Gurt bzw. Armband **20** ein bandförmiges Element. In dem befestigten Zustand ist Armband **20** gleitbar durch Umwickeln befestigt, wobei seine Längsrichtung mit der Umfangsrichtung des Handgelenks **90** in Übereinstimmung gebracht wird. Das Armband **20** besitzt eine Abmessung in einer Breitenrichtung Y (Breitenabmessung), z. B. von ungefähr 30 mm. Das Armband **20** beinhaltet ein bandförmiges Teil **23** und eine Kompressionsmanschette **21**. Das Bandförmige

Teil **23** beinhaltet eine innere umlaufende Oberfläche **23a**, welche eine Oberfläche auf einer Seite des Messortes ist, und eine äußere umlaufende Oberfläche **20b**, welche eine Oberfläche gegenüber zu der inneren umlaufenden Oberfläche **23a** ist. Wenn das Armband **20** an dem Messort durch Umwickeln in dieser ersten Ausführungsform befestigt ist, ist Blutdruckmessgerät **1** in dem „befestigten Zustand“. „Befestigt bleiben“ bedeutet, dass der „befestigte Zustand“ beibehalten wird.

[0031] Die Kompressionsmanschette **21** ist entlang der inneren umlaufenden Oberfläche **23a** des bandförmigen Teils **23** befestigt und beinhaltet eine innere umlaufende Oberfläche **20a** in Berührung mit dem Handgelenk **90** (siehe **Fig. 2**). Die Kompressionsmanschette **21** ist als ein Fluidbalg gebildet, mit zwei dehnbaren Polyurethanfolien, welche einander in einer Dickenrichtung gegenüberliegen, und mit peripheren Teilbereichen davon verschmolzen und verbunden. In der vorliegenden Ausführungsform sollte der Fluidbalg der Kompressionsmanschette **21** nur ein Glied sein, ähnlich eines Balges, welcher ein Fluid aufnehmen kann. Die Kompressionsmanschette **21** wird ausgedehnt, wenn sie mit Fluid beliefert wird, und bei der Ausdehnung wird der Messort unter Druck gesetzt. Wenn das Fluid ausgestoßen wird, zieht sich Kompressionsmanschette **21** zusammen, und ein unter Druck stehender Zustand des Messortes wird beendet.

[0032] Ein Hauptgeräteteil **10** ist integral mit einem Ende **20e** des Armbandes **20** bereitgestellt. Alternativ können Armband **20** und Hauptgeräteteil **10** getrennt gebildet sein, und Hauptgeräteteil **10** kann integral mit dem Armband **20** mit einem Koppelglied (z. B. einem Gelenk), welches dazwischen liegt, befestigt sein. In der vorliegenden Ausführungsform entspricht ein Ort, bei welchem das Hauptgeräteteil **10** angeordnet ist, einer rückseitigen Oberfläche (einer Oberfläche auf einer rückwärtigen Seite) des Handgelenks **90** in dem befestigten Zustand (siehe **Fig. 2**). **Fig. 2** zeigt eine Radialarterie **91** und eine Ulnararterie **91A**, welche innerhalb des Handgelenks **90** in der Nähe einer Handflächenseitenoberfläche (einer Oberfläche auf einer Seite der Handfläche) **90a** verlaufen.

[0033] Wie in **Fig. 1** gezeigt wird, ist das Hauptgeräteteil **10** in einer dreidimensionalen Form, welche eine Dicke in einer Richtung senkrecht zur äußeren Umfangsoberfläche **20b** des Armbandes **20** besitzt. Das Hauptgeräteteil **10** ist so gebildet, dass es in der Abmessung und Dicke klein ist, um so nicht die täglichen Aktivitäten eines Benutzers zu stören. Das Hauptgeräteteil **10** besitzt eine Kontur in einer Form eines stumpfen einer Pyramide, welche nach außen vom Armband **20** herausragt.

[0034] Eine Anzeige **50** ist auf einer oberen Oberfläche (einer Oberfläche, welche am weitesten von einem Messort entfernt ist) **10a** des Hauptgeräteteils **10** bereitgestellt. Ein Bedienteil **52** für das Eingeben einer Instruktion von einem Benutzer ist entlang einer Seitenoberfläche (einer Seitenoberfläche auf einer frontalen linken Seite in **Fig. 1**) **10f** des Hauptgeräteteils **10** bereitgestellt.

[0035] Die Sensoreinheiten **40** und **40A** sind auf einer inneren umlaufenden Oberfläche **20a** des Armbandes **20** (das heißt, inneren umlaufenden Oberfläche **20a** der Kompressionsmanschette **21**) an Orten zwischen einem Ende **20e** und dem anderen Ende **20f** des Armbandes **20** bereitgestellt. Die Sensoreinheiten **40** und **40A** führen eine Funktion durch, um Pulswellen zu detektieren, durch das Benutzen einer Impedanz-Messfunktion.

[0036] Eine Elektrodengruppe **40E** ist auf der inneren umlaufenden Oberfläche **20a** an dem Ort angeordnet, bei welchem die Sensoreinheit **40** angeordnet ist. Die Elektrodengruppe **40E** beinhaltet sechs plattenförmige (oder folienförmige) Elektroden **41** bis **46**, welche so angeordnet sind, dass sie in der Breitenrichtung Y des Armbandes **20** entfernt voneinander sind. Der Ort, bei welchem die Elektrodengruppe **40E** angeordnet ist, entspricht der Radialarterie **91** im Handgelenk **90** in dem befestigten Zustand.

[0037] Ein festes Material **22** ist an einer Position entsprechend zur Elektrodengruppe **40E** auf einer äußeren umlaufenden Oberfläche **21a** angeordnet. Eine Druckmanschette **24** ist auf einer äußeren umlaufenden Seite des festen Materials **22** angeordnet. Die Druckmanschette **24** ist ein Ausdehnungsglied, welches lokal einen Bereich drückt, entsprechend zur Elektrodengruppe **40E** in der umlaufenden Richtung der Kompressionsmanschette **21**. Die Druckmanschette **24** ist auf der inneren umlaufenden Oberfläche **23a** eines bandförmigen Teils **23** angeordnet, welches das Armband **20** bildet (siehe **Fig. 2**). Das Bandförmige Teil **23** ist aus einem Kunststoffmaterial aufgebaut, flexibel in der Dickenrichtung und nicht dehnbar in der Umfangsrichtung (longitudinalen Richtung).

[0038] Die Druckmanschette **24** ist als ein Fluidbalg gebildet, welcher sich in der Dickenrichtung des Armbandes **20** ausdehnt und zusammenzieht. Die Druckmanschette ist in einem Druckaufbauzustand durch das Liefern des Fluids und in einem Nicht-Druckaufbauzustand durch das Ausstoßen des Fluids. Die Druckmanschette **24** ist zum Beispiel als ein Fluidbalg mit zwei dehnbaren Polyurethanfolien gebildet, welche einander in der Dickenrichtung und mit peripheren Teilbereichen davon gegenüberliegen, welche geschmolzen und verbunden sind.

[0039] Ein festes Material **22** ist bei einer Position entsprechend zu der Elektrodengruppe **40E** auf einer inneren umlaufenden Oberfläche **24a** der Druckmanschette **24** angeordnet. Das feste Material **22** ist zum Beispiel aus einem plattenförmigen Kunststoff aufgebaut (zum Beispiel Polypropylen), welches eine Dicke von ungefähr 1 bis 2 mm besitzt. In der vorliegenden Ausführungsform werden das Armband **20**, die Druckmanschette **24** und das feste Material **22** als ein Druckaufbring-Teilbereich benutzt, welcher Sensoreinheit **40** gegen einen Messort (einen Ort entsprechend zur Radialarterie) drückt.

[0040] Die Sensoreinheit **40A** ist in ähnlicher Weise zur Sensoreinheit **40** angeordnet und aufgebaut. Speziell ist eine Elektrodengruppe **40F** auf der inneren Umfangsoberfläche **20a** an einem Ort angeordnet, bei welchem die Sensoreinheit **40A** angeordnet ist. Die Elektrodengruppe **40F** beinhaltet sechs plattenförmige (oder folienförmige) Elektroden **41A** bis **46A**, welche entfernt voneinander in der Breitenrichtung Y des Armbandes **20** angeordnet sind. Ein Ort, bei welchem die Elektrodengruppe **40F** angeordnet ist, entspricht der Ulnararterie **91A** im Handgelenk **90** in dem befestigten Zustand.

[0041] Ein festes Material **22A** ist bei einer Position entsprechend zur Elektrodengruppe **40F** auf einer äußeren umlaufenden Oberfläche **21a** angeordnet. Die Druckmanschette **24A** ist auf einer äußeren umlaufenden Seite des festen Materials **22A** angeordnet. Die Druckmanschette **24A** ist ein Ausdehnungsglied, welches lokal einen Bereich drückt, entsprechend zur Elektrodengruppe **40F** in der Umfangsrichtung der Druckmanschette **21**. Die Druckmanschette **24A** ist auch auf der inneren umlaufenden Oberfläche **23a** des bandförmigen Körpers **23** angeordnet, welches Armband **20** bildet, in ähnlicher Weise zur Druckmanschette **24** (siehe **Fig. 2**).

[0042] Die Druckmanschette **24A** ist als ein Fluidbalg gebildet, welcher sich in der Dickenrichtung des Armbandes **20** ausdehnt und zusammenzieht. Die Druckmanschette ist in dem Druckaufbauzustand durch das Liefern eines Fluids und in dem Nicht-Druckaufbauzustand durch das Ausstoßen des Fluids. Die Druckmanschette **24A** ist zum Beispiel als ein Fluidbalg mit zwei dehnbaren Polyurethanfolien gebildet, welche einander in der Dickenrichtung und mit peripheren Teilen davon gegenüberliegen, welche geschmolzen und verbunden sind.

[0043] Das feste Material **22A** ist an einer Position entsprechend zur Elektrodengruppe **40F** auf einer inneren umlaufenden Oberfläche **24b** der Druckmanschette **24A** angeordnet. Das feste Material **22A** ist zum Beispiel aus einem plattenförmigen Kunststoff aufgebaut, welches eine Dicke von ungefähr 1 bis 2 mm besitzt. In der vorliegenden Ausführungsform werden das Armband **20**,

die Druckmanschette **24A** und das feste Material **22A** als ein Druckteilbereich benutzt, welcher die Sensoreinheit **40A** gegen einen Messort (einen Ort entsprechend zur Ulnararterie **91A**) drückt.

[0044] Wie in **Fig. 1** gezeigt ist, sind eine untere Oberfläche (eine Oberfläche am nächsten zu einem Messort) **10b** des Hauptgeräteteils **10** und ein Ende **20f** des Armbandes **20** miteinander durch eine Z-Falz-Spange **15** (welche nachfolgend auch einfach als eine „Spange 15“ bezeichnet wird) verbunden.

[0045] Die Spange **15** beinhaltet ein plattenförmiges Element **25**, welches auf der äußeren umlaufenden Seite angeordnet ist, und ein plattenförmiges Element **26**, welche auf der inneren umlaufenden Seite angeordnet ist. Das plattenförmige Element **25** besitzt ein Ende **25e**, welches drehbar an dem Hauptgeräteteil **10** mit einem Koppelstift **27** befestigt ist, welcher sich entlang der Breitenrichtung **Y**, welches dazwischen liegt, ausdehnt. Das plattenförmige Element **25** besitzt das andere Ende **25f**, welches drehbar an einem Ende **26d** des plattenförmigen Elementes **26** befestigt ist, mit einem Koppelstift **28**, welcher sich entlang der Breitenrichtung **Y** erstreckt, welche dazwischen liegt. Das plattenförmige Element **26** besitzt das äußere Ende **26f**, welches in der Nähe des Endes **20f** des Armbandes **20** durch einen Fixierteilbereich **29** fixiert ist.

[0046] Eine Position des Befestigens des Fixierteilbereiches **29** in der umlaufenden Richtung des Armbandes **20** ist zuvor variabel in Übereinstimmung mit einer Länge eines Umfangs des Handgelenks **90** eines Benutzers eingestellt. Das Blutdrucküberwachungsgerät **1** (Armband **20**) ist demnach im Wesentlichen insgesamt ringförmig gebildet und die Bodenoberfläche **10b** des Hauptgeräteteils **10** und das Ende **20f** des Armbandes **20** werden mithilfe der Spange **15** in einer Richtung, welche mit einem Pfeil **B** in **Fig. 1** gezeigt ist, geöffnet und geschlossen.

[0047] Wenn ein Benutzer das Blutdrucküberwachungsgerät **1** am Handgelenk **90** befestigt, führt der Benutzer sein Handgelenk durch einen Ring des Armbandes **20** in eine Richtung, welche mit einem Pfeil **A** in **Fig. 1** gezeigt ist, wobei die Spange **15** geöffnet ist, um einen Durchmesser des Ringes des Armbandes zu vergrößern. Dann, wie in **Fig. 2** gezeigt ist, justiert der Benutzer eine ringförmige Position des Armbandes **20** rund um das Handgelenk **90**, durch Gleiten oder Ähnliches, und bewegt die Sensoreinheit **40** so, dass sie oberhalb der Radialarterie **91** platziert ist. Die Elektrodengruppe **40E** der Sensoreinheit **40** liegt somit an einem Teil **90a1** der Handflächenseite-Oberfläche **90a** des Handgelenks **90**, welche der Radialarterie entspricht, an. Die Elektrodengruppe **40F** der Sensoreinheit **40A** liegt an einem Teil **90a** der Handflächenseite-Oberfläche **90a** des Handgelenks **90**, welche der Ulnararterie ent-

spricht, an. Der Benutzer fixiert das Blutdrucküberwachungsgerät **1** durch Schließen der Spange **15** in diesem Zustand. Der Benutzer befestigt so das Blutdrucküberwachungsgerät **1** (Armband **20**) durch Wickeln desselben um das Handgelenk **90**.

[0048] **Fig. 3** ist eine Zeichnung, welche ein zweidimensionales Abbild der Elektrodengruppe für die Impedanzmessung mit dem Blutdrucküberwachungsgerät **1** entsprechend der ersten Ausführungsform zeigt, wobei diese am Handgelenk **90** befestigt ist. Mit Bezug auf **Fig. 3**, in dem befestigten Zustand, ist die Elektrodengruppe **40E** der Sensoreinheit **40** entlang der Longitudinalrichtung des Handgelenkes justiert, entsprechend zur Radialarterie **91** im linken Handgelenk **90**. Elektrodengruppe **40E** beinhaltet ein Paar von Stromelektroden **41** und **46** für die Stromzufuhr, welche auf gegenüber liegenden Seiten in Breitenrichtung **Y** angeordnet sind, und ein Paar von Dedektiererelektroden **42** und **43** und ein Paar von Dedektiererelektroden **44** und **45**, welche zwischen dem Paar von Stromelektroden **41** und **46** angeordnet sind. Ein erster Pulswellessensor **40-1** beinhaltet das Paar der Dedektiererelektroden **42** und **43** und ein zweiter Pulswellessensor **40-2** beinhaltet das Paar der Dedektiererelektroden **44** und **45**.

[0049] Das Paar der Dedektiererelektroden **44** und **45** ist entsprechend zu einem Teilbereich auf einer Stromabwärtsseite des Blutstromes in der Radialarterie **91** angeordnet, mit Bezug auf das Paar der Dedektiererelektroden **42** und **43**. In Breitenrichtung **Y** wird ein Abstand **D** (siehe **Fig. 6**, was später beschrieben wird) zwischen dem Zentrum des Paares der Dedektiererelektroden **42** und **43** und dem Zentrum zwischen dem Paar der Dedektiererelektroden **44** und **45** auf zum Beispiel 20 mm eingestellt. Abstand **D** entspricht einem Abstand zwischen erstem Pulswellessensor **40-1** und zweitem Pulswellessensor **40-2**. In Breitenrichtung **Y** wird ein Abstand zwischen dem Zentrum des Paares der Dedektiererelektroden **42** und **43** und ein Abstand zwischen dem Paar der Dedektiererelektroden **44** und **45** jeweils auf zum Beispiel 2 mm eingestellt.

[0050] In ähnlicher Weise, in dem befestigten Zustand, ist die Elektrodengruppe **40F** der Sensoreinheit **40A** entlang der Longitudinalrichtung des Handgelenkes justiert, entsprechend zur Ulnararterie **91A** im linken Handgelenk **90**. Die Elektrodengruppe **40F** beinhaltet ein Paar von Stromelektroden **41A** und **46A** für die Stromzufuhr, welche auf gegenüber liegenden Seiten in Breitenrichtung **Y** angeordnet ist, und ein Paar von Dedektiererelektroden **42A** und **43A** und ein Paar von Dedektiererelektroden **44A** und **45A**, welche zwischen dem Paar der Dedektiererelektroden **41A** und **46A** angeordnet sind. Ein erster Pulswellessensor **40-1A** beinhaltet das Paar der Dedektiererelektroden **42A** und **43A** und ein zweiter Pulswellessensor **40-2A** beinhaltet das Paar der Dedektiererelektroden **44A** und **45A**.

[0051] Das Paar der Dedektierielektroden **44A** und **45A** ist entsprechend zu einem Teilbereich auf einer Stromabwärtsseite des Blutstromes in der Ulnararterie **91A** angeordnet, mit Bezug auf das Paar der Dedektierielektroden **42A** und **43A**. In Breitenrichtung **Y** wird ein Abstand **D** zwischen dem Zentrum des Paares der Dedektierielektroden **42A** und **43A** und dem Zentrum zwischen dem Paar der Dedektierielektroden **44A** und **45A** auf zum Beispiel 20 mm eingestellt.

[0052] Abstand **D** entspricht einem Abstand zwischen erstem Pulswellensensor **40-1A** und dem zweiten Pulswellensensor **40-2A**. In der Breitenrichtung **Y** ist ein Abstand zwischen dem Paar der Dedektierielektroden **42A** und **43A** und ein Abstand zwischen dem Paar der Detektierielektroden **44A** und **45A** jeweils, zum Beispiel, auf 2 mm eingestellt.

[0053] Da die Elektrodengruppen **40E** und **40F** gebildet werden können, dass sie ein niedriges Profil aufweisen, kann Armband **20** als Ganzes so geformt werden, dass die Dicke des Blutdruckmessgerätes **1** gering ist. Da die Elektrodengruppen **40E** und **40F** flexibel geformt werden können, stören die Elektrodengruppen **40E** und **40F** die Kompression des linken Handgelenks **90** durch die Kompressionsmanschette **21** nicht und beeinträchtigen nicht die Genauigkeit bei der Messung des Blutdrucks mit einem oszillometrischen Verfahren, das später beschrieben wird.

[0054] Fig. 4 ist ein Diagramm, welches eine Blockkonfiguration des Steuersystems des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt. Das Blutdruckmessgerät **1** führt eine Funktion durch, um einen Blutdruck mit dem oszillometrischen Verfahren zu messen, und eine Funktion, um einen Blutdruck basierend auf einer PTT zu messen. Eine Konfiguration, in welcher Luft als Fluid in dem Blutdruckmessgerät **1** angewendet wird, wird in Fig. 4 dargestellt.

[0055] Mit Bezug auf Fig. 4, beinhaltet das Hauptgeräteteil **10** eine zentrale Verarbeitungseinheit (CPU) **100**, welche als eine Steuereinheit fungiert, eine Anzeige **50**, einen Speicher **51**, welcher als ein Speicher fungiert, einen Bedienteilbereich **52**, eine Batterie **53** und eine Kommunikationseinheit **59**. Das Hauptgeräteteil **10** beinhaltet einen Drucksensor **31**, eine Pumpe **32**, ein Ventil **33**, einen Drucksensor **34** und ein Schaltventil **35**. Das Schaltventil **35** schaltet eine Komponente, an welche eine Pumpe **32** und ein Ventil **33** anzuschließen sind, zwischen Kompressionsmanschette **21** und Druckmanschetten **24** und **24A**.

[0056] Hauptgeräteteil **10** beinhaltet ferner eine Oszillationsschaltung **310** und eine Oszillationsschaltung **340**, welche Ausgangssignale von dem Drucksensor **31** und dem Drucksensor **34** in eine Frequenz ausgeben, und eine Pumpentreiberschaltung

320, welche die Pumpe **32** treibt. Eine Konfiguration der Sensoreinheiten **40** und **40A** wird später mit Bezug auf Fig. 5 beschrieben.

[0057] Die Anzeige **50** ist zum Beispiel durch eine organische Elektrolumineszenz-(EL-)Anzeige implementiert und zeigt Information entsprechend zu einem Steuersignal von der CPU **100**. Diese Information beinhaltet ein Ergebnis der Messung. Die Anzeige **50** ist nicht auf eine organische EL-Anzeige beschränkt, sondern kann zum Beispiel durch eine Anzeige eines anderen Typs, wie zum Beispiel als eine Flüssigkristallanzeige (LCD), implementiert sein.

[0058] Der Bedienteilbereich **52** ist zum Beispiel durch einen Druckschalter implementiert und stellt ein Bediensignal entsprechend zu einer Instruktion bereit, um die Messung eines Blutdruckes durch einen Benutzer zur CPU **100** zu starten oder zu stoppen. Der Bedienteilbereich **52** ist nicht auf den Druckschalter begrenzt, sondern kann zum Beispiel durch einen druckempfindlichen (Widerstands-) oder Näherungs-(Kapazitäts-) Berührungsfeldschalter implementiert sein. Alternativ kann das Hauptgeräteteil **10** ein Mikrofon (nicht gezeigt) beinhalten und nimmt eine Instruktion an, um die Messung eines Blutdruckes über die Stimme eines Benutzers zu starten.

[0059] Der Speicher **51** speichert in einer nicht-transitorischen Weise Daten eines Programms für das Steuern des Blutdruckmessgerätes **1** Daten, welche für das Steuern des Blutdruckmessgerätes **1** benutzt werden, Einstelldaten für das Einstellen verschiedener Funktionen des Blutdruckmessgerätes **1** und Daten über ein Ergebnis der Messung eines Blutdruckwertes. Der Speicher **51** wird als ein Arbeitsspeicher bei Ausführen eines Programms benutzt.

[0060] Die CPU **100** führt verschiedene Funktionen als eine Steuereinheit durch, entsprechend zu einem Programm für das Steuern des Blutdruckmessgerätes **1**, welches im Speicher **51** gespeichert ist. Beispielsweise beim Durchführen der Messung eines Blutdruckes mit dem oszillometrischen Verfahren treibt die CPU **100** die Pumpe **32** (und das Ventil **33**) basierend auf einem Signal vom Drucksensor **31** in Antwort auf eine Instruktion, um die Messung eines Blutdruckes von dem Bedienteilbereich **52** zu starten. Die CPU **100** berechnet einen Blutdruckwert (einen höchsten Blutdruck) und einen niedrigsten Blutdruck (einen diastolischen Blutdruck) basierend auf einem Signal von dem Drucksensor **31** und berechnet eine Pulsrate.

[0061] Beim Durchführen der Messung eines Blutdruckes basierend auf der PTT treibt die CPU **100** das Ventil **33** für das Ausstoßen von Luft in die Kompressionsmanschette **21** in Antwort auf eine Instruktion, um die Messung eines Blutdruckes von dem Bedienteilbereich **52** zu starten. Die CPU **100** treibt das

Schaltventil **35**, um eine Komponente zu schalten, an welche die Pumpe **32** (und das Ventil **33**) an die Druckmanschetten **24** und **24A** anzuschließen sind. Die CPU **100** berechnet ferner einen Blutdruckwert basierend auf einem Signal vom Drucksensor **34**.

[0062] Die Kommunikationseinheit **59** wird durch CPU **100** gesteuert, um mit einem externen Informationsverarbeitungsgerät über ein Netz **900** zu kommunizieren. Obwohl das externe Informationsverarbeitungsgerät ein tragbares Endgerät **10B** und einen Server **30** beinhalten kann, welche später beschrieben werden, ist dies nicht auf derartige Geräte begrenzt. Die Kommunikation über das Netz **900** kann drahtlose oder verdrahtete Kommunikation beinhalten. Beispielsweise kann das Netz **900** das Internet und ein lokales Flächennetz (LAN) beinhalten. Alternativ kann eine Eins-zu-eins-Kommunikation über ein USB-Kabel auch in der Kommunikation über das Netz **900** beinhaltet sein. Die Kommunikationseinheit **59** kann ein Mikro-USB-Anschlusselement beinhalten.

[0063] Die Pumpe **32** und das Ventil **33** sind an die Kompressionsmanschette **21** und die Druckmanschetten **24** und **24A** mit dem Schaltventil **35** und den Luftschläuchen **39a** und **39b**, welche dazwischen liegen, angeschlossen. Der Drucksensor **31** ist an die Kompressionsmanschette **21** über einen Luftschlauch **38a** angeschlossen, und der Drucksensor **34** ist an die Druckmanschetten **24** und **24A** über einen Luftschlauch **38b** angeschlossen. Der Drucksensor **31** detektiert einen Druck in der Kompressionsmanschette **21** über den Luftschlauch **38a**. Das Schaltventil **35** wird basierend auf einem Steuersignal getrieben, welches durch die CPU **100** bereitgestellt ist, und schaltet eine Komponente, an welche die Pumpe **32** und das Ventil **33** anzuschließen sind, zwischen Kompressionsmanschette **21** und Druckmanschetten **24** und **24A**.

[0064] Die Pumpe **32** ist zum Beispiel über eine piezoelektrische Pumpe implementiert. Wenn das Schaltventil **35** die Komponente schaltet, an welche die Pumpe **32** und das Ventil **33** an die Kompressionsmanschette **21** anzuschließen sind, liefert die Pumpe **32** Luft als Druckaufbaufluid für die Kompressionsmanschette **21** durch Luftschlauch **39a** für das Ansteigen des Druckes (Manschettendruckes) in der Kompressionsmanschette **21**. Wenn das Schaltventil **35** die Komponente schaltet, an welche die Pumpe **32** und das Ventil **33** an die Druckmanschetten **24** und **24A** anzuschließen sind, liefert die Pumpe **32** Luft an die Druckmanschetten **24** und **24A**, über den Luftschlauch **39b**, zur Erhöhung im Druck (Manschettendruck) in den Druckmanschetten **24** und **24A**.

[0065] Das Ventil **33** ist auf der Pumpe **32** befestigt und gesteuert, in Antwort auf ein Ein/Aus der Pumpe **32**, um zu öffnen und zu schließen. Speziell, wenn das Schaltventil **35** die Komponente schaltet, an wel-

che die Pumpe **32** und das Ventil **33** an die Kompressionsmanschette **21** anzuschließen sind, mit Einschalten der Pumpe **32**, wird das Ventil **33** geschlossen, um Luft in die Kompressionsmanschette **21** einzuschließen, wohingegen mit Ausschalten der Pumpe **32** das Ventil **33** geöffnet wird, um Luft in die Kompressionsmanschette **21** in die Atmosphäre über den Luftschlauch **39a** auszustoßen.

[0066] Wenn das Schaltventil **35** die Komponente schaltet, an welche die Pumpe **32** und das Ventil **33** an Druckmanschetten **24** und **24A** anzuschließen sind, mit Einschalten der Pumpe **32**, wird das Ventil **33** geschlossen, um die Luft in den Druckmanschetten **24** und **24A** einzuschließen, wohingegen bei Ausschalten der Pumpe **32** das Ventil **33** geöffnet wird, um Luft in den Druckmanschetten **24** und **24A** in die Atmosphäre über den Luftschlauch **39b** auszustoßen. Das Ventil **33** führt eine Funktion als ein Prüf-ventil durch, und ein Rückfließen der ausgestoßenen Luft tritt nicht auf. Die Pumpentreiberschaltung **320** treibt die Pumpe **32** basierend auf einem Steuersignal, welche durch die CPU **100** bereitgestellt ist.

[0067] Der Drucksensor **31** ist zum Beispiel über einen Piezowiderstand-Drucksensor implementiert und an die Pumpe **32**, das Ventil **33** und die Kompressionsmanschette **21** über den Luftschlauch **38a** angeschlossen. Der Drucksensor **31** detektiert über den Luftschlauch **38a** einen Druck, welcher am Armband **20** (an der Kompressionsmanschette **21**) angelegt ist, wie z. B. ein Druck mit einem atmosphärischen Druck, welcher als die Referenz (Null) definiert ist, und gibt den Druck als ein Zeit-Serie-Signal aus.

[0068] Die Oszillationsschaltung **310** gibt an die CPU **100** ein Frequenzsignal, welches eine Frequenz entsprechend zu einem Wert eines elektrischen Signals besitzt, von dem Drucksensor **31** aus, basierend auf einer Variation im elektrischen Widerstand, welcher einem Piezowiderstandseffekt gezollt ist. Das Ausgabesignal von dem Drucksensor **31** wird für das Steuern eines Druckes, welcher durch die Kompressionsmanschette **21** angelegt ist, und das Berechnen eines Blutdruckwertes mit dem oszillometrischen Verfahren benutzt.

[0069] Der Drucksensor **34** ist zum Beispiel über einen Piezowiderstands-Drucksensor implementiert und an die Pumpe **32**, das Ventil **33** und die Druckmanschetten **24** und **24A** über den Luftschlauch **38b** angeschlossen. Der Drucksensor **34** detektiert über den Luftschlauch **38b** einen Druck, welcher durch die Druckmanschetten **24** und **24A** angelegt ist, wie zum Beispiel einen Druck mit einem atmosphärischen Druck, welcher als die Referenz (Null) definiert ist, und gibt den Druck als ein Zeit-Serie-Signal aus.

[0070] Die Oszillationsschaltung **340** oszilliert entsprechend mit einem Wert eines elektrischen Signals

von dem Drucksensor **34** basierend auf der Variation in dem elektrischen Widerstand, welcher einem Piezowiderstandseffekt geschuldet ist, und gibt ein Frequenzsignal aus, welches eine Frequenz entsprechend zu dem Wert des elektrischen Signals von dem Drucksensor **34** besitzt. Das Ausgangssignal von dem Drucksensor **34** wird für das Steuern eines Druckes, welcher durch die Druckmanschetten **24** und **24A** angelegt ist, und das Berechnen eines Blutdruckes basierend auf der PTT benutzt. Beim Steuern eines Druckes, welcher durch die Druckmanschetten **24** und **24A** für eine Messung eines Blutdruckes angelegt ist, basierend auf der PTT, steuert die CPU **100** die Pumpe **32** und das Ventil **33**, um einen Manschettendruck entsprechend zu verschiedenen Bedingungen anzuheben und zu vermindern.

[0071] Die Batterie **53** liefert elektrische Leistung an verschiedene Elemente, welche auf dem Hauptgeräteteil **10** befestigt sind. Die Batterie **53** liefert eine elektrische Leistung auch an die Sensoreinheiten **40** und **40A** und den Teilbereich **49** über eine Leitung **71**. Die Leitung **71** wird bereitgestellt, um sich zwischen dem Hauptgeräteteil **10** und den Sensoreinheiten **40** und **40A** entlang der Umfangsrichtung des Armbandes **20** mit der Leitung **71** zusammen mit einer Signalleitung **72** zu erstrecken, welche zwischen dem bandförmigen Körperteil **23** des Armbands **20** und der Kompressionsmanschette **21** liegt.

(Konfiguration der Sensoreinheit)

[0072] Fig. 5 ist ein Diagramm, welches eine Konfiguration der Sensoreinheit entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt. Mit Bezug auf Fig. 5(A) beinhaltet die Sensoreinheit **40** die Elektroden **41** bis **46** in der Elektrodengruppe **40E**, welche zuvor beschrieben ist, und einen Stromzufuhr- und Spannungsdetektor **49**. Stromzufuhr- und Spannungsdetektor **49** beinhaltet eine Wechselstrom-(AC-)Energie-liefereinheit **492** (entsprechend zu einer ersten Ausgabeeinheit), welche ein erstes Stromsignal ausgibt, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort über die Stromelektroden **41** und **46** und einen Spannungsdetektor **491** (entsprechend zu einem ersten Detektor), welcher mit den Detektirelektroden **42** bis **45** detektiert, ein Spannungssignal, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert.

[0073] Die AC-Energieversorgungseinheit **492** legt eine Spannung, welche die erste Frequenz besitzt, an die Stromelektroden **41** und **46** durch Empfangen einer Spannung von der Batterie **53** in Antwort auf ein Steuersignal **CT1** von der CPU **100** an. Ein Strom wird damit an den Messort geliefert. Der Spannungsdetektor **491** detektiert ein Spannungssignal von dem Messort mit den Detektirelektroden **42** bis **45** in Antwort auf das Steuersignal **CT1** von der CPU **100**. Der Spannungsdetektor **491** beinhaltet eine Filterein-

heit **493**, welche ein Bandpassfilter (BPF) beinhaltet, welches eine Filtercharakteristik (wie z. B. eine Ausschaltfrequenz) besitzt, entsprechend zu der ersten Frequenz, einen Signal-Rausch-Verhältnis-(S/N-Verhältnis-)Detektor **494**, welcher ein S/N-Verhältnis des detektierten Spannungssignals detektiert, und einen Analog-Digital-(A/D-)Wandler **495**, welcher ein Spannungssignal in digitale Daten wandelt. Spannungsdetektor **491** gibt ein detektiertes S/N-Verhältnis **R1** und resultierende digitale Daten an die CPU **100** aus.

[0074] Mit Bezug auf Fig. 5(B) beinhaltet die Sensoreinheit **40A** die Elektroden **41A** bis **46A** in der Elektrodengruppe **40F**, welche zuvor beschrieben ist, und einen Stromzufuhr- und Spannungsdetektor **49A**. Der Stromzufuhr- und Spannungsdetektor **49A** beinhaltet eine AC-Energieversorgungseinheit **492A** (entsprechend zu einer zweiten Ausgabeeinheit), welche ein zweites Stromsignal, welches eine zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort über Stromelektroden **41A** und **46A** ausgibt, und einen Spannungsdetektor **491A** (entsprechend zu einem zweiten Detektor), welcher mit Detektirelektroden **42A** bis **45A** ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert.

[0075] Die AC-Spannungsversorgungseinheit **492A** legt eine Spannung, welche die zweite Frequenz besitzt, an Stromelektroden **41A** und **46A** durch Empfangen einer Spannung von der Batterie **53** in Antwort auf ein Steuersignal **CT2** von der CPU **100** an. Ein Strom wird damit an den Messort geliefert. Der Spannungsdetektor **491A** detektiert ein Spannungssignal von dem Messort mit den Detektirelektroden **42A** bis **45A** in Antwort auf das Steuersignal **CT2** von der CPU **100**. Der Spannungsdetektor **491A** beinhaltet eine Filtereinheit **493A**, welche ein BPF beinhaltet, welches eine Filtercharakteristik (eine Abschneidefrequenz) entsprechend zu der zweiten Frequenz besitzt, einen Signal-Rausch-Verhältnis-(S/N-Verhältnis-)Detektor **494A**, welcher ein S/N-Verhältnis des detektierten Spannungssignals detektiert, und einen A/D-Wandler **495A**, welcher ein Spannungssignal in digitale Daten wandelt. Der Spannungsdetektor **491A** gibt ein detektiertes S/N-Verhältnis **R2** und resultierende digitale Daten an die CPU **100** aus.

[0076] Die AC-Energieversorgungseinheiten **492** und **492A** können eine Boost-Schaltung und eine Spannungsregulierschaltung beinhalten, welche Spannungssignale erzeugen, welche die erste Frequenz und die zweite Frequenz besitzen, beim Empfangen einer Spannung von der Batterie **53**.

(Überblick der Messung des Blutdruckes basierend auf der Pulswellen-Transitzeit)

[0077] Fig. 6 ist eine schematische Zeichnung für das Darstellen der Messung eines Blutdruckes basierend auf einer Pulswellen-Transitzeit entsprechend zu der ersten Ausführungsform. Speziell zeigt Fig. 6(A) einen schematischen Querschnitt entlang der longitudinalen Richtung des Handgelenks beim Messen eines Blutdruckes basierend auf einer Pulswellen-Transitzeit mit dem Blutdruckmessgerät 1, wobei dieses am Handgelenk 90 befestigt ist. Fig. 6(B) zeigt eine Wellenform der Pulswellensignale PS1 und PS2. Obwohl Fig. 6 einen Zustand zeigt, dass die Sensoreinheit 40 oberhalb der Radialarterie 91 an dem Messort platziert ist, ist die Beschreibung derselben als Beschreibung mit Bezug auf Fig. 6 auch für einen Zustand anwendbar, dass die Sensoreinheit 40A oberhalb der Ulnararterie 91A an dem Messort platziert ist. Deshalb wird das Messen eines Blutdruckes basierend auf einer Pulswellen-Transitzeit durch die Sensoreinheit 40A kurz beschrieben.

[0078] Mit Bezug auf Fig. 6(A) führt die AC-Energieversorgungseinheit 492 zum Beispiel einen Hochfrequenz-Konstantstrom i bei einem Stromwert von 1 mA, welcher die erste Frequenz besitzt, zu dem Messort, zu durch Anlegen einer vorgeschriebenen Spannung über das Paar der Stromelektroden 41 und 46.

[0079] Der Spannungsdetektor 491 detektiert ein Spannungssignal $v1$ über das Paar der Detektierелеktroden 42 und 43, wobei der erste Pulswellensensor 40-1 implementiert ist, und ein Spannungssignal $v2$ über das Paar der Detektierелеktroden 44 und 45, wobei der zweite Pulswellensensor 40-2 implementiert ist. Die Spannungssignale $v1$ und $v2$ repräsentieren eine Variation in der elektrischen Impedanz, welche durch Pulswellen von dem Blutstrom in der Radialarterie 91 in jeweiligen Teilbereichen auf der Handflächenseite-Oberfläche 90a des linken Handgelenks 90 verursacht sind, zu welchem der erste Pulswellensensor 40-1 und der zweite Pulswellensensor 40-2 gegenüberliegen.

[0080] Speziell im Spannungsdetektor 491 wird eine Komponente, ausgenommen für eine Signalkomponente entsprechend zu der ersten Frequenz, durch die Filtereinheit 492 von den Spannungssignalen $v1$ und $v2$ entfernt. Der S/N-Verhältnis-Detektor 494 detektiert das S/N-Verhältnis des Spannungssignals, welches durch das Filter gelaufen ist. Der A/D-Wandler 495 wandelt Spannungssignale $v1$ und $v2$, welche durch die Filtereinheit 493 gelaufen sind, von Analogdaten zu Digitaldaten und gibt die Digitaldaten an die CPU 100 über die Leitung 72 aus.

[0081] Die CPU 100 unterwirft die Eingangsspannungssignale $v1$ und $v2$ (digitale Daten) der vorge-

schriebenen Signalverarbeitung und erzeugt Pulswellensignale PS1 und PS2, welche eine Wellenform ähnlich einem Gipfel besitzen, wie dies in Fig. 6(B) gezeigt wird.

[0082] Die Spannungssignale $v1$ und $v2$ sind zum Beispiel ungefähr 1 mV Pulswellensignale PS1 und PS2 besitzen jeweils Spitzen A1 und A2 zum Beispiel von ungefähr 1 V. Wenn von einer Pulswellengeschwindigkeit (PWV) des Blutstroms in der Radialarterie 91 angenommen wird, dass sie innerhalb eines Bereiches von 1000 cm/s bis 2000 cm/s ist, ist ein Zeitintervall Δt zwischen dem Pulswellensignal PS1 und dem Pulswellensignal PS2 innerhalb eines Bereiches von 1,0 ms bis 2,0 ms, da der Abstand D zwischen dem ersten Pulswellensensor 40-1 und dem zweiten Pulswellensensor 40-2 D = 20 mm beträgt.

[0083] Die Sensoreinheit 40A führt ebenso einen Strom zu dem Messort oberhalb der Ulnararterie 91 zu. Speziell führt die AC-Energieversorgungseinheit 492A der Sensoreinheit 40A den Hochfrequenz-Konstantstrom i zum Beispiel bei einem Stromwert von 1 mA, welcher die zweite Frequenz besitzt, zu dem Messort zu, durch Anlegen einer vorgeschriebenen Spannung über das Paar der Stromelektroden 41A und 46A.

[0084] Der Spannungsdetektor 491A detektiert ein Spannungssignal $v1A$ über das Paar der Detektierелеktroden 42A und 43A, welche den ersten Pulswellensensor 40-1A implementieren, und ein Spannungssignal $v2A$ über das Paar der Detektierелеktroden 44A und 45A, welche den zweiten Pulswellensensor 40-2A implementieren. Die Spannungssignale $v1A$ und $v2A$ repräsentieren eine Variation in der elektrischen Impedanz, welche durch Pulswellen des Blutstromes in der Ulnararterie 91A verursacht sind, in jeweiligen Teilbereichen der Handflächenseite-Oberfläche 90a des linken Handgelenks 90, zu welchem der erste Pulswellensensor 40-1A und der zweite Pulswellensensor 40-2A gegenüber angeordnet sind.

[0085] In dem Spannungsdetektor 49A wird eine Komponente außer für eine Signalkomponente entsprechend zu der zweiten Frequenz durch die Filtereinheit 493A von den Spannungssignalen $v1A$ und $v2A$ entfernt. Der S/N-Verhältnisdetektor 494A detektiert das S/N-Verhältnis des Spannungssignals, welches durch das Filter gelaufen ist. Der A/D-Wandler 495A wandelt die Spannungssignale $v1$ und $v2$, welche durch die Filtereinheit 493A gelaufen sind, von Analogdaten in Digitaldaten und gibt die Digitaldaten an die CPU 100 über die Leitung 72 aus. Obwohl eine Abtastrate des A/D-Wandlers 495 und des A/D-Wandlers 495A zum Beispiel auf 300 Hz eingestellt ist, ist die Abtastrate nicht auf diese Rate begrenzt, und nur eine Abtastrate, welche für das Beibehalten der Genauigkeit in der Berechnung notwen-

dig ist, basierend auf der PTT, sollte eingestellt werden.

[0086] Die CPU **100** unterliegt den Eingabespannungssignalen **v1A** und **v2A** (digitale Daten) für die vorgeschriebene Signalverarbeitung und erzeugt Pulswellensignale **PS1A** und **PS2A**. Der Abstand **D** und das Zeitintervall Δt zwischen den Spitzen **A1** und **A2** der jeweiligen Pulswellensignale **PS1A** und **PS2A** werden in ähnlicher Weise detektiert, wie oben beschrieben.

[0087] Wie in **Fig. 6(A)** gezeigt ist, ist die Druckmanschette **24** in dem Druckaufbauzustand, und die Kompressionsmanschette **21** ist in dem Nicht-Druckaufbauzustand mit Luft darin, welche ausgestoßen worden ist. Die Druckmanschette **24** und das feste Material **22** sind über den ersten Pulswellensensor **40-1**, den zweiten Pulswellensensor **40-2** und dem Paar der Stromelektroden **41** und **46** in der Richtung angeordnet, in welcher sich die Radialarterie erstreckt. Deshalb, wenn ein Druck durch die Pumpe **32** angelegt wird, drückt die Druckmanschette **24** den ersten Pulswellensensor **40-1**, den zweiten Pulswellensensor **40-2** und das Paar der Stromelektroden **41** und **46** gegen die Handflächenseite-Oberfläche **90a** des Handgelenks **90** mit dem Festmaterial **22**, welches dazwischen angeordnet ist.

[0088] Die Kraft, mit welcher das Paar der Stromelektroden **41** und **46**, der erste Pulswellensensor **40-1** und der zweite Pulswellensensor **40-2** gegen die Handflächenseite-Oberfläche **90a** des Handgelenks **90** gedrückt wird, kann auf einen geeigneten Wert eingestellt werden. Da die Druckmanschette **24** in der Form des Fluidbalgs als der Druckteilbereich in der vorliegenden Ausführungsform angewendet wird, können die Pumpe **32** und das Ventil **33** im Allgemeinen für die Kompressionsmanschette **21** benutzt werden, so dass die Konfiguration vereinfacht werden kann. Da der erste Pulswellensensor **40-1**, der zweite Pulswellensensor **40-2** und das Paar der Stromelektroden **41** und **46** mit dem Festmaterial **22**, welches dazwischen angeordnet ist, gedrückt werden können, ist die Kraft des Drückens gegen den Messort gleichmäßig, und ein Blutdruck kann basierend auf einer Pulswellen-Transitzeit genau gemessen werden. Ein derartiges Merkmal kann in ähnlicher Weise auch erreicht werden, wenn die Messung mit dem Benutzen der Sensoreinheit **40A** durchgeführt wird.

(Funktionelle Konfiguration der CPU 100)

[0089] **Fig. 8** ist ein Diagramm, welches schematisch eine Konfiguration einer Funktion zeigt, welche sich auf die Messung bezieht, welche durch die CPU **100** bereitgestellt ist, entsprechend zu der ersten Ausführungsform. Mit Bezug auf **Fig. 8** beinhaltet die CPU **100** ein Blutdruck-Berechnungselement **110**, welches einen Blutdruck berechnet (bewertet),

eine Anzeige-Steuerelement **120**, welches die Anzeige **50** steuert, ein Speichersteuerelement **130**, welches das Schreiben der Daten in den Speicher **51** oder das Lesen der Daten von dem Speicher **51** steuert, und ein Kommunikationssteuerelement **140**, welches die Kommunikationseinheit **59** steuert.

[0090] Das Blutdruckberechnungselement **110** beinhaltet ein PTT-Blutdruckberechnungselement **111** entsprechend zu der Funktion, um einen Blutdruck zu messen, basierend auf einer PTT, und ein oszillometrisches Blutdruck-Berechnungselement **114** entsprechend zu der Funktion, um den Blutdruck entsprechend mit dem oszillometrischen Verfahren zu messen, welches in **Fig. 7** gezeigt ist. Das PTT-Blutdruck-Berechnungselement **111** beinhaltet einen PTT-Detektor **112** und ein Durchschnitt-Blutdruck-Berechnungselement **113**. Details der Funktion jeder Komponente werden später beschrieben.

(Arbeitsablauf, um den Blutdruck basierend auf PTT zu messen)

[0091] Die Funktion, um einen Blutdruck zu messen, basierend auf der PTT durch das PTT-Blutdruck-Berechnungselement **111** wird beschrieben. Anfangs, wenn ein Benutzer die Messung eines Blutdruckes basierend auf einer PTT durch den Bedienteilbereich **52** anzeigt, startet die CPU **100** das PTT-Blutdruck-Berechnungselement **111**. Die CPU **100** treibt das Schaltventil **35** in Antwort auf die Instruktion von dem Benutzer und schaltet eine Komponente, an welche die Pumpe **32** und das Ventil **33** anzuschließen sind, um die Manschetten **24** und **24A** mit Druck zu beaufschlagen. Danach schließt die CPU **100** das Ventil **33**, treibt die Pumpe **32** mithilfe der Pumpentreiberschaltung **320**, um Luft zu den Druckmanschetten **24** und **24A** zu senden, und erhöht einen Manschet tendruck P_c , welcher einen Druck in den Druckmanschetten **24** und **24A** bei einer konstanten Rate repräsentiert.

[0092] In diesem Druckaufbauprozess erhält der PTT-Detektor **112** der CPU **100** die ersten und zweiten Pulswellensignale **PS1** und **PS2**, welche auf einer Zeit-Serie-Basis von dem ersten Pulswellensensor **40-1** und dem zweiten Pulswellensensor **40-2** der Sensoreinheit **40** ausgegeben sind, und berechnet in Echtzeit einen Kreuzkorrelationskoeffizienten r zwischen Wellenformen der ersten und zweiten Pulswellensignale **PS1** und **PS2**. Wenn die CPU **100** bestimmt, dass der Kreuzkorrelationskoeffizient r , welcher in Echtzeit in dem Druckaufbauprozess berechnet ist, einen Schwellwert mit dem Wert Th (zum Beispiel $Th = 0,99$) überschreitet, berechnet sie als eine Pulswellen-Transitzeit (PTT) das Zeitintervall Δt zwischen den Spitzen **A1** und **A2** der Amplituden der ersten und zweiten Pulswellensignale **PS1** und **PS2**, welche bei einem Manschet tendruck P_c zu diesem Zeitpunkt detektiert sind.

[0093] In ähnlicher Weise erhält in diesem Druckaufbauprozess der PTT-Detektor **112** der CPU **100** die ersten und zweiten Pulswellensignale **PS1A** und **PS2A** von dem ersten Pulswellensensor **40-1A** und dem zweiten Pulswellensensor **40-2A** der Sensoreinheit **40A** und berechnet den Kreuzkorrelationskoeffizienten **r** zwischen den Wellenformen dieser Pulswellensignale. Wenn die CPU bestimmt, dass der Kreuzkorrelationskoeffizient **r**, welcher in Echtzeit in dem Druckaufbauprozess berechnet ist, den Schwellwert **Th** übersteigt, berechnet sie als die Pulswellen-Transitzeit (PTT) das Zeitintervall Δt zwischen den Spitzen der Amplituden der ersten und zweiten Pulswellensignale **PS1A** und **PS2A**, welche bei dem Manschetendruck **Pc** zu diesem Zeitpunkt detektiert sind.

[0094] Das PTT-Blutdruck-Berechnungselement **111** der CPU **100** berechnet (schätzt) einen Blutdruck **EBP** basierend auf der PTT entsprechend zu Ausgangssignalen der Sensoreinheiten **40** und **40A** unter einem bekannten Ausdruck ($EBP = (\alpha/(DT^2) + \beta)$). α und β in diesem Ausdruck sind vorgeschriebene Koeffizienten, und **DT** repräsentiert eine Pulswellen-Transitzeit. Demnach werden der Blutdruck **EBP** basierend auf der PTT der Radialarterie **91** (welche nachfolgend auch als Blutdruck **EBP-1** bezeichnet wird) und der Blutdruck **EBP** basierend auf der PTT der Ulnararterie **91A** (welcher nachfolgend auch als **EBP-2** bezeichnet wird) gemessen. Das Durchschnitts-Blutdruck-Berechnungselement **113** berechnet einen Durchschnitt des Blutdrucks **EBP-1** und des Blutdrucks **EBP-2**.

[0095] Die CPU **100** berechnet wiederholt die PTT und den Blutdruck **EBP**, während eine Instruktion, um die Messung zu stoppen, nicht gegeben wird, nachdem eine Instruktion, um die Messung zu starten, durch den Bedienteilbereich **52** gegeben wird. Wenn die CPU **100** eine Instruktion, die Messung zu stoppen, über den Bedienteilbereich **52** empfängt, steuert sie jede Komponente, um den Messbetrieb zu verlassen.

(Übersicht der Messung des Blutdrucks
mit dem Oszillometrischem Verfahren)

[0096] Die Funktion, um einen Blutdruck entsprechend mit dem oszillometrischen Verfahren mit dem oszillometrischen Blutdruckberechnungselement **114** zu messen, wird beschrieben. Anfangs, wenn ein Benutzer die oszillometrische Blutdruckmessung mithilfe des Bedienteilbereiches **52** anzeigt, startet die CPU **100** das oszillometrische Blutdruckberechnungselement **114**. **Fig. 7** ist eine schematische Querschnittsansicht entlang der longitudinalen Richtung des Handgelenks **90** mit dem Blutdruckmessgerät **1**, wobei dieses an dem Handgelenk bei der Messung eines Blutdruckes mit dem oszillometrischen Verfahren befestigt ist, entsprechend zu der ersten Ausführungsform.

[0097] Mit Bezug auf **Fig. 7** ist die Druckmanschette **24** in dem Nicht-Druckaufbauzustand, mit Luft darin, welche ausgestoßen worden ist, und die Kompressionsmanschette **21** ist in dem Druckaufbauzustand, mit Luft darin, welche ihr zugeführt wird. Die Kompressionsmanschette **21** erstreckt sich in der umlaufenden Richtung des Handgelenks **90**. Wenn ein Druck durch die Pumpe **32** angelegt ist, komprimiert die Kompressionsmanschette **21** gleichmäßig das linke Handgelenk **90** in der Umfangsrichtung. Da nur die Elektrodengruppe **40E** zwischen der inneren umlaufenden Oberfläche der Kompressionsmanschette **21** und dem linken Handgelenk **90** vorhanden ist, wird die Kompression durch die Kompressionsmanschette **21** nicht durch andere Elemente blockiert, und Blutgefäße können ausreichend komprimiert werden.

[0098] Bei der Blutdruckmessung mit dem oszillometrischen Verfahren berechnet (schätzt) das oszillometrische Blutdruckberechnungselement **114** einen Blutdruck entsprechend einem Wellenform-Ausgangssignal, welches von dem ersten Drucksensor **31** über die Oszillationsschaltung **310** ausgegeben und in dem Prozess des Druckaufbaus oder der Reduktion im Druck des Messortes durch die Kompressionsmanschette **21** detektiert wird. Da ein Verfahren des Berechnens eines Blutdrucks mit dem oszillometrischen Verfahren entsprechend zu der vorliegenden Ausführungsform einem bekannten Verfahren folgt, wird hier die Beschreibung nicht wiederholt.

[0099] Das Anzeige-Steuerelement **120** erzeugt Repräsentationsdaten basierend auf verschiedenen Arten von Information, wobei ein Blutdruck beinhaltet ist, welcher durch das Blutdruckberechnungselement **110** berechnet ist, und treibt die Anzeige **50** entsprechend zu den erzeugten Repräsentationsdaten. Die Anzeige **50** zeigt demnach Information, wobei der gemessene Blutdruck beinhaltet ist. Das Speichersteuerelement **130** besitzt den Speicher **51** und speichert verschiedene Arten der Information, wobei der Blutdruck, welcher durch das Blutdruckberechnungselement **110** berechnet ist, beinhaltet ist. Der Speicher **51** kann damit eine Historie der Information aufbewahren, wobei der gemessene Blutdruck beinhaltet ist. Das Speicher-Steuerelement **130** liest verschiedene Arten der Information, wobei der Blutdruck, welcher durch das Blutdruck-Berechnungselement **110** berechnet ist, von dem Speicher **51**. Das Kommunikationssteuerelement **140** überträgt verschiedene Arten der Information, wobei der Blutdruck beinhaltet ist, welcher durch das Blutdruckberechnungselement **110** berechnet ist, oder liest aus dem Speicher **51** über die Kommunikationseinheit **59** zu einem externen Informationsverarbeitungsgerät und besitzt das Informationsverarbeitungsgerät, um die Information zu zeigen.

[0100] Die Funktion jeder Komponente in **Fig. 8** wird als ein Programm in dem Speicher **51** gespeichert. Die CPU **100** führt die Funktion jeder Komponente durch Lesen eines Programms aus dem Speicher **51** und das Ausführen des Programms durch. Die Funktion jeder Komponente ist nicht auf die Funktion, welche durch das Programm implementiert ist, begrenzt. Die Funktion kann z. B. durch eine Schaltung durchgeführt werden, wobei eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC) oder ein feldprogrammiertes Gate-Feld (FPGA) benutzt wird. Außerdem kann die Funktion durch Kombination eines Programms und einer Schaltung implementiert werden.

(Ablaufdiagramm des Prozessablaufs
bzw. der Verarbeitung)

[0101] **Fig. 9** ist ein Ablaufdiagramm, welches die Verarbeitung beim Messen eines Blutdrucks zeigt, basierend auf der PTT, entsprechend der ersten Ausführungsform. Ein Programm entsprechend zu dem Ablaufdiagramm ist in dem Speicher **51** gespeichert, und wird durch die CPU **100** gelesen und ausgeführt.

[0102] Mit Bezug auf **Fig. 9** akzeptiert die CPU **100** zunächst die Startinstruktion (Schritt **S10**), wenn ein Benutzer eine Schaltbedienung auf dem Bedienteilbereich **52** durchführt, um die Messung eines Blutdrucks basierend auf der PTT in dem befestigten Zustand zu starten. Beim Starten der Messung eines Blutdrucks steuert die CPU **100** das Schaltventil **35**, um die Komponente zu schalten, zu welcher die Pumpe **32** und das Ventil **33** an die Druckmanschetten **24** und **24A** anzuschließen sind (Schritt **S12**). Somit wird Luft aus den Manschetten **24** und **24A** ausgestoßen.

[0103] Die CPU **100** treibt die Pumpe **32**, um die Druckmanschetten **24** und **24A** auf einen vorgeschriebenen Druck aufzuladen, und danach schließt das Ventil **33** (Schritt **S14**) und danach stoppt die Pumpe **32** (Schritt **S16**). Die CPU **100** gibt ein Stromsignal an einen Messort aus und gibt Steuersignale **CT1** und **CT2** an Sensoreinheiten **40** und **40A** aus, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen repräsentiert (Schritt **S18**).

[0104] Die Sensoreinheit **40** gibt digitale Daten eines Spannungssignals (Pulswellensignals), welches an dem Messort detektiert ist, entsprechend zur Radialarterie **91** aus, detektiert das S/N-Verhältnis **R1** einer Komponente der ersten Frequenz in dem Spannungssignal und gibt das S/N-Verhältnis an die CPU **100** aus (Schritt **S22**). In ähnlicher Weise gibt die Sensoreinheit **40A** digitale Daten eines Spannungssignals (Pulswellensignals), welche an dem Messort detektiert sind, entsprechend zur Ulnararterie **91A** aus, detektiert das S/N-Verhältnis **R2** einer Komponente der zweiten Frequenz in dem Spannungssignal und gibt das S/N-Verhältnis an die CPU **100** aus (Schritt **S22**).

[0105] Der PTT-Detektor **112** berechnet die PTT entsprechend zu den Pulswellensignalen, von den Sensoreinheiten **40** und **40A** (Schritt **S24**). Das PTT-Blutdruckberechnungselement **111** berechnet den Blutdruck **EBP-1** basierend auf der PTT entsprechend zu der Sensoreinheit **40** und berechnet den Blutdruck **EBP-2** basierend auf der PTT entsprechend zur Sensoreinheit **40A** (Schritt **S26**).

[0106] Die CPU **100** gibt die Blutdruckinformation basierend auf den berechneten Blutdrücken **EBP-1** und **EBP-2** (Schritt **S28**) aus. Beispielsweise steuert das Anzeige-Steuerelement **120** die Anzeige **50**, um die Blutdruckinformation zu zeigen. Alternativ besitzt das Speichersteuerelement **130** den Speicher **51**, um die Blutdruckinformation zu speichern. Alternativ sendet das Kommunikationssteuerelement **140** die Blutdruckinformation an ein externes Informationsverarbeitungsgerät über die Kommunikationseinheit **59**.

(Beispielhaftes Speichern des
Ergebnisses der Messung)

[0107] **Fig. 10** ist ein Diagramm, welches das beispielhafte Speichern eines Ergebnisses der Messung entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt. Mit Bezug auf **Fig. 10** speichert der Speicher **51** eine Tabelle 394, welche ein Ergebnis der Messung durch das Blutdruckmessgerät **1** aufzeichnet. Mit Bezug auf **Fig. 10** speichert die Tabelle 394 Daten über das Ergebnis der Messung für jede Aufzeichnungseinheit. Jede Aufzeichnung beinhaltet in Verbindung damit Daten **39E** über die Identifikation (ID) für ein einzigartiges Identifizieren der Aufzeichnung, Daten **39G** über die Zeit und das Datum der Messung, Daten **39H**, wobei ein Blutdruckwert (systolischer Blutdruck **SBP** und diastolischer Blutdruck **DBP**) und die Pulsrate **PLS** beinhaltet sind, welche durch das oszillometrische Blutdruckberechnungselement **114** berechnet (geschätzt) sind, S/N-Verhältnis-Daten **39I** und Daten **39J**, welche einen Blutdruck repräsentieren, welcher durch das PTT-Blutdruckberechnungselement **111** berechnet (geschätzt) ist.

[0108] Die S/N-Verhältnis-Daten **39I** beinhalten das S/N-Verhältnis **R1**, welches für den zugehörigen Blutdruck **EBP-1** detektiert ist, und das S/N-Verhältnis **R2**, welches für den zugehörigen Blutdruck **EBP-2** detektiert ist.

[0109] Die Daten **39J** beinhalten den Blutdruck **EBP-1** und den Blutdruck **EBP-2**, welche zu der Zeit der Messung eines Blutdrucks basierend auf der PTT berechnet (geschätzt) sind. Die Daten **39J** können ferner einen repräsentativen Blutdruck **EBP-R** beinhalten. Der repräsentative Blutdruck **EBP-R** repräsentiert entsprechend den Blutdruck **EBP-1** und den Blutdruck **EBP-2**.

[0110] Das Speichersteuerelement **130** besitzt den Speicher **51**, um in der Tabelle 394 in Verbindung mit Daten **39G** die Zeit und das Datum der Messung, Daten **39H** über einen Blutdruck und eine Pulsrate entsprechend zu dem oszillometrischen Verfahren, welches zu der Zeit und dem Datum gemessen sind, und Daten **39J** über den Blutdruck basierend auf der PTT zu speichern.

[0111] Eine Art des Speicherns der Messdaten in Tabelle 394 ist nicht auf das Speichern durch eine Aufzeichnungseinheit begrenzt, wie dies in **Fig. 10** gezeigt ist. Die detektierten Daten **39E** sollten nur miteinander zu jeder Zeit, bei welcher ein Blutdruck gemessen wird, verbunden (zugeordnet) sein.

(Verfahren des Bestimmens des repräsentativen Blutdrucks EPB-R)

[0112] Obwohl der repräsentative Blutdruck **EBP-R** als ein durchschnittlicher Blutdruck repräsentiert ist, welcher durch das Durchschnitt-Blutdruck-Berechnungselement **113** berechnet ist, basierend auf dem entsprechenden Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2** in der ersten Ausführungsform, ist der repräsentative Blutdruck **EBP-R** nicht auf den Durchschnittsblutdruck begrenzt.

[0113] Beispielsweise kann die CPU **100** einen Blutdruck bestimmen, welcher einer vorher festgelegten Bedingung genügt, nämlich von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, als repräsentativen Blutdruck **EBP-R**. Unter der vorher festgelegten Bedingung wird zum Beispiel ein Blutdruck größer (oder kleiner) im Wert, von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, als repräsentativer Blutdruck **EBP-R** bestimmt. Alternativ wird ein Blutdruck, welcher den Schwellwert übersteigt (oder gleich zu oder kleiner als diesem ist), von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, als repräsentativer Blutdruck **EBP-R** bestimmt. Alternativ wird ein Blutdruck höher im entsprechenden S/N-Verhältnis (niedriger im Rauschen), von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, als repräsentativer Blutdruck **EBP-R** bestimmt. Alternativ wird ein Blutdruck, von welchem das entsprechende S/N-Verhältnis größer (höher) als ein vorher festgelegter Schwellwert ist, von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, als repräsentativer Blutdruck EPB-R bestimmt.

[0114] Das Durchschnitt-Blutdruck-Berechnungselement **113** führt eine Gewichteter Durchschnitt-Berechnungsfunktion aus, um einen Durchschnitt zu berechnen, durch Wichten von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**. Speziell basiert eine Wichtung für den Blutdruck **EBP-1** auf einem Wert des entsprechenden S/N-Verhältnisses **R1**, und eine Wichtung für den Blutdruck **EBP-2** basiert auf dem entsprechenden S/N-Verhältnis **R2**. Das Durchschnitt-Blutdruck-Berechnungselement **113** stellt die

Wichtung so ein, dass sie höher (das heißt im Rauschen niedriger) als das entsprechende S/N-Verhältnis ist. Deshalb kann der repräsentative Blutdruck **EBP-R**, welcher basierend auf einem gewichteten Durchschnitt berechnet ist, einen Wert näher zu einem Blutdruck höher im S/N-Verhältnis ausdrücken, von dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**.

(Beispielhafte Repräsentation)

[0115] **Fig. 11** ist ein Diagramm, welches eine beispielhafte Repräsentation eines Ergebnisses der Messung entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt. Mit Bezug auf **Fig. 11** beinhaltet ein Bildschirm der Anzeige **50** den systolischen Blutdruck **SBP**, den diastolischen Blutdruck **DBP** und die Pulsrate **PLS** basierend auf dem oszillometrischen Verfahren, den repräsentativen Blutdruck **EBP-R**, die Zuverlässigkeit **40B** und ein Datum der Messung. Die Zuverlässigkeit **40B** basiert auf einem Wert des S/N-Verhältnisses entsprechend zu dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, auf welchem der repräsentative Blutdruck **EBP-R** basiert. Die Zuverlässigkeit **40B** beinhaltet die Zuverlässigkeit (oder Authentizität) eines Wertes des gezeigten repräsentativen Blutdrucks **EBP-R**.

[0116] In der ersten Ausführungsform kann die Zuverlässigkeit **40B** auf dem S/N-Verhältnis **R1** und dem S/N-Verhältnis **R2** basieren, entsprechend zu dem Blutdruck **EBP-1** und dem Blutdruck **EBP-2**, auf welchen der repräsentative Blutdruck EPB-R basiert, welcher auf dem gleichen Bildschirm gezeigt wird. Beispielsweise, wenn die CPU **100** bestimmt, dass das S/N-Verhältnis **R1** und das S/N-Verhältnis **R2** Werte größer (höher) als der Schwellwert besitzen, bestimmt die CPU **100**, dass die Zuverlässigkeit hoch ist und zeigt die Zuverlässigkeit **40B** mit den Buchstaben „GOOD“ bzw. „GUT“ (siehe **Fig. 11**). Im Gegensatz dazu, wenn die CPU **100** bestimmt, dass wenigstens eines von dem S/N-Verhältnis **R1** und dem S/N-Verhältnis **R2** einen Wert gleich zu oder kleiner als der Schwellwert besitzt, bestimmt die CPU **100**, dass die Zuverlässigkeit niedrig ist und zeigt die Zuverlässigkeit **40B** mit den Buchstaben „NG“ bzw. „NICHT GUT“.

[0117] Eine Art des Ausgebens der Zuverlässigkeit ist nicht auf die Repräsentation mit derartigen Buchstaben begrenzt. Beispielsweise kann als eine Art des Ausgebens eine Abbildung (Bild) gezeigt werden, oder ein Wert des repräsentativen Blutdrucks **EBP-R** kann farbig dargestellt werden.

[0118] Entsprechend zu dem Bildschirm in **Fig. 11** kann ein Benutzer auch basierend auf der Zuverlässigkeit **40B** eine Leitlinie erhalten, um zu zeigen oder nicht zu zeigen, dass der Blutdruck **EBP-R** zuverlässig ist bzw. zutreffend ist.

[0119] Die beispielhafte Repräsentation in **Fig. 11** entspricht zum Beispiel der beispielhaften Repräsentation zu der Zeit, wenn die Messung eines Blutdrucks zu Ende geht (Schritt **S28**), oder der beispielhaften Repräsentation der Daten, welche von der Tabelle 394 in **Fig. 10** gelesen sind. Die Information in **Fig. 11** wird unter Steuerung der Anzeige **50** durch das Anzeige-Steuerelement **120** gezeigt. Speziell erzeugt das Anzeige-Steuerelement **120** Repräsentationsdaten basierend auf repräsentativem Blutdruck **EBP-R**, basierend auf den Blutdrücken **EBP-1** und **EBP-2**, welche durch das PTT-Blutdruckberechnungselement **111** berechnet sind, einen Wert des Blutdruckes, welcher durch das oszillometrische Blutdruckberechnungselement **114** berechnet ist, und der Zuverlässigkeit **40B** und betreibt die Anzeige **50** basierend auf den Repräsentationsdaten. Alternativ erzeugt das Anzeige-Steuerelement **120** die Repräsentationsdaten basierend auf den Daten **39H** und den Daten **39J**, welche in der Tabelle 394 in **Fig. 10** verknüpft sind, und der Zuverlässigkeit **40B**, und betreibt die Anzeige **50** basierend auf den erzeugten Repräsentationsdaten. Das Anzeige-Steuerelement **120** kann damit die Anzeige **50** veranlassen, Daten über den gemessenen Blutdruck oder die Daten über den Blutdruck zu zeigen, welche in Tabelle 394 gespeichert sind.

(Konfiguration des Systems)

[0120] **Fig. 12** ist eine Zeichnung, welche eine schematische Konfiguration eines Systems entsprechend zu der ersten Ausführungsform zeigt. Das Blutdruckmessgerät **1** kommuniziert mit dem Server **30** oder dem tragbaren Endgerät **10B**, welches ein externes Informationsverarbeitungsgerät repräsentiert, über das Netz **900**. In dem System in **Fig. 12** kommuniziert das Blutdruckmessgerät **1** mit dem tragbaren Endgerät **10B** über ein LAN, und das tragbare Endgerät **10B** kommuniziert mit dem Server **30** über das Internet. Das Blutdruckmessgerät **1** kann damit mit dem Server **30** über das tragbare Endgerät **10B** kommunizieren. Das Blutdruckmessgerät **1** kann mit dem Server **30** nicht über das tragbare Endgerät **10B** kommunizieren.

[0121] Obwohl die Information in **Fig. 11** auf der Anzeige **50** des Blutdruckmessgerätes **1** in der ersten Ausführungsform gezeigt wird, kann die CPU **100** die Information an das tragbare Endgerät **10B** für die Repräsentation auf einer Anzeigeeinheit **158** senden.

[0122] Ein Ort, bei welchem ein Ergebnis der Messung in der Tabelle 394 in **Fig. 10** gezeigt wird, wird im Speicher **51** des Blutdruckmessgerätes **1** gespeichert, ist jedoch nicht darauf begrenzt. Beispielsweise kann das Ergebnis in einem Speicher des tragbaren Endgerätes **10B** oder einem Speicher **32A** des Servers **30** gespeichert werden. Alternativ kann das Ergebnis in zumindest zwei von dem Speicher **51**,

dem Speicher des tragbaren Terminals **10B** und dem Speicher **32A** des Servers **30** gespeichert werden.

(Vorteile der ersten Ausführungsform)

[0123] **Fig. 13** ist ein Diagramm für das Darstellen der Hintergründe der ersten Ausführungsform. **Fig. 14** ist ein Diagramm, welches eine Konfiguration der ersten Ausführungsform zeigt. Anfangs, wenn es eine Vielzahl von Orten als Orte der Messung der Pulswellensignale gibt, beim Berechnen einer PTT basierend auf einer Impedanz, können zunächst Orte, bei welchen ein Spannungssignal (Pulswellensignal) hoch im S/N-Verhältnis ist, detektiert werden, welche abhängig von individueller Variation oder einer Art der Befestigung des Blutdruckmessgerätes **1** variiert sind. Deshalb wird wünschenswerterweise ein Ort, bei welchem ein Spannungssignal (Pulswellensignal) mit einem hohen S/N-Verhältnis detektiert werden kann, aus einer Vielzahl von Messorten bestimmt, und ein Pulswellensignal wird an dem bestimmten Messort detektiert.

[0124] Wenn ein Strom simultan zu Messorten geführt wird, entsprechend sowohl der Radialarterie **91** als auch der Ulnararterie **91A** vor derartigen Hintergründen, können die Ströme miteinander interferieren, wie dies in **Fig. 13(C)** gezeigt wird, und eine potenzielle Verteilung kann unterschiedlich von einer normalerweise erhaltenen Verteilung sein.

[0125] In diesem Zusammenhang, in der ersten Ausführungsform, Elektroden sind angeordnet, sowohl bei der Radialarterie **91** als auch bei der Ulnararterie **91A**, welche als Messorte bezeichnet sind, wie in **Fig. 14** gezeigt, Ströme unterschiedlich in der Frequenz (der ersten Frequenz oder der zweiten Frequenz) werden an die Messorte ausgegeben, und ein Spannungssignal, welches Pulswellen repräsentiert, welche an jedem Messort detektiert sind, wird basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der entsprechenden Frequenz verarbeitet.

[0126] Demnach, sogar obwohl Interferenz auftritt, kann ein Pulswellensignal frei von einer Signalkomponente, welche aus der Interferenz resultiert, extrahiert werden.

[0127] Außerdem, in der ersten Ausführungsform, kann durch das Auswählen eines Pulswellensignals höher im S/N-Verhältnis, wie oben beschrieben, hochgenaue Pulswelleninformation und der repräsentative Blutdruck **EBP-R** erhalten werden.

(Erste Frequenz und zweite Frequenz)

[0128] In der ersten Ausführungsform ist die erste Frequenz unterschiedlich von der zweiten Frequenz im Wert. Beispielsweise wird eine von 50 kHz und 60 kHz als die erste Frequenz definiert, und die ande-

re davon wird als die zweite Frequenz definiert. Ein Wert der ersten Frequenz und der zweiten Frequenz jedoch ist demzufolge nicht begrenzt.

[Zweite Ausführungsform]

[0129] Ungleich der ersten Ausführungsform werden in einer zweiten Ausführungsform die Sensoreinheit **40** entsprechend zu der ersten Pulswellensensoreinheit und die Sensoreinheit **40A** entsprechend zu der zweiten Pulswellensensoreinheit nicht simultan betrieben, sondern alternativ, bei vorher festgelegten Intervallen, betrieben.

[0130] Das Blutdruckmessgerät **1** entsprechend zu der zweiten Ausführungsform beinhaltet eine CPU **100A**, welche eine Funktion unterschiedlich von der Funktion der CPU **100** in der ersten Ausführungsform durchführt. Da die Konfiguration des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu der zweiten Ausführungsform ähnlich zu der Konfiguration ist, welche in **Fig. 1** gezeigt wird, wird eine Beschreibung nicht wiederholt.

[0131] **Fig. 15** ist ein Diagramm, welches schematisch eine Konfiguration einer Funktion zeigt, bezogen auf die Messung, welche durch die CPU **100A** bereitgestellt ist, entsprechend zu der zweiten Ausführungsform. Mit Bezug auf **Fig. 15** beinhaltet die CPU **100A** eine Schalteinheit **150** zusätzlich zu der Konfiguration der CPU **100**, welche in **Fig. 8** gezeigt ist. Da die CPU **100A** ähnlich in anderen Funktionen zu der CPU ist, welche in **Fig. 8** gezeigt wird, wird eine Beschreibung nicht wiederholt.

[0132] Die Schalteinheit **150** gibt das Steuersignal **CT1** an die Sensoreinheit **40** aus und gibt das Steuersignal **CT2** an die Sensoreinheit **40A** aus. Die Schalteinheit **150** gibt abwechselnd das Steuersignal **CT1** und das Steuersignal **CT2** in vorher festgelegten Zyklen (bei vorher festgelegten Intervallen) **CR** aus. Die Sensoreinheit **40** wird betrieben, während die Schalteinheit **150** das Steuersignal **CT1** ausgibt, und wird ausgeschaltet, während das Steuersignal **CT1** nicht ausgegeben wird. In ähnlicher Weise wird die Sensoreinheit **40A** betrieben, während die Schalteinheit **150** das Steuersignal **CT2** ausgibt, und wird abgeschaltet, während das Steuersignal **CT2** nicht ausgegeben wird. Die Sensoreinheit **40** und die Sensoreinheit **40A** arbeiten wie in der ersten Ausführungsform, während sie betrieben werden.

[0133] In der zweiten Ausführungsform sind die erste Frequenz des ersten Stromsignals, welches an einen Messort (einem Ort entsprechend zur Radialarterie **91**) durch die AC-Energieversorgungseinheit **492A** der Sensoreinheit **40** ausgegeben wird, und die zweite Frequenz des zweiten Stromsignals, welches zu einem Messort (einem Ort entsprechend zur Ulnararterie **91**) durch die AC-Energieversorgungsein-

heit **492A** der Sensoreinheit **40A** ausgegeben wird, gleich zueinander und werden zum Beispiel auf 50 kHz eingestellt, obwohl sie nicht darauf begrenzt sind. Deshalb besitzen die Filtereinheit **493** und die Filtereinheit **493A** auch eine Frequenzcharakteristik (Abschneidefrequenz) entsprechend zu 50 kHz.

[0134] In der zweiten Ausführungsform, wenn eine Frequenz eines Stromes, welcher zu einem Messort ausgegeben ist, auf 50 kHz eingestellt ist und eine Abtastrate für das Berechnen basierend auf der PTT zum Beispiel auf 300 Hz eingestellt ist, wird eine Frequenz eines ausgegebenen Stromes ausreichend hoch, und daher wird der Zyklus **CR** auf einen Zyklus entsprechend zu mehreren Hundert Hz bis mehreren kHz eingestellt. Dieser Zyklus ist wünschenswerterweise basierend auf einer Frequenz eines Stromes, welcher für einen Messort ausgegeben ist, und einer Abtastrate eingestellt.

[0135] **Fig. 16** ist ein Diagramm, welches schematisch den Zyklus **CR** entsprechend zu der zweiten Ausführungsform zeigt. Die Schalteinheit **150** gibt abwechselnd das Steuersignal **CT1** und das Steuersignal **CT2** in den Zyklen **CR** aus, wie in **Fig. 16** gezeigt ist. Die Sensoreinheit **40** und die Sensoreinheit **40A** werden demnach alternativ für jeden halben Zyklus **CR1** betrieben. **Fig. 17** ist ein Diagramm, welches schematisch eine Wellenform eines Stromsignals zeigt, welches zu einem Messort ausgegeben ist, entsprechend zu der zweiten Ausführungsform. Wenn ein Stromsignal bei 50 kHz, gezeigt in **Fig. 17(A)**, von der Sensoreinheit **40** oder der Sensoreinheit **40A** zu einem entsprechenden Messort ausgegeben ist, gibt die Schalteinheit **150** abwechselnd das Steuersignal **CT1** und das Steuersignal **CT2** in Zyklen **CR** entsprechend mit 25 kHz aus. Zu dieser Zeit sind Wellenformen (**Fig. 17(B)**) eines Stromsignals, welches zu dem Messort ausgegeben ist, entsprechend zu der Radialarterie **91** von der Sensoreinheit **40** und eines Stromsignals, welches zu dem Messort ausgegeben ist, entsprechend zu der Ulnararterie **91A** von der Sensoreinheit **40A**, ähnlich zu der Wellenform in **Fig. 17(A)**.

[0136] Die Verarbeitung bzw. der Prozessablauf für die Blutdruckmessung basierend auf der PTT wird entsprechend zu dem Arbeitsablauf durchgeführt, welcher in **Fig. 9** gezeigt ist, auch in der zweiten Ausführungsform.

(Vorteile der zweiten Ausführungsform)

[0137] Wie oben beschrieben, beim Berechnen einer PTT basierend auf einer Impedanz, werden Orte variiert, bei welchen ein Spannungssignal (Pulswellensignal) hoch im S/N-Verhältnis detektiert werden kann, abhängig von der individuellen Variation oder einer Art der Befestigung des Blutdruckmessgerätes **1**. Deshalb wird wünschenswerterweise ein

Ort, bei welchem ein Spannungssignal (Pulswellensignal) hoch im S/N-Verhältnis detektiert werden kann, von innerhalb einer Vielzahl von Messorten bestimmt, und ein Pulswellensignal wird an dem bestimmten Ort detektiert.

[0138] Wenn ein Strom gleichzeitig zu Messorten entsprechend zu der Radialarterie **91** und der Ulnararterie **91A**, entgegen derartiger Hintergründe, geführt wird, können die Ströme miteinander interferieren, wie in **Fig. 13(C)** gezeigt wird, und eine potenzielle Verteilung kann unterschiedlich von einer normal erhaltenen Verteilung sein.

[0139] In diesem Zusammenhang, in der zweiten Ausführungsform, gibt die Schalteinheit **150** alternierend Stromsignale gleicher Frequenz bei vorher festgelegten Intervallen (Intervallen entsprechend zu Zyklus **CR**) an Messorte aus, entsprechend zu der Radialarterie **91** und der Ulnararterie **91A**, wie in **Fig. 16** gezeigt wird, und erhält Information über Pulswellen, wobei die PTT von Spannungssignalen beinhaltet ist, welche Pulswellen repräsentieren, und welche an den Messorten detektiert sind. Demnach, wenn ein Stromsignal zu einem Messort ausgegeben wird, wird das Stromsignal nicht zu dem anderen Messort ausgegeben, wie in **Fig. 13(A)** oder (B) gezeigt wird, und daher kann die Interferenz, welche in **Fig. 13(C)** gezeigt ist, am Auftreten gehindert werden.

[0140] Durch das Auswählen eines Pulswellensignals höher im S/N-Verhältnis, auch in der zweiten Ausführungsform wie in der ersten Ausführungsform, können auch hochgenaue Pulswelleninformation und repräsentativer Blutdruck **EBP-R** erhalten werden. Ein Ergebnis der Messung wird auf der Anzeige **50** gezeigt, welches im Speicher **51** gespeichert ist, und zu einem externen Informations-Verarbeitungsgerät gesendet, auch in der zweiten Ausführungsform wie in der ersten Ausführungsform.

[0141] Obwohl die erste Frequenz und die zweite Frequenz in der zweiten Ausführungsform gleich zueinander sind, können sie unterschiedlich voneinander sein. Zum Beispiel ist eine von 50 kHz und 60 kHz als die erste Frequenz definiert, und die andere davon ist als die zweite Frequenz definiert, wie in der ersten Ausführungsform.

[Dritte Ausführungsform]

[0142] In einer dritten Ausführungsform wird ein Betriebsmodus des Blutdruckmessgerätes **1** beschrieben. Das Blutdruckmessgerät **1** beinhaltet als Moden für das Messen von Pulswelleninformation einen ersten Modus und einen zweiten Modus, welche selektiv gestartet werden. In dem ersten Modus gibt die Sensoreinheit **40** ein erstes Stromsignal, welches die erste Frequenz besitzt, an einen Messort entsprechend zur Radialarterie **91** aus und verarbeitet ein Span-

nungssignal, welches ein Pulswellensignal repräsentiert und welches an dem Messort detektiert ist, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz. Die Sensoreinheit **40A** gibt ein zweites Stromsignal, welches die zweite Frequenz besitzt, an einen Messort entsprechend zur Ulnararterie **91A**, zu der Zeit aus, wenn die Sensoreinheit **40** das erste Stromsignal ausgibt, und verarbeitet ein Spannungssignal, welches ein Pulswellensignal repräsentiert und welches an dem Messort detektiert ist, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz. In dem ersten Modus ist die Schalteinheit **150** ausgeschaltet.

[0143] In dem zweiten Modus werden die erste Pulswellensensoreinheit und die zweite Pulswellensensoreinheit abwechselnd bei vorher festgelegten Intervallen durch die Schalteinheit **150** betrieben.

[0144] In einem beliebigen von dem ersten Modus und dem zweiten Modus kann das Blutdruckmessgerät **1** Information über Pulswellen erhalten, wobei die PTT beinhaltet ist, ohne durch die Interferenz, wie oben beschrieben, beeinträchtigt zu werden.

[0145] Ein Benutzer kann die CPU **100** instruieren, irgendeinen von dem ersten Modus und dem zweiten Modus durch Bedienen des Bedienteilbereiches **52** zu starten.

[Vierte Ausführungsform]

[0146] Ein Programm, welches einen Computer veranlasst, die Verarbeitung, wie mit Bezug auf das Ablaufdiagramm in **Fig. 9** beschrieben, durchzuführen, kann in der oben beschriebenen Ausführungsform bereitgestellt werden.

[0147] **Fig. 18** ist ein Ablaufdiagramm, welches ein Verfahren des Steuerns des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu einer vierten Ausführungsform zeigt. **Fig. 19** ist ein Ablaufdiagramm, welches ein weiteres Verfahren des Steuerns des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu der vierten Ausführungsform zeigt. Im Schritt **S18** in **Fig. 9** wird in der ersten Ausführungsform die Verarbeitung entsprechend zu dem Ablaufdiagramm in **Fig. 18** durchgeführt, und in der zweiten Ausführungsform wird die Verarbeitung entsprechend zu dem Ablaufdiagramm in **Fig. 19** durchgeführt.

[0148] Mit Bezug auf **Fig. 18** steuert die CPU **100** die Sensoreinheiten **40** und **40A** im Schritt **S18** wie nachfolgend. Zunächst führt die CPU einen ersten Ausgabeschritt (Schritt **S31**) des Steuerns der AC-Energieversorgungseinheit **492** der ersten Pulswellensensoreinheit (Sensoreinheit **40**) durch, um ein erstes Stromsignal auszugeben, welches die erste Frequenz besitzt, zu einem entsprechenden Messort (einem Messort entsprechend zur Radialarterie

91), einen ersten Detektierschritt (Schritt **S32**) des Steuerns des Spannungsdetektors **492** der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches die Pulswellen an dem Messort repräsentiert, entsprechend zu der ersten Pulswellensensoreinheit (Messort entsprechend zur Radialarterie **91**), einen zweiten Ausgabeschritt (Schritt **S33**) des Steuerns einer AC-Energieversorgungseinheit **492A** der zweiten Pulswellensensoreinheit (Sensoreinheit **40A**), um ein zweites Stromsignal auszugeben, welches die zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort (Messort entsprechend zur Ulnararterie **91A**), einen zweiten Detektierschritt (Schritt **S34**) des Steuerns des Spannungsdetektors **491A** der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen an dem Messort repräsentiert, entsprechend zu der zweiten Pulswellensensoreinheit (Messort entsprechend zur Ulnararterie **91A**), einen ersten Verarbeitungsschritt (Schritt **S35**) des Verarbeitens des Spannungssignals, welches Pulswellen repräsentiert, und welche in dem ersten Detektierschritt (Schritt **S32**) detektiert sind, durch Benutzen der Filtereinheit **492**, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz, und einen zweiten Verarbeitungsschritt (Schritt **S36**) des Verarbeitens des Spannungssignals, welches Pulswellen repräsentiert und welche in dem zweiten Detektierschritt detektiert sind, durch Benutzen der Filtereinheit **493A**, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz.

[0149] Mit Bezug auf **Fig. 19** steuert die CPU **100** die Sensoreinheiten **40** und **40A** im Schritt **S18** wie nachfolgend. Die CPU führt zunächst einen Schritt (Schritt **S41**) des Steuerns der Schalteinheit **150** durch, um abwechselnd die erste Pulswellensensoreinheit (Sensoreinheit **40**) und die zweite Pulswellensensoreinheit (Sensoreinheit **40A**) bei vorher festgelegten Intervallen zu betreiben, einen ersten Ausgabeschritt (Schritt **S42**) des Steuerns der AC-Energieversorgungseinheit **492** der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein erstes Stromsignal auszugeben, welches die erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort (einen Messort entsprechend zu der Radialarterie **91**), einen ersten Detektierschritt (Schritt **S43**) des Steuerns des Spannungsdetektors **491** der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen an dementsprechenden Messort repräsentiert, einen zweiten Ausgabeschritt (Schritt **S44**) des Steuerns der AC-Energieversorgungseinheit **492A** der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein zweites Stromsignal auszugeben, welches die zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort (einen Messort entsprechend zur Ulnararterie **91A**) und einen zweiten Detektierschritt (Schritt **S45**) des Steuerns der AC-Energieversorgungseinheit **492A** der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu de-

tektieren, welches Pulswellen an dem entsprechenden Messort repräsentiert.

[0150] Das Programm kann auch bereitgestellt sein, indem es in einem nicht-transitorischen, von einem Computer lesbaren Aufzeichnungsmedium, wie z. B. einem Festplatte-Nur-Lese-Speicher (CD-ROM), einem zweiten Speicher, einem Hauptspeicher und einer Speicherkarte, welche den Computer des Blutdruckmessgerätes **1** entsprechend zu den Ablaufdiagrammen in **Fig. 9**, **Fig. 18** und **Fig. 19** begleitet, aufgezeichnet ist. Alternativ kann auch ein Programm bereitgestellt werden, welches in einem Aufzeichnungsmedium aufgezeichnet ist, wie z. B. einer Festplatte, welche in einem Computer eingebaut ist. Alternativ kann auch ein Programm durch Herunterladen über ein Netz **900** bereitgestellt sein.

[0151] Es sollte davon ausgegangen werden, dass die Ausführungsformen, welche hier offenbart sind, erläuternd sind und in jeglicher Hinsicht nicht restriktiv. Der Umfang der vorliegenden Erfindung wird eher durch die Terme der Ansprüche als die obige Beschreibung definiert, und es ist beabsichtigt, dass sie jegliche Modifikationen beinhaltet, welche im Umfang und der Bedeutung äquivalent zu den Termen der Ansprüche sind.

Bezugszeichenliste

1	Blutdruckmessgerät;
10	Hauptgeräteteil;
10B	tragbares Endgerät;
30	Server;
40, 40A	Sensoreinheit;
40B	Zuverlässigkeit;
40E, 40F	Elektrodengruppe;
491, 491A	Spannungsdetektor;
50	Anzeige;
51	Speicher;
52	Bedienteilbereich;
53	Batterie;
59	Kommunikationseinheit;
71, 72	Leitung;
90	Handgelenk;
91	Radialarterie;
91A	Ulnararterie;
110	Blutdruck-Berechnungselement;

111	PTT- Blutdruck-Berechnungselement;
112	PTT-Detektor;
113	Durchschnitt-Blutdruck-Berechnungselement;
114	Oszillometrischer-Blutdruck-Berechnungselement;
120	Anzeige-Steuerelement;
130	Speichersteuerelement;
140	Kommunikationssteuerelement;
150	Schalteinheit;
158	Anzeigeeinheit;
310, 340	Oszillationsschaltung;
394	Tabelle;
492, 492A	AC-Energieversorgungseinheit;
493,493A	Filtereinheit;
494, 494A	S/N-Detektor;
495, 495A	A/D-Wandler;
900	Netz;
A1, A2	Spitzenwert;
CR	Zyklus;
CR1	halberCT2
D	Abstand;
DBP	diastolischerZyklus;
CT1, CT2	Steuersignal; Blutdruck;
SBP	systolischer Blutdruck;
EBP-R	repräsentativerBlutdruck;
R1, R2	S/N-Verhältnis;
PLS	Pulsrate;
PS1, PS1A, PS2A,PS2	Pulswellensignal;
Y	Breitenrichtung;
i	Konstantstrom;
r	Kreuzkorrelationskoeffizient ;
v1, v1A, v2, v2A	Spannungssignal

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- JP 2017070739 [0002, 0003]
- JP 20160135261 [0003]
- JP 2016135261 [0003]

Patentansprüche

1. Messgerät, welches Pulswellen misst, welches aufweist:

eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche entsprechend zu jeweiligen Messorten entfernt voneinander angeordnet werden können,

wobei die erste Pulswellensensoreinheit eine erste Ausgabereinheit, welche ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen ersten Detektor beinhaltet, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert,

wobei die zweite Pulswellensensoreinheit eine zweite Ausgabereinheit, welche ein zweites Stromsignal ausgibt, welches eine zweite Frequenz unterschiedlich von der ersten Frequenz an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen zweiten Detektor beinhaltet, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert,

wobei der erste Detektor das detektierte Spannungssignal, welches Pulswellen basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der ersten Frequenz repräsentiert, verarbeitet, und

wobei der zweite Detektor das detektierte Spannungssignal, welches Pulswellen basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz repräsentiert, verarbeitet.

2. Messgerät nach Anspruch 1, wobei 60 kHz als die erste Frequenz definiert ist und 50 kHz als die zweite Frequenz definiert ist.

3. Messgerät, welches Pulswellen misst, welches aufweist:

eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit, welche entsprechend zu jeweiligen Messorten entfernt voneinander angeordnet sein können,

wobei die erste Pulswellensensoreinheit eine erste Ausgabereinheit, welche ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen ersten Detektor beinhaltet, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert,

wobei die zweite Pulswellensensoreinheit eine zweite Ausgabereinheit, welche ein zweites Stromsignal, welches eine zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort ausgibt, und einen zweiten Detektor beinhaltet, welcher ein Spannungssignal detektiert, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert,

wobei die erste Pulswellensensoreinheit und die zweite Pulswellensensoreinheit alternativ bei vorher festgelegten Intervallen betrieben werden.

4. Messgerät nach Anspruch 3, wobei die erste Frequenz und die zweite Frequenz gleich zueinander sind.

5. Messgerät nach Anspruch 3, wobei die erste Frequenz unterschiedlich von der zweiten Frequenz ist.

6. Messgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei 50 kHz oder 60 kHz als die erste Frequenz definiert sind, und 50 kHz oder 60 kHz als die zweite Frequenz definiert sind.

7. Messgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei das Messgerät ferner eine Pulswellengeschwindigkeit von wenigstens einer von den Pulswellen, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, welches durch den ersten Detektor detektiert ist, und Pulswellen detektiert, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, welche durch den zweiten Detektor detektiert sind.

8. Messgerät nach Anspruch 7, welches ferner ein Blutdruckberechnungselement aufweist, welches wenigstens einen von einem ersten Blutdruck, basierend auf der Pulswellengeschwindigkeit, welche basierend auf den Pulswellen berechnet ist, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, welches durch den ersten Detektor detektiert ist, und einen zweiten Blutdruck berechnet, basierend auf der Pulswellengeschwindigkeit, welche basierend auf den Pulswellen berechnet ist, welche durch das Spannungssignal repräsentiert sind, welches durch den zweiten Detektor detektiert ist.

9. Messgerät nach Anspruch 8, wobei das Messgerät ein S/N-Verhältnis für jedes der Spannungssignale detektiert, welche die Pulswellen repräsentiert und welche durch den ersten Detektor und den zweiten Detektor detektiert sind.

10. Messgerät nach Anspruch 9, wobei das Blutdruckberechnungselement einen Blutdruck basierend auf der Pulswellengeschwindigkeit berechnet, welche basierend auf den Pulswellen berechnet ist, welche durch ein Spannungssignal höher im S/N-Verhältnis repräsentiert sind, von den Spannungssignalen, welche die Pulswellen repräsentieren und durch den ersten Detektor und den zweiten Detektor detektiert sind.

11. Messgerät nach Anspruch 9 oder 10, wobei das Blutdruckberechnungselement einen repräsentativen Blutdruck aus dem ersten Blutdruck und dem zweiten Blutdruck berechnet.

12. Messgerät nach Anspruch 11, wobei der repräsentative Blutdruck einen Durchschnittsblutdruck aus

dem ersten Blutdruck und dem zweiten Blutdruck beinhaltet.

13. Messgerät nach Anspruch 12, wobei der Durchschnittsblutdruck als ein Durchschnitt repräsentiert ist, welcher mit jedem von dem ersten Blutdruck und dem zweiten Blutdruck berechnet ist, welche gewichtet sind, und eine Wichtung für den ersten Blutdruck auf einem entsprechenden S/N-Verhältnis basiert und eine Wichtung für den zweiten Blutdruck auf einem entsprechenden S/N-Verhältnis basiert.

14. Messgerät nach einem der Ansprüche 8 bis 13, welches ferner aufweist:
eine Anzeige; und
eine Kommunikationseinheit, welche mit einem externen Informationsverarbeitungsgerät kommuniziert, wobei eine Anzeigeeinheit beinhaltet ist, wobei das Messgerät einen Blutdruckwert, welcher durch das Blutdruckberechnungselement berechnet ist, über die Kommunikationseinheit an das Informationsverarbeitungsgerät sendet, für das Anzeigen auf der Anzeigeeinheit.

15. Programm, welches einen Computer veranlasst, ein Verfahren des Steuerns eines Gerätes durchzuführen,
wobei das Gerät eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit beinhaltet, welche entsprechend zu jeweiligen Messorten im Abstand voneinander angeordnet werden können, wobei das Verfahren beinhaltet
einen ersten Ausgabeschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort, auszugeben,
einen ersten Detektierschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von einem Messort repräsentiert, entsprechend zu der ersten Pulswellensensoreinheit,
einen zweiten Ausgabeschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein zweites Stromsignal, welches eine zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort auszugeben,
einen zweiten Detektierschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von einem Messort repräsentiert, entsprechend zu der zweiten Pulswellensensoreinheit,
einen ersten Verarbeitungsschritt des Verarbeitens des Spannungssignals, welches Pulswellen repräsentiert und welche in dem ersten Detektierschritt detektiert sind, basierend auf einer Filtercharakteristik, entsprechend zu der ersten Frequenz, und einen zweiten Verarbeitungsschritt des Verarbeitens des Spannungssignals, welches die Pulswellen repräsentiert und welche in dem zweiten Detektierschritt de-

tektiert sind, basierend auf einer Filtercharakteristik entsprechend zu der zweiten Frequenz.

16. Programm, welches einen Computer veranlasst, ein Verfahren des Steuerns eines Gerätes durchzuführen,
wobei das Gerät eine erste Pulswellensensoreinheit und eine zweite Pulswellensensoreinheit besitzt, welche entsprechend zu jeweiligen Messorten, beabstandet zueinander, angeordnet werden können, wobei das Verfahren beinhaltet
einen ersten Ausgabeschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein erstes Stromsignal, welches eine erste Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort auszugeben,
einen ersten Detektierschritt des Steuerns der ersten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal zu detektieren, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert,
einen zweiten Ausgabeschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein zweites Stromsignal auszugeben, welches eine zweite Frequenz besitzt, an einen entsprechenden Messort,
einen zweiten Detektierschritt des Steuerns der zweiten Pulswellensensoreinheit, um ein Spannungssignal, welches Pulswellen von dem entsprechenden Messort repräsentiert, zu detektieren und wobei abwechselnd die erste Pulswellensensoreinheit und die zweite Pulswellensensoreinheit bei vorher festgelegten Intervallen betrieben werden.

Es folgen 16 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG.1

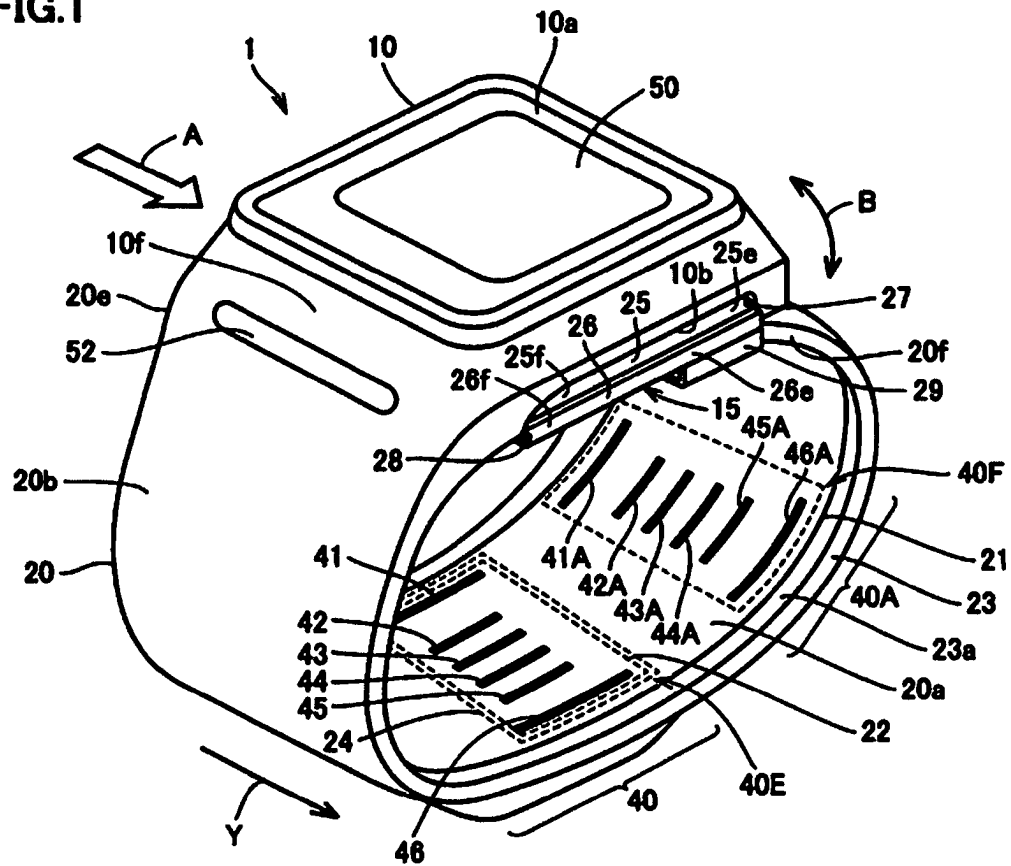


FIG.2

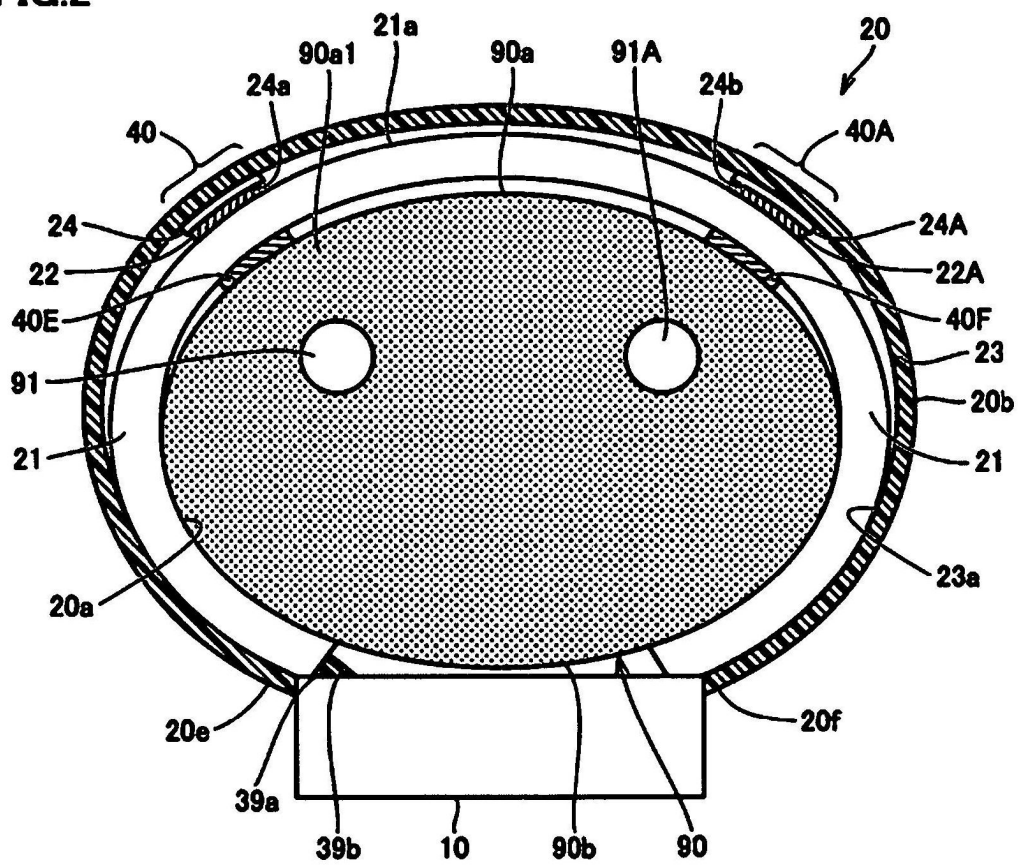
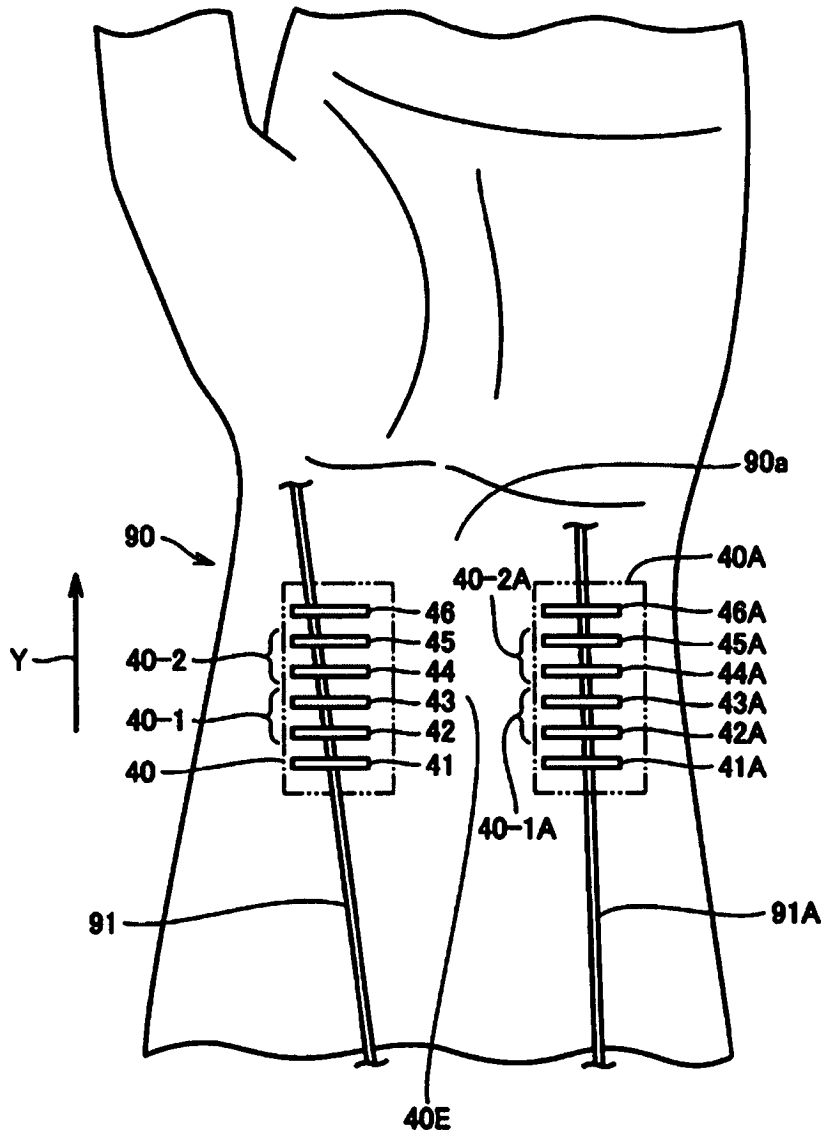


FIG.3



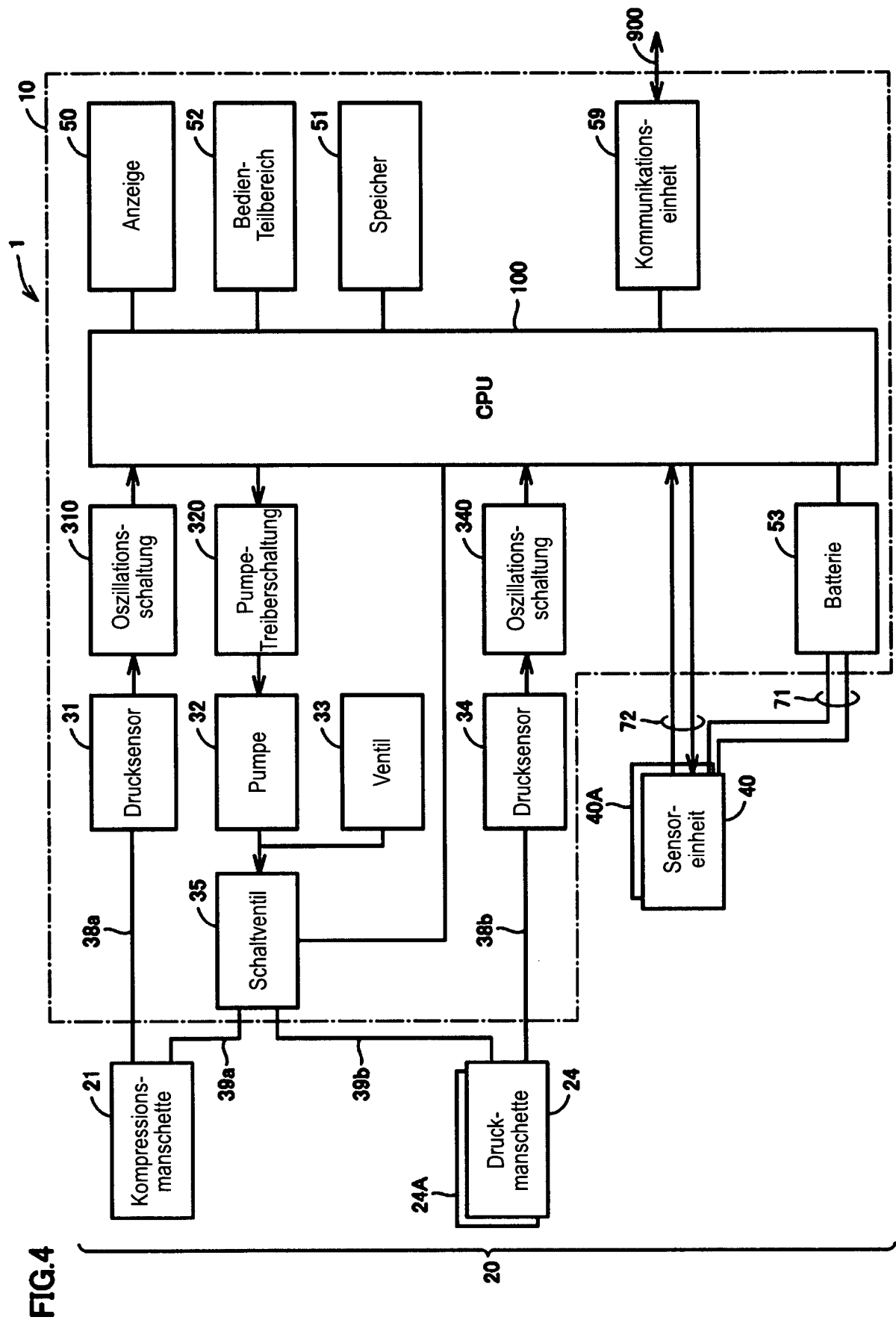


FIG.5

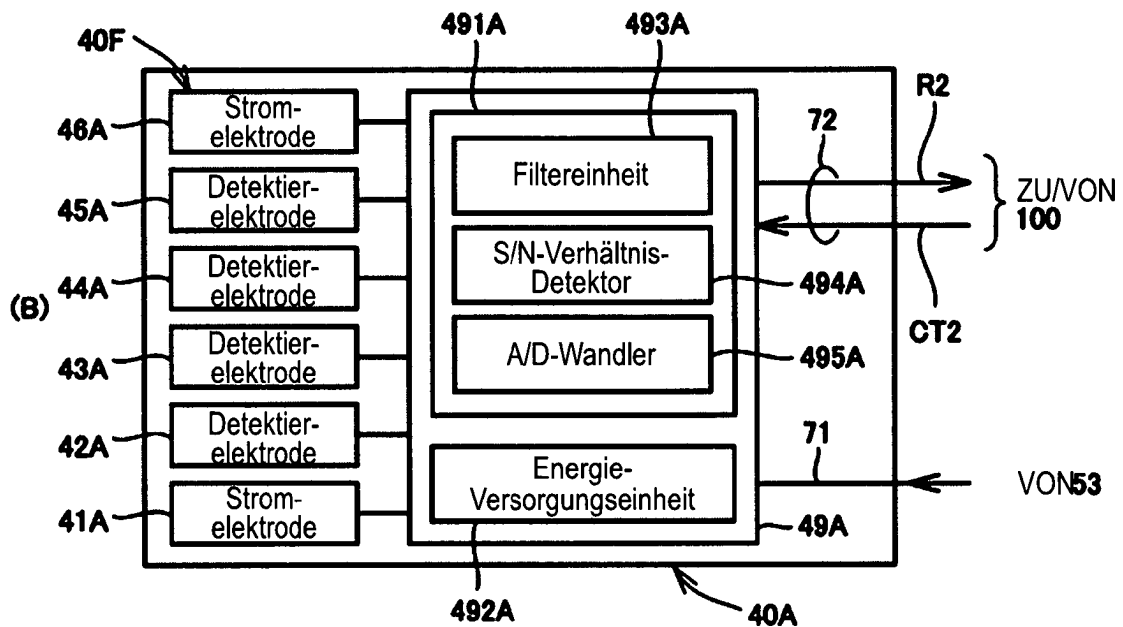
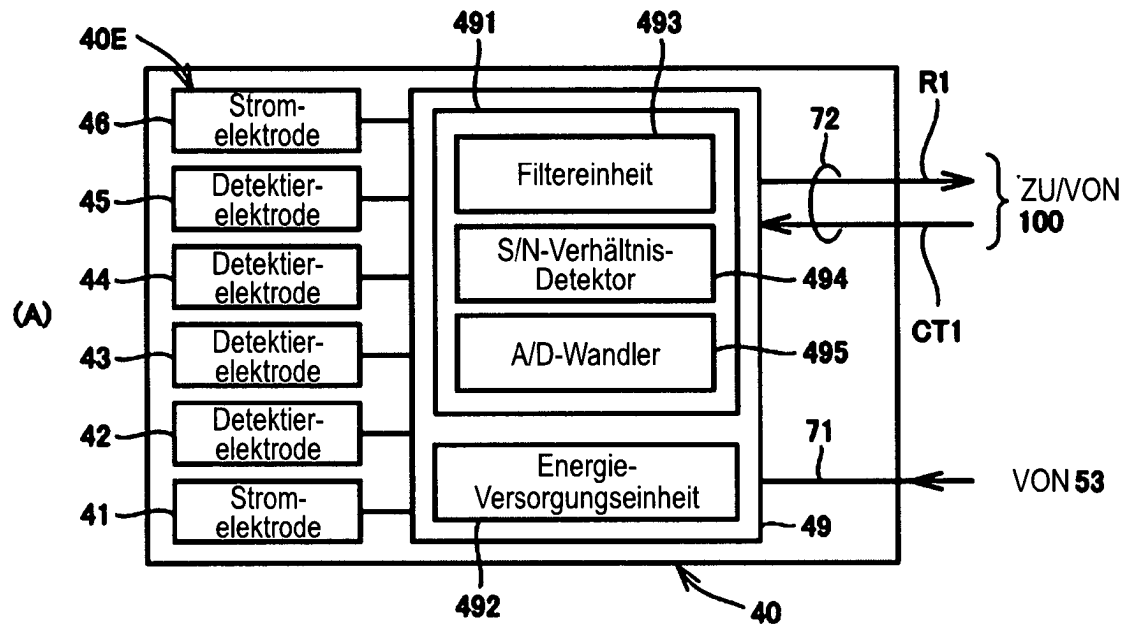
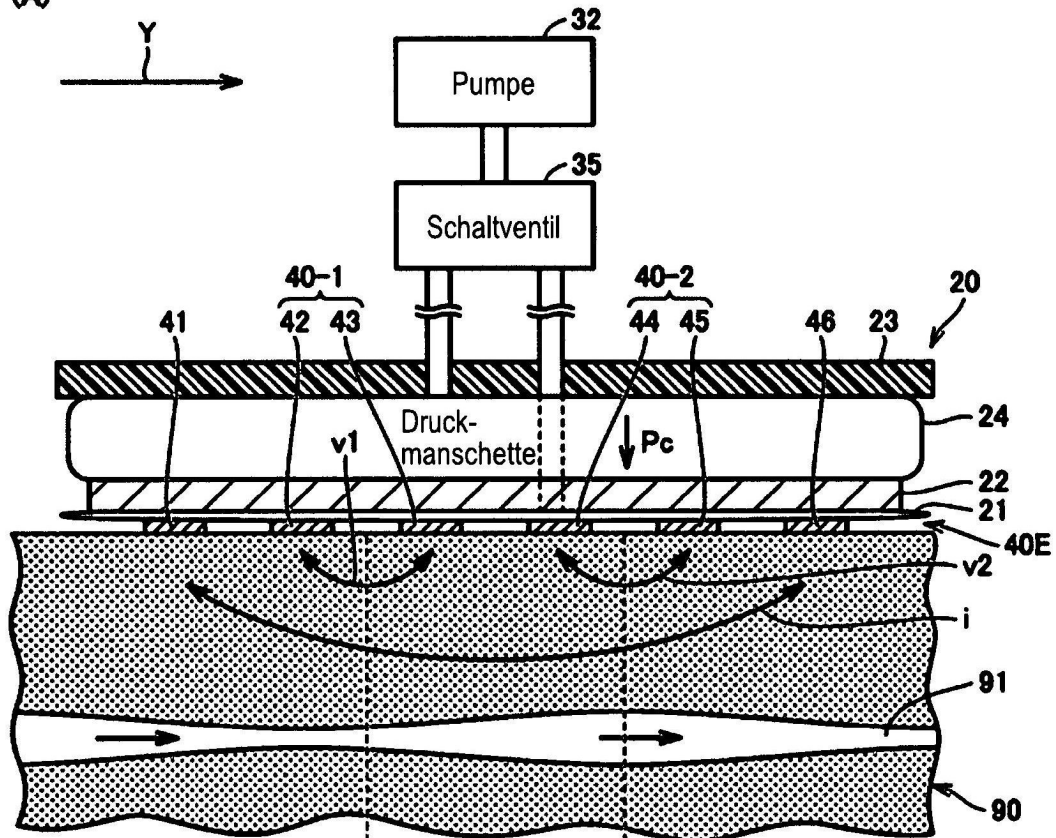


FIG.6

(A)



(B)

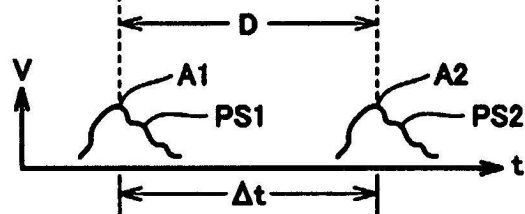


FIG.7

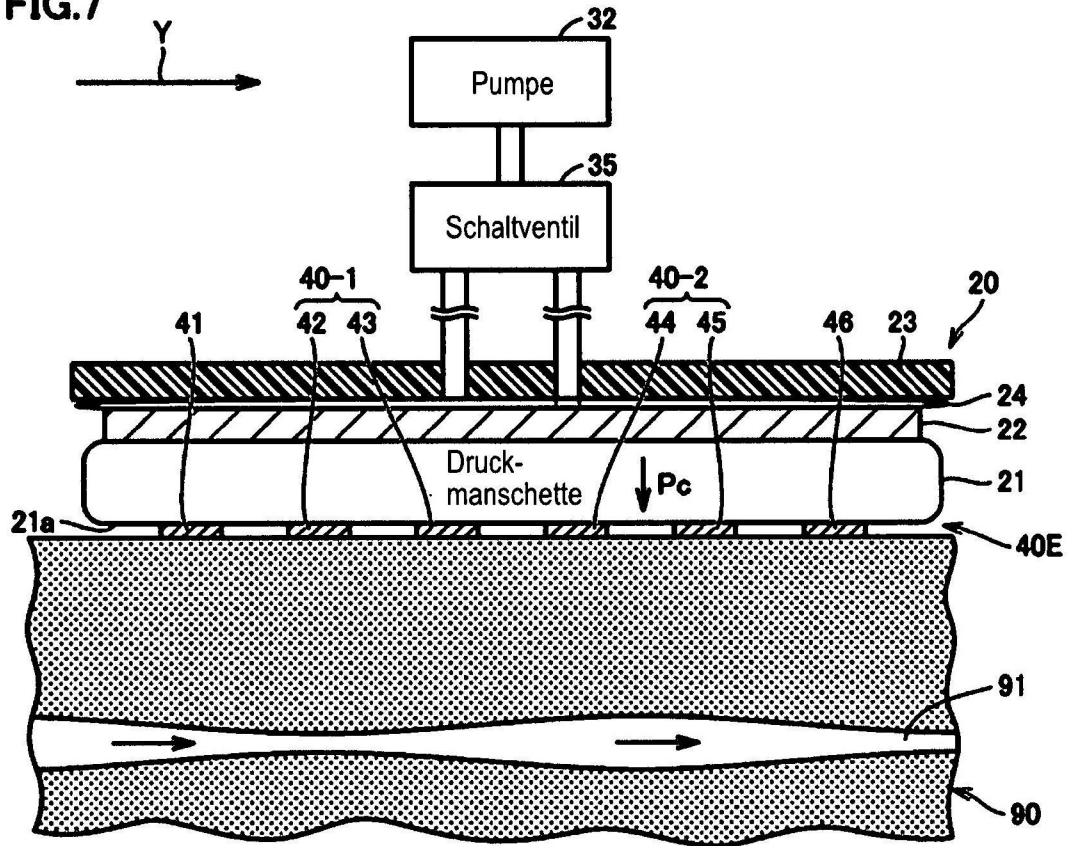


FIG.8

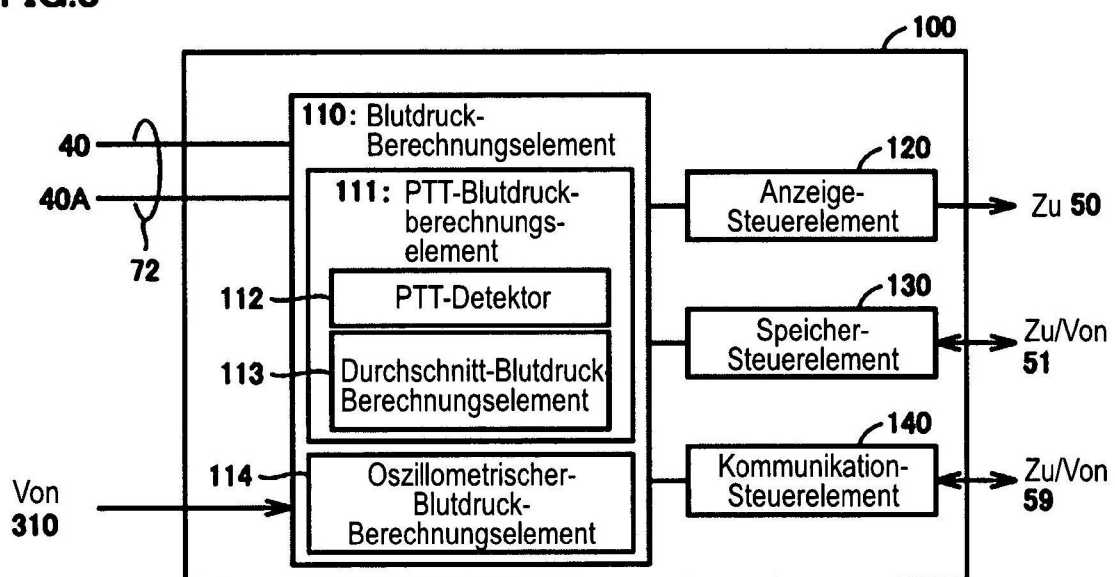


FIG.9

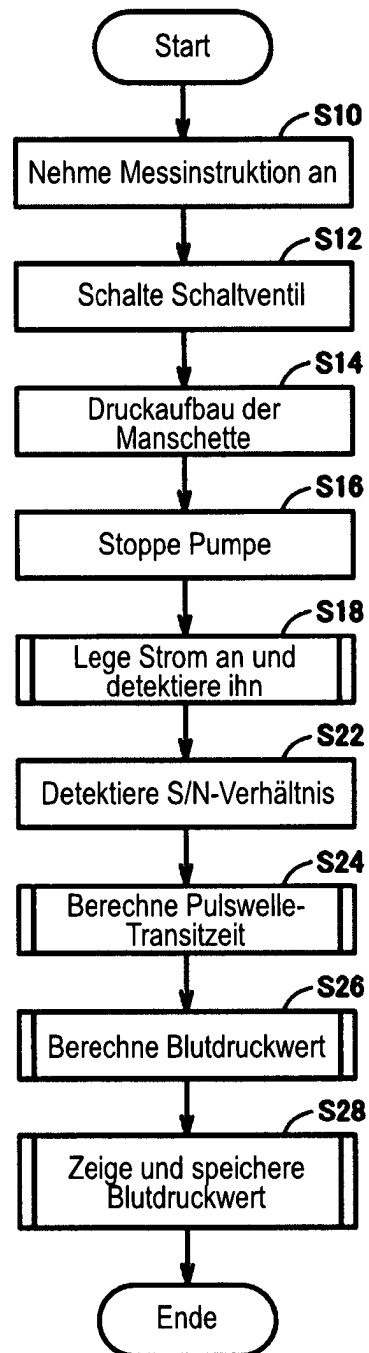


FIG.10

51

39E		39G	39H	39I	39J
ID		Zeit und Datum der Messung	Blutdruckwert und Pulsrate	S/N-Verhältnis	PTT gemessener Blutdruck
1		yy/mm/dd hh:mm1	SBP , DBP , PLS	R1, R2	EBP-1, EBP-2
2		yy/mm/dd hh:mm2	SBP , DBP , PLS	R1, R2	EBP-1, EBP-2
.
.
.
.
.

FIG.11

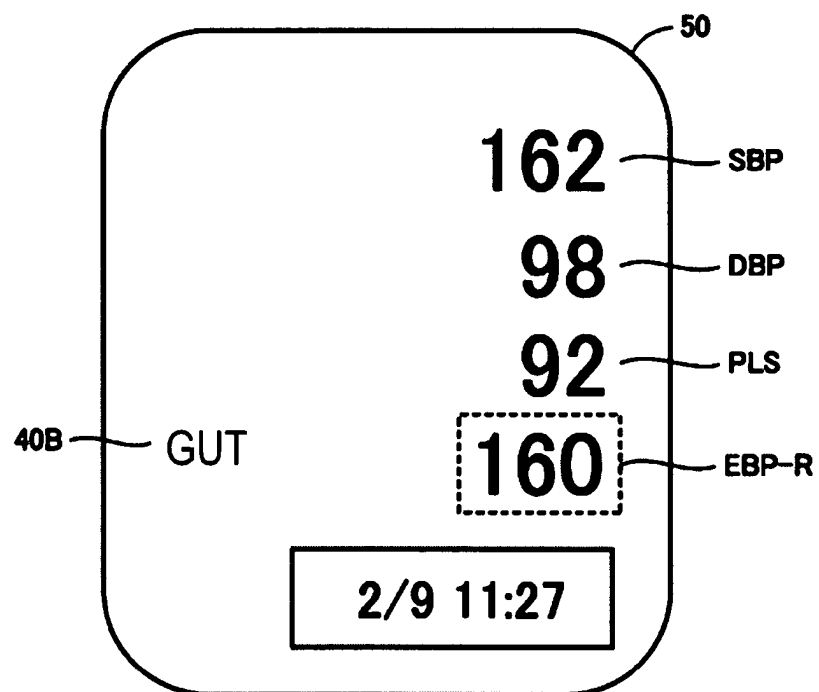


FIG.12

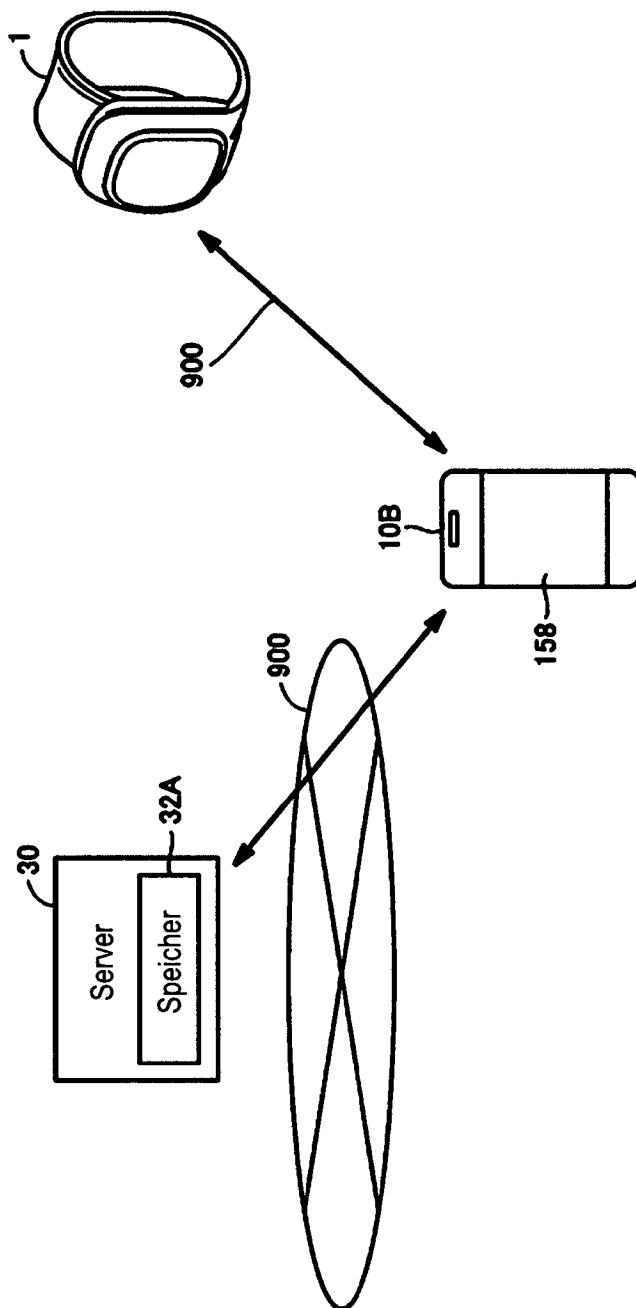


FIG.13

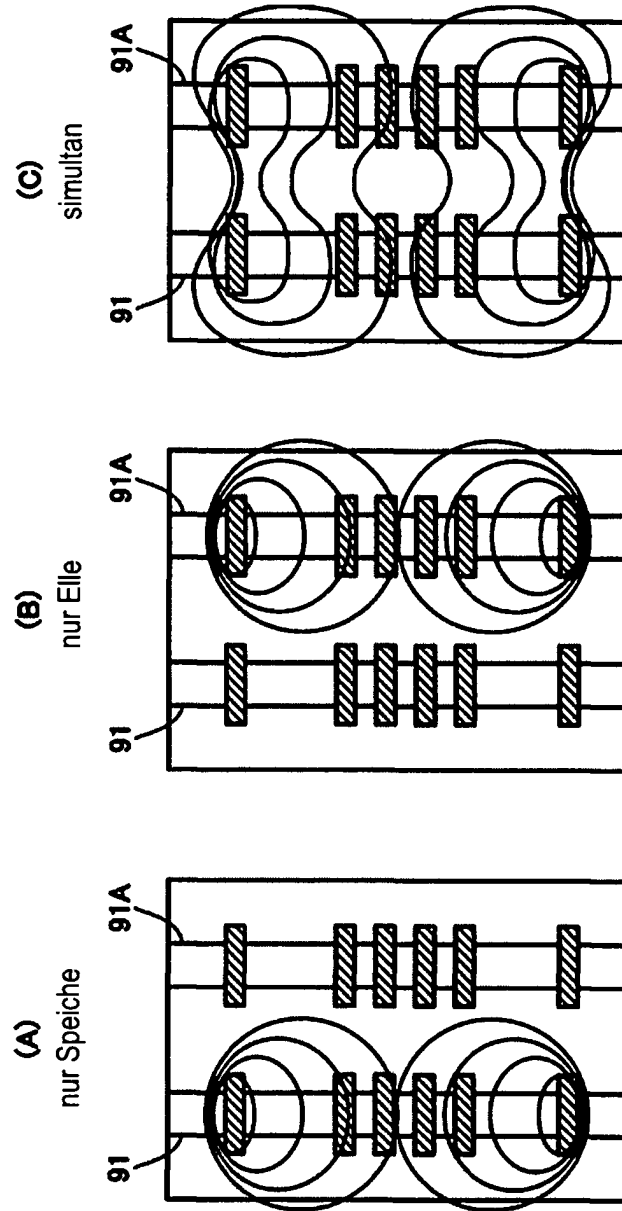


FIG.14

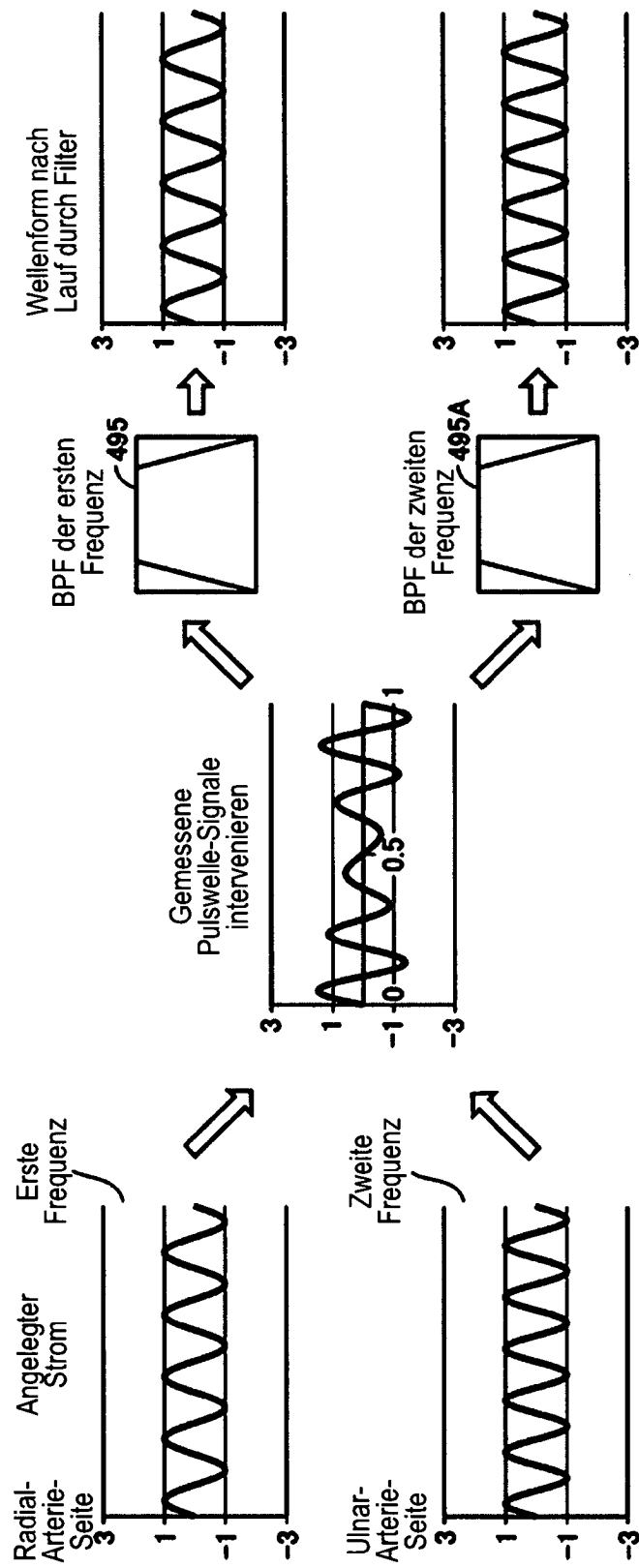


FIG.15

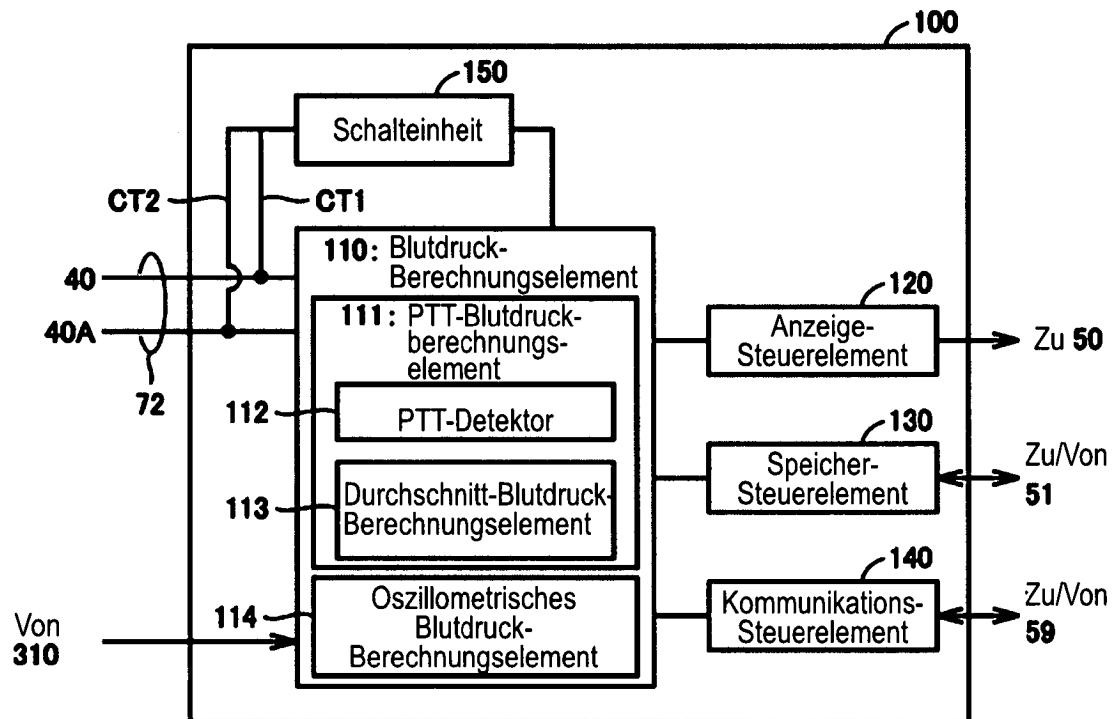


FIG.16

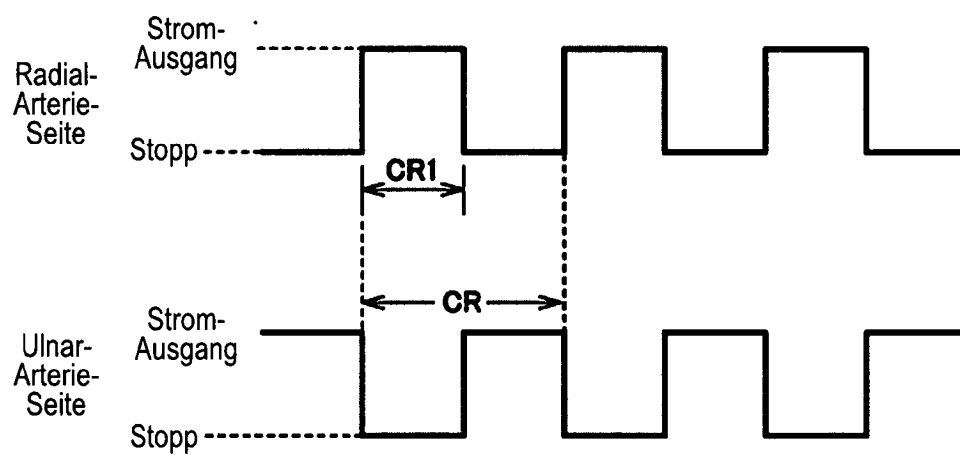


FIG.17

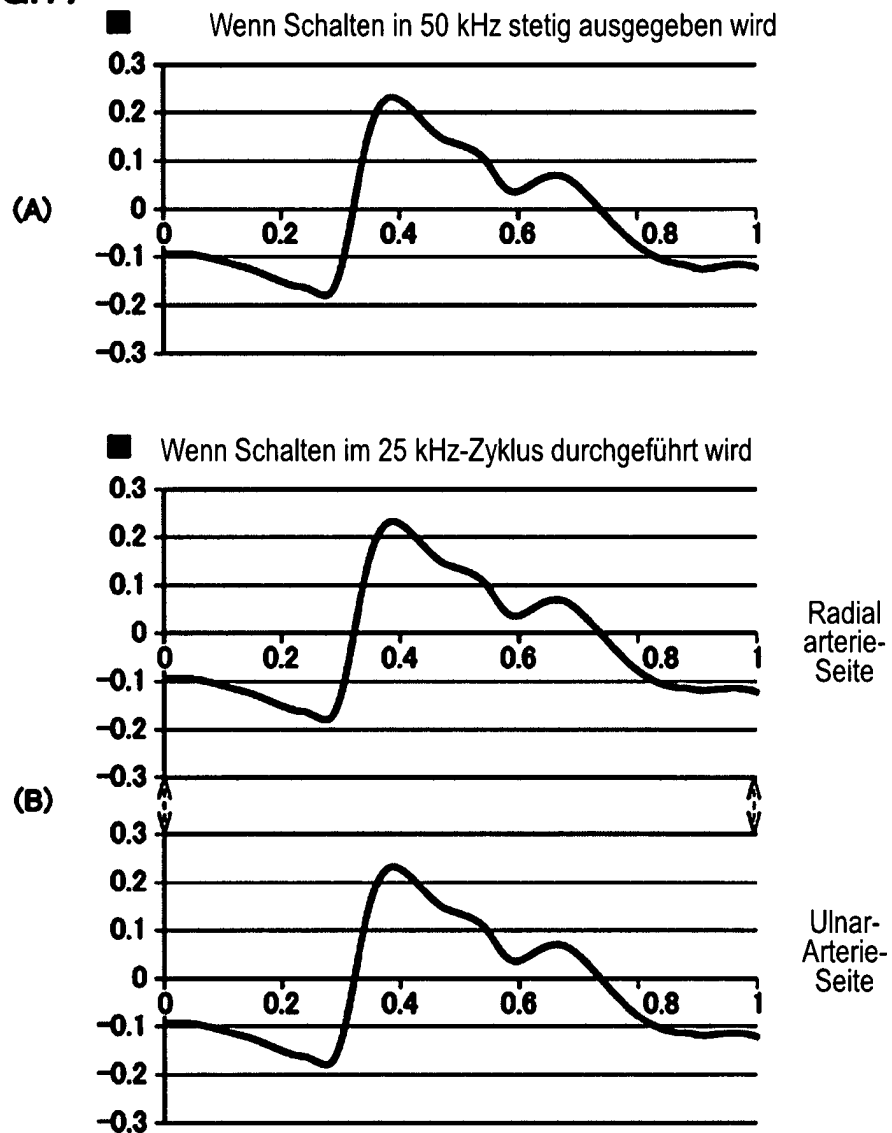


FIG.18

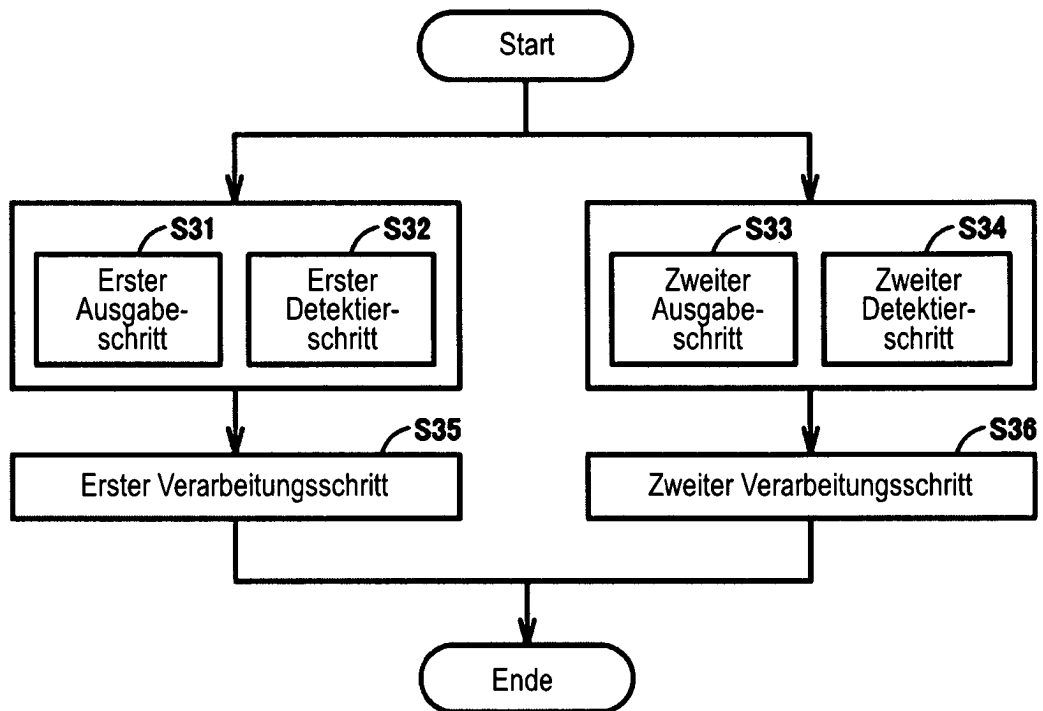


FIG.19

