

Beschreibung

Technischer Bereich

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein Blutdruckmessgerät, und im Speziellen auf ein Blutdruckmessgerät, welches den Startzeitablauf der Blutdruckmessung steuert.

Hintergrund des Standes der Technik

[0002] Obstruktive Schlafapnoe (OSA) ist eine Erkrankung, bei welcher der Atmungstrakt während des Schlafes physikalisch blockiert wird und die Atmung für bis zu zwei Minuten aussetzt. Der Blutdruck steigt bei einem Apnoeanfall (welcher hier nachfolgend als ein nächtlicher Blutdruckanstieg bezeichnet wird) zeitweise an. Zum Beispiel steigt ein Blutdruck, welcher normalerweise 120 bis 130 mmHg ist, bis auf über 200 mmHg an. Entsprechend besteht zu jeder Zeit, bei welcher ein Apnoeanfall auftritt, das Risiko eines plötzlichen Todes, Schlaganfalles oder eines kardiovaskulären Ereignisses, wie zum Beispiel eines Herzversagens. Die Möglichkeit, einen nächtlichen Blutdruckanstieg genau zu messen, wird deshalb gesucht.

[0003] Wenn ein nächtlicher Blutdruckanstieg gemessen wird, nimmt der Blutdrucksauerstoff-Sättigungspegel ab, und die Atmung stoppt. Unter Berücksichtigung dieser Tatsache werden in der Patentliteratur 1 (JP S62-155829A) und in der Nicht-Patentliteratur 1 (A New Technique for Detecting Sleep Apnea-Related "Midnight" Surge of Blood Pressure, Shirasaki et al., Hypertens Res Vol. 29, Nr. 9 (2006), S. 695–702) Verfahren vorgeschlagen, bei welchen der Blutsauerstoff-Sättigungspegel mit einem Sauerstoffmessgerät gemessen wird, und die Blutdruckmessung wird gestartet, wenn der gemessene Blutsauerstoff-Sättigungspegel unterhalb eines eingestellten Bezugswertes fällt.

Zitatliste

Patentliteratur

[0004]

Patentliteratur 1: JP S62-155829A

Nicht-Patentliteratur

[0005]

Nicht-Patentliteratur 1: A New Technique for Detecting Sleep Apnea-Related "Midnight" Surge of Blood Pressure, Shirasaki et al., Hypertens Res Band. 29, Nr. 9 (2006), S. 695–702

Zusammenfassung der Erfindung

Technisches Problem

[0006] Patienten mit heftiger OSA haben mehrere Hundert Apnoeanfälle pro Nacht, die alle von Sauerstoffmangel begleitet werden. Entsprechend wird in dem Fall, in welchem die Blutdruckmessung gestartet wird, wenn der Blutsauerstoff-Sättigungspegel unter einen von Hand eingestellten Bezugswert fällt, wie in Patentliteratur 1, die Blutdruckmessung bei einer sehr großen Anzahl von Zeitpunkten bei einem Patienten, welcher eine heftige bzw. starke OSA hat, durchgeführt, und der Schlaf des Probanden wird signifikant behindert.

[0007] Auch in der Nicht-Patentliteratur 1 gibt es eine zusätzliche Funktion, bei welcher ein Schwellwert erst auf einen verhältnismäßig hohen Pegel eingestellt wird, der niedrigste Wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels, welcher nach dem Start der Messung auftritt, wird sukzessive gespeichert und die Blutdruckmessung wird durchgeführt, wenn der Blutsauerstoff-Sättigungspegel unter den zuvor niedrigsten Wert fällt. Diese Vorgehensweise gestattet das Durchführen einer automatischen individuellen Justierung des Schwellwertes für einen Bereich von Patienten von leicht Kranken bis zu Schwerkranken. Jedoch besteht bei diesem Verfahren das Problem, dass, wenn während der Anfangsstufe des Schlafes in einer Nacht der stärkste niedrige Atmungszustand auftritt, die Blutdruckmessung danach überhaupt nicht durchgeführt werden wird.

[0008] Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Blutdruckmessgerät bereitzustellen, welches ein Muster der Blutdruckvariation über die Gesamtheit einer vorher festgelegten Periode erlangt.

Lösung des Problems

[0009] Ein Gesichtspunkt der vorliegenden Erfindung ist ein Blutdruckmessgerät für das Messen des Blutdrucks in einer vorher festgelegten Periode, wobei beinhaltet ist: eine Blutdruckmesseinheit, um den Blutdruck eines Probanden zu messen; eine Informationserfassungseinheit, um die Information zu erfassen, welche auf die Variation im Blutdruck und auf Veränderungen in Zeitfolgen in der vorher festgelegten Periode bezogen ist; eine Bestimmungseinheit, um zu bestimmen, ob die durch die Informationserfassungseinheit erfasste Information einer vorher festgelegten Bedingung genügt; und eine Ausführungseinheit, um in einem Fall, bei welchem die Bestimmungseinheit bestimmt, dass die vorher festgelegte Bedingung erfüllt ist, die Blutdruckmesseinheit zu veranlassen zu starten und die Blutdruckmessung auszuführen, wobei die vorher festgelegte Bedingung als eine Funktion der Zeit, welche in der vorher festgelegten Periode gemessen wurde, ausgedrückt wird.

Vorteilhafte Wirkungen der Erfindung

[0010] Entsprechend der vorliegenden Erfindung ist es möglich, ein Muster der Blutdruckvariation über die Gesamtheit einer vorher festgelegten Periode zu erlangen.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0011] Fig. 1 zeigt eine Hardware-Konfiguration eines Blutdruckmessgerätes entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0012] Fig. 2 ist eine Zeichnung, welche zeigt, wie ein Puls-Sauerstoffmessgerät entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung an einem Messort befestigt ist.

[0013] Fig. 3 zeigt eine Funktionskonfiguration eines Blutdruckmessgerätes entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung.

[0014] Fig. 4 ist eine Zeichnung, welche ein Beispiel des Inhalts in einer Speichereinheit entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0015] Fig. 5 ist ein Diagramm, welches ein Beispiel des Inhalts in gemessenen Datenspeicher-Teilbereichen entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0016] Fig. 6 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung.

[0017] Fig. 7 ist ein Graph, um die Änderungsrate des Schwellwerts entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben.

[0018] Fig. 8 ist ein Graph, um die Änderungsrate des Schwellwertes entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben.

[0019] Fig. 9 ist ein Graph, um die Messung mit einem variablen Schwellwert entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben.

[0020] Fig. 10A und Fig. 10B sind Graphen, um die Messung mit einem variablen Schwellwert entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben, im Vergleich zu der Messung mit einem festen Schwellwert.

[0021] Fig. 11 ist ein Graph, um die Messung mit einem variablen Schwellwert entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben, im Vergleich zur Messung mit ABPM.

[0022] Fig. 12 zeigt eine Hardware-Konfiguration eines Blutdruckmessgerätes entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung.

[0023] Fig. 13 ist eine Zeichnung, welche eine externe Ansicht eines Luftflusssensors entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0024] Fig. 14 zeigt eine Funktionskonfiguration des Blutdruckmessgerätes entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung.

[0025] Fig. 15 ist eine Zeitablaufaufzeichnung, welche eine Beziehung zwischen einem Atmungssignal und einem Trigger-Ausgangssignal entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0026] Fig. 16 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung.

[0027] Fig. 17 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 3 der vorliegenden Erfindung.

Beschreibung der Ausführungsformen

[0028] Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden nun im Detail nachfolgend mit Bezug auf die Zeichnungen beschrieben. Man beachte, dass gleiche Bezugsziffern in den Figuren entsprechende oder gleiche Teilbereiche bezeichnen, und redundante Beschreibungen werden für diese nicht gegeben.

[0029] In diesen Ausführungsformen wird die Information ausschließlich des Blutdruckes eines Probanden erfasst und die Blutdruckmesseinrichtung wird basierend auf der erfassten Information gestartet. Der Term "Start", welcher hier benutzt wird, bezieht sich auf das Starten der auf die Blutdruckmessung bezogenen Bearbeitung, welche durch die Blutdruckmesseinrichtung durchgeführt wird.

Ausführungsform 1

Blutsauerstoff-Sättigungspegel

[0030] In Ausführungsform 1 wird der Blutsauerstoff-Sättigungspegel eines Probanden überwacht, und eine Blutdruckmesseinheit wird basierend auf dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel in einer Zeitfolge, welche als ein Ergebnis der Überwachung erhalten wird, gestartet.

Hardware-Konfiguration

[0031] Fig. 1 zeigt die Hardware-Konfiguration eines Blutdruckmessgerätes **1A** entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Wie in Fig. 1 gezeigt wird, beinhaltet das Blutdruckmessgerät **1A** eine Haupteinheit **10A**, eine Manschette **20**, welche um einen Blutdruckmessort (z. B. den Oberarm) an dem Probanden gewickelt ist, einen Luftschlauch **24**, um die Haupteinheit **10A** und die Manschette **20** zu verbinden, und eine Sensoreinheit **50**, um an einem Messort befestigt zu werden, um den Blutsauerstoff-Sättigungspegel zu messen (z. B. an der Fingerspitze). Die Haupteinheit **10A** und die Sensoreinheit **50** sind elektrisch über eine Verdrahtung **51** verbunden.

[0032] Die Haupteinheit **10A** wird mit einer Anzeigeeinheit **40**, um die Messergebnisse und Ähnliches anzuzeigen, und mit einer Bedieneinheit **41** bereitgestellt, um die Eingabeinstruktionen von einem Benutzer (typischerweise dem Probanden) einzugeben. Die Bedieneinheit **41** beinhaltet zum Beispiel einen Schalter, welcher bedient wird, um den Probanden zu identifizieren, Schalter, welche bedient werden, um Instruktionen einzugeben, um die Messung zu starten und zu stoppen, und einen Schalter, welcher bedient wird, um eine Instruktion einzugeben, die Information bezüglich der vergangenen gemessenen Daten auszulesen und anzuzeigen. Die Anzeigeeinheit **40** ist durch eine flüssigkeitskristallanzeige oder Ähnliches konfiguriert.

[0033] Die Manschette **20** des Blutdruckmessgerätes Fig. 1A beinhaltet einen Luftbalg **21**, welcher mit Luft gefüllt ist. Der Luftbalg **21** ist an ein Luftsystem **25** angeschlossen, welches in der Haupteinheit **10A** über den Luftschlauch **24** gebildet ist.

[0034] Das Luftsystem **25** beinhaltet einen Drucksensor **32** vom Kapazitätstyp, um den Druck innerhalb des Luftbalges **21** zu detektieren (hier nachfolgend als der "Manschettendruck" bezeichnet), eine Pumpe **33**, um Luft für den Luftbalg **21** zu liefern, und ein Auslassventil **34**, welches geöffnet und geschlossen wird, um der Luft zu gestatten, in den Luftbalg **21** hinein- oder aus ihm herauszufließen.

[0035] Die Sensoreinheit **50** entspricht einem so genannten Puls-Sauerstoffmessgerät. Fig. 2 zeigt, wie das Pulssauerstoffmessgerät entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung an einem Mess-

ort befestigt ist. Wie in **Fig. 2** gezeigt wird, beinhaltet das Puls-Sauerstoffmessgerät ein Messsondegehäuse, welches an dem Messort befestigt ist, durch welchen Infrarotlicht leicht hindurchgehen kann, wie z. B. durch eine Fingerspitze. Das Messsondegehäuse beinhaltet wenigstens zwei lichtemittierende Elemente **501** und **502**, welche Infrarotlicht aussenden, welches unterschiedliche Wellenlängen besitzt, und ein Lichtempfangselement **503**, welches den Betrag des Infrarotlichtes detektiert, welches von den lichtemittierenden Elementen ausgesendet wurde und durch den Messort gelaufen ist.

[0036] Die Hauptteileinheit **10A** beinhaltet eine Treiberschaltung **52** des lichtemittierenden Elements, welches den Sendebetrieb der lichtemittierenden Elemente **501** und **502** steuert, und eine Verstärkungs- und A/D-(Analog/Digital-)Wandlungsschaltung **53**, welches das Ausgangssignal des lichtempfangenden Elements **503** entsprechend getrennt zu der Wellenlänge verstärkt und es der A/D-Wandlung unterwirft.

[0037] Die Hauptteileinheit **10A** beinhaltet ferner eine CPU (Zentrale Verarbeitungseinheit) **1000A**, um verschiedene Arten von arithmetischer Bearbeitung durchzuführen, eine Leistungsversorgungseinheit **42**, eine Speichereinheit **39**, welche ein ROM (einen Nur-Lese-Speicher), ein RAM (einen Zugriffsspeicher), einen nicht-flüchtigen Speicher oder Ähnliches für das Speichern verschiedener Arten von Daten und Programmen beinhaltet, ein Zeitglied **43**, um die aktuelle Zeit zu messen und auszugeben (Jahr, Monat, Tag, Stunde, Minute, Sekunde), eine Kommunikations-I/F-(Schnittstelle) **44**, welche die Kommunikation mit einem Informationsbearbeitungsgerät **46** und der CPU **1000A** steuert, und eine externe I/F **45**, an welche und von welcher verschiedene Arten von Aufzeichnungsmedien, wie z. B. eine SD-Speicherkarte (Sichere Digital-Speicherkarte) **47**, befestigt und entfernt werden kann und auf welche das befestigte Aufzeichnungsmedium unter der Steuerung der CPU **1000A** zugreift. Hier gibt es keine Begrenzungen bezüglich des Informationsbearbeitungsgerätes **46**, solange dies ein Gerät ist, welches eine Kommunikationsfunktion, eine Datenbearbeitungsfunktion und eine Funktion für das Ausgeben von Daten mit einer Anzeige oder Ähnlichem beinhaltet.

[0038] Bezüglich des Luftsystems **25** beinhaltet die Hauptteileinheit **10A** eine Oszillationsschaltung **35**, eine Pumpentreiberschaltung **36**, um die Pumpe **33** zu treiben, und eine Ventil-Treiberschaltung **37**, um das Auslassventil **34** zu treiben.

[0039] Die Pumpe-Treiberschaltung **36** steuert das Treiben der Pumpe **33** basierend auf einem Steuersignal von der CPU **1000A**. Die Ventiltreiberschaltung **37** steuert das Öffnen/Schließen des Auslassventils **34** basierend auf einem Steuersignal von der CPU **1000A**.

[0040] Der Kapazitätswert des Drucksensors **32** ändert sich entsprechend dem Manschettendruck, und ein Signal, welches den Kapazitätswert anzeigt, wird ausgegeben, nachdem es durch einen Verstärker (eine Verstärkerschaltung) verstärkt ist, welcher in dem Drucksensor **32** gebildet ist. Basierend auf dem Ausgangssignal von dem Drucksensor **32** gibt die Oszillationsschaltung **35** ein Signal, dessen Oszillationsfrequenz dem Kapazitätswert des Drucksensors **32** entspricht, an die CPU **1000A** aus. Die CPU **1000A** detektiert den Manschettendruck durch Wandeln des Signals, welches von der Oszillationsschaltung **35** enthalten ist, in einen Druck.

[0041] Die Leistungsversorgungseinheit **42** liefert Leistung an die CPU **1000A** entsprechend einer Leistung aufgrund der Instruktion von der Bedieneinheit **41**. Die CPU **1000A** gibt die gelieferte Leistung an verschiedene Einheiten aus.

Funktionelle Konfiguration

[0042] **Fig. 3** zeigt die funktionelle Konfiguration des Blutdruckmessgerätes **1A** entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung. **Fig. 3** zeigt die Funktionskonfiguration der CPU **1000A** des Blutdruckmessgerätes **1A** zusammen mit Schaltungen in der Peripherie davon. Wie in **Fig. 3** gezeigt wird, beinhaltet die CPU **1000A** das Folgende: eine Blutdruckmesseinheit **100**; eine Sauerstoffsättigungspegel-Messsteuereinheit **200**, welche eine Sauerstoffsättigungspegel-Berechnungseinheit **204** besitzt, welche als eine Informationserfassungseinheit für das Erfassen eines Sauerstoffsättigungspegels fungiert, als Information, bezogen auf die Blutdruckvariation; eine Trigger-Ausgabereinheit **300A**, welche einen Trigger TR an die Blutdruckmesseinheit **100** ausgibt; eine Speicherbearbeitungseinheit **500**, um Daten in der Speichereinheit **39** zu speichern; eine Ausleseereinheit **600**, um Daten aus der Speichereinheit **39** auszulesen; eine Anzeige-Information-Erzeugungseinheit **800**, welche ein VRAM (einen Video-Zugriffsspeicher) oder Ähnliches besitzt, um Anzeigeeinformation zu erzeugen, welche auf der Anzeigeeinheit **40** anzuzeigen ist; eine Anzeigesteuereinheit **58**, welche eine Digitalsignal-Bearbeitungsschaltung oder Ähnliches besitzt, um die Anzeige auf der Anzeigeeinheit **40** zu steuern; und eine Bedienungsempfangseinheit **900**, welche Benutzerbedienungen empfängt, welche durch Benutzen der Bedieneinheit **41** ausgeführt werden, und Instruktionen (Befehle) entsprechend zu den Bedienungen für

die verschiedenen Einheiten ausgibt. Diese Einheiten sind konfiguriert, indem Programme und Daten benutzt werden, welche in der Speichereinheit **39** und/oder Schaltmodulen gespeichert sind.

[0043] Die Sauerstoffsättigungspegel-Messsteuereinheit **200** besitzt die Sauerstoffsättigungspegel-Berechnungseinheit **204**, welche als eine Informationserfassungseinheit fungiert, um einen Sauerstoffsättigungspegel als eine Information zu erfassen, welche sich auf die Blutdruckvariation bezieht.

[0044] Die Trigger-Ausgangseinheit **300A** beinhaltet eine Bestimmungseinheit **301A**, um zu bestimmen, ob der Sauerstoffsättigungspegel einer vorher festgelegten Bedingung entspricht oder nicht, und besitzt eine Funktion, um die Blutdruckmesseinheit **100** zu starten und die Blutdruckmessung zu veranlassen, dass sie mit Benutzen eines Triggers TR ausgeführt wird.

[0045] Die Blutdruckmesseinheit **100** beinhaltet eine Manschettendruck-Steuereinheit **101** und eine Blutdruck-Berechnungseinheit **102**. Die Manschettendruck-Steuereinheit **101** stellt den Manschettendruck in der Manschette **20** durch Steuern der Betriebszustände der Pumptreiberschaltung **36** und der Ventiltreiberschaltung **37** ein. Die Blutdruckmesseinheit **100** empfängt ein Ausgangssignal von der Oszillationsschaltung **35**, detektiert die Oszillationsfrequenz des empfangenen Signals und wandelt die detektierte Oszillationsfrequenz in ein Druckwertsignal. Die Blutdruckmesseinheit **100** beinhaltet eine HPF-(Hochpassfilter-)Einheit, welche ein Volumenpulswellensignal extrahiert und durch das Durchführen der HPF-Bearbeitung an dem Druckwertsignal ausgibt, und eine LPF-(Tiefpassfilter-)Einheit, welche ein Druck-Absolutwert-Signal extrahiert und ausgibt (hier nachfolgend als das "Manschettendrucksignal" bezeichnet), indem die LPF-Bearbeitung an dem Druckwertsignal durchgeführt wird.

[0046] Die Blutdruck-Berechnungseinheit **102** empfängt das Volumenpulswellensignal, welches durch die HPF-Einheit extrahiert wurde, und führt die Bearbeitung an dem empfangenen Pulswellensignal entsprechend einer vorher festgelegten Prozedur durch, um so einen Maximalblutdruck (SBP (Systolischer Blutdruck)) und einen Minimalblutdruck (DBP (Diastolischer Blutdruck)) zu berechnen, und berechnet auch die Pulsrate entsprechend einer bekannten Prozedur bzw. Vorgehensweise. Die Blutdruck-Berechnungsprozedur wird betrachtet, dass sie konform zu einem oszillometrischen Verfahren ist, bei welchem der Druck an dem Messort durch die Manschette **20** bis zu einem vorher festgelegten Druck angelegt wird, und der Blutdruck wird basierend auf dem Manschettendruck gemessen, welcher detektiert wird, wenn der Druck dann allmählich reduziert wird, jedoch gibt es keine Begrenzung für das Berechnungsverfahren.

[0047] Die Sauerstoffsättigungspegel-Messsteuereinheit **200** beinhaltet eine Uhr **201**, welche ein Taktsignal ausgibt, welches mit der Zeit synchronisiert ist, welche durch das Zeitglied **43** ausgegeben wird, eine Pulswelle-Amplitudenberechnungseinheit **202**, eine Pulswelle-Amplitudenvergleichseinheit **203** und die Sauerstoffsättigungspegel-Berechnungseinheit **204**.

[0048] Die Sauerstoffsättigungspegel-Messsteuereinheit **200** steuert die Treiberschaltung **52** des lichtemittierenden Elementes bei einem Zeitablauf, welcher durch die Uhr **201** definiert ist, so dass die lichtemittierenden Elemente **501** und **502** abwechselnd zwei Wellenlängen des Infrarotlichtes emittieren. Infrarotlicht, welches durch den Messort des Probanden läuft und an dem lichtempfangenden Element **402** ankommt, wird durch das lichtempfangende Element **503** detektiert. Zu dieser Zeit wird die Variation in dem arteriellen Volumen, welches das Pulsieren des intra-arteriellen Druckes begleitet, als Änderung im Betrag des durchgelassenen Lichtes in dem Ausgangssignal von dem lichtempfangenden Element **503** reflektiert. Dies wird eine photoelektrische Pulswelle genannt (hier nachfolgend einfach als "Pulswelle" bezeichnet). Wenn die Pulswellensignale von dem lichtempfangenden Element **503** an die Verstärkungs- und A/D-Wandlerschaltung **53** gesendet werden, werden die Pulswellen für die verschiedenen Wellenlängen getrennt verstärkt und der A/D-Wandlung bei einem Zeitablauf unterworfen, welcher durch die Uhr **201** definiert ist. Die A/D-gewandelten Pulswellensignale werden dann an die Pulswellenamplituden-Berechnungseinheit **202** gesendet.

[0049] Die Pulswellenamplitude-Berechnungseinheit **202** detektiert, in Einheiten von Schlägen bzw. Pulschlägen, die Pulswellen, welche durch die Verstärkungs- und A/D-Wandlerschaltung **53** erhalten sind, und berechnet die Amplituden der jeweiligen Pulswellen. Die Pulswellenamplitude-Vergleichseinheit **203** erhält das Verhältnis der Amplituden der zwei Wellenlängen der Pulswellen, welche durch die Pulswellenamplitude-Berechnungseinheit **202** berechnet wurden. Die Sauerstoffsättigungspegel-Berechnungseinheit **204** berechnet den Sauerstoffsättigungspegel in dem Blut, basierend auf dem Pulswellenamplitude-Verhältnis, welches berechnet wurde. Die Sauerstoffsättigungspegel-Berechnungseinheit **204** berechnet dann den Blutsauerstoffsättigungspegel des Probanden, basierend auf der Beziehung zwischen den Pulswellenamplituden-Verhältnissen und den Sauerstoffsättigungspegeln, welche in der Speichereinheit **39** im Voraus gespeichert sind.

[0050] Der Blutsauerstoffsättigungspegel wird zum Beispiel alle fünf Sekunden berechnet, und die berechneten Blutsauerstoffsättigungspegel werden in Zeitfolgen gespeichert, welche mit der Reihenfolge der Messung übereinstimmen, beginnend mit der Kopfadresse in einem internen Speicher der CPU **1000A**. Eine Zeigervariable *i* wird benutzt, um die Blutsauerstoffsättigungspegel in dem internen Speicher anzuzeigen. Der interne Speicher wird dann initialisiert, wenn die Messung endet.

[0051] In der vorliegenden Ausführungsform fungieren die lichtemittierenden Elemente **501** und **502**, das lichtempfangende Element **503**, die Lichtemittierendes-Element-Treiberschaltung **52**, die Verstärkungs- und A/D-Wandlerschaltung **53** und die Sauerstoffsättigungspegel-Messsteuereinheit **200** als eine Sauerstoffsättigungspegel-Messeinheit, um den Blutsauerstoff-Sättigungspegel zu messen. Man beachte, dass die Konfiguration der Sauerstoffsättigungspegel-Messeinheit und das Verfahren des Berechnens des Blutsauerstoff-Sättigungspegels, welche in dem Blutdruckmessgerät **1A** entsprechend der vorliegenden Erfindung angewendet werden, nicht auf die oben beschriebenen beschränkt sein sollen.

Speicherkonfiguration

[0052] Fig. 4 ist eine Zeichnung, welche ein Beispiel des Inhalts in der Speichereinheit **39** entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zeigt. Wie in Fig. 4 gezeigt wird, besitzt die Speichereinheit **39** einen Speicherteilbereich **391** gemessener Daten für jeden Probanden. Fig. 5 ist ein Diagramm, welches ein Beispiel des Inhalts in den Speicherteilbereichen **301** gemessener Daten entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0053] Wie in Fig. 5 gezeigt wird, speichern die Speicherteilbereiche **391** gemessener Daten die gemessenen Daten in einem Datenbankformat. Speziell werden ID-Daten für das einzigartige Identifizieren des entsprechenden Probanden und eine oder mehrere Aufzeichnungen R gespeichert. Jede Aufzeichnung R beinhaltet Nummern-Daten für das einzigartige Identifizieren der Aufzeichnung, Zeitdaten, welche die Messzeit ebenso wie Blutsauerstoff-Sättigungspegel SpO₂, einen systolischen Blutdruck SBP, einen diastolischen Blutdruck DBP und eine Pulsrate PL, welche zu dieser Messzeit gemessen (oder berechnet) wurde, anzeigen.

[0054] Obwohl diese Arten der Daten zusammen miteinander gespeichert werden, wobei die Aufzeichnungen R in Fig. 5 benutzt werden, sind sie nicht auf ein Speicherformat begrenzt, welches die Aufzeichnungen R benutzt, solange sie miteinander verknüpft werden können.

Ablaufdiagramm

[0055] Fig. 6 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung. Ein Programm, welches mit diesem Ablaufdiagramm übereinstimmt, wird zuvor in einem vorher festgelegten Speicherbereich der Speichereinheit **39** gespeichert, und die Funktionalität, welche diesem Bearbeitungsablauf entspricht, wird durch die CPU **1000A** realisiert, wobei das Programm aus der Speichereinheit **39** ausgelesen und ausgeführt wird. Obwohl die Messperiode hier die Schlafperiode ist, ist die Messperiode nicht auf die Schlafperiode begrenzt und kann jede Periode sein, in welcher ein apnoischer Zustand auftreten kann.

[0056] Wenn die Messung durchzuführen ist, wird vorgesehen, dass die Manschette **20** und die Sensoreinheit **50** an den jeweiligen Messorten an dem Probanden befestigt werden. Vor dem Schlafen schaltet der Proband das Blutdruckmessgerät **1A** ein, bedient einen Schalter, um den Start der Messung zu instruieren, und bedient einen Schalter, um das Ende der Messung beim Aufstehen zu instruieren.

[0057] Die CPU **1000A** startet das Durchführen der Bearbeitung beim Empfangen der Messstart-Instruktion als ein Ergebnis des Schalterbedienens, um die Messung zu starten. Die CPU **1000A** überwacht, ob eine Messende-Instruktion eingegeben wurde, als ein Ergebnis ebenso einer Schaltbedienung während der Bearbeitung. Wenn eine Endinstruktion eingegeben ist, wird das Bearbeiten zwangsweise beendet, sogar wenn das Bearbeiten ausgeführt wird.

[0058] Wenn das Bearbeiten gestartet wird, setzt die Trigger-Ausgabeeinheit **300A** eine Variable T0 auf den Wert von 0 und setzt einen Schwellwert TH, um den Blutsauerstoff-Sättigungspegel auf einen Anfangswert TH0 zu evaluieren. Es ist wünschenswert, dass der Wert des Anfangswertes TH0 so eingestellt wird, dass der Blutsauerstoffsättigungspegel unter diesen fällt, sogar bei einem leichten OSA-Kranken, welcher nur leichten Apnoeanfällen ausgesetzt ist, um so auf ungefähr 90% eingestellt zu werden (Schritt ST301). Als Nächstes wird eine Variable Smin auf die physiologische obere Grenze von 100 (Prozent) eingestellt, um den Minimal-

wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels zu speichern (Schritt ST302). Man beachte, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher für den Probanden gemessen wird, vorgesehen wird, dass er geringer oder gleich zu diesem physiologischen oberen Grenzwert (100%) ist.

[0059] Die Trigger-Ausgangseinheit **300A** inkrementiert, durch 1, den Wert der Variablen i , um den Blutsauerstoff-Sättigungspegel in Zeitfolgen in dem internen Speicher anzuzeigen (Schritt ST303), liest den Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher bei der Adresse, welche durch die Variable i angezeigt ist, aus dem internen Speicher aus und setzt den ausgelesenen Blutsauerstoff-Sättigungspegel als die Variable $SpO2(i)$ (Schritt ST 304).

[0060] Die Bestimmungseinheit **301A** der Trigger-Ausgangseinheit **300A** bestimmt, ob der Wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels, welcher durch die Variable $SpO2(i)$ angezeigt wird, geringer als der Schwellwert TH ist oder nicht (Schritt ST305). Wenn bestimmt wird, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel geringer ist (JA in Schritt ST305), bewegt sich die Prozedur bzw. Vorgehensweise zu der Bearbeitung des Schrittes ST306, und wenn bestimmt wird, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel nicht geringer ist (NEIN in Schritt ST305), kehrt die Prozedur zum Schritt ST303 zurück, und das Bearbeiten der Schritte ST303 bis ST305 wird wiederholt.

[0061] Wenn bestimmt wird, dass der Wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels geringer als der Schwellwert TH ist, gibt die Trigger-Ausgangseinheit **300A** den Trigger TR an die Blutdruckmesseinheit **100** aus. Beim Empfangen des Triggers TR wird die Blutdruckmesseinheit **100** gestartet, und die Blutdruckmessung wird ausgeführt (Schritt ST306). Die Messdaten werden dann in einem Speicherteilbereich **391** gespeicherter Daten über die Speicherbearbeitungseinheit **500** gespeichert.

[0062] Als Nächstes inkrementiert die Trigger-Ausgangseinheit **300A** die Variable i um 1 (Schritt ST307), liest den nächsten Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher durch die Variable i angezeigt wird, aus dem internen Speicher aus und setzt den ausgelesenen Blutsauerstoff-Sättigungspegel als die Variable $SpO2(i)$ (Schritt ST308). Als Nächstes wird bestimmt, ob der Wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels, welcher durch die Variable $SpO2$ angezeigt ist, niedriger als der Wert der Variablen S_{min} ist (Schritt ST309). Wenn bestimmt wird, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel niedriger ist (JA im Schritt ST309), wird der Wert der Variablen S_{min} aktualisiert (Schritt ST310). Speziell wird die Variable S_{min} auf den Wert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels gesetzt, welcher durch die Variable $SpO2(i)$ angezeigt wird (Schritt ST310), die Variable T_0 wird auf den Wert einer Variablen T_p gesetzt (Schritt ST311), und dann kehrt die Prozedur zum Schritt ST307 zurück, und die Bearbeitung der Schritte ST307 bis ST311 wird wiederholt. Man beachte, dass der Wert der Variablen T_p konstant aktualisiert wird, wobei Zeitdaten benutzt werden, welche durch das Zeitglied **43** ausgegeben sind. Entsprechend repräsentiert die Variable T_p die aktuelle Zeit.

[0063] Auf der anderen Seite, wenn bestimmt wird, dass der Wert des Blutsauerstoffpegels, welcher durch die Variable $SpO2(i)$ angezeigt wird, nicht geringer als der Wert der Variablen S_{min} ist (NEIN im Schritt ST309), wird bestimmt, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel des Probanden begonnen hat, sich zu einem Prozess des Ansteigens zu bewegen. Mit anderen Worten, es wird detektiert, dass der Blutsauerstoff-Sättigungspegel den lokalen Minimalwert in der Bearbeitung des Veränderens in den Zeitfolgen erreicht hat. Wenn der lokale Minimalwert detektiert wird, inkrementiert die Trigger-Ausgangseinheit **300A** die Variable i um 1 (Schritt ST 312), liest den nächsten Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher durch die Variable i angezeigt ist, aus dem internen Speicher aus und setzt die Variable $SpO2(i)$ auf den ausgelesenen Blutsauerstoff-Sättigungspegel (Schritt ST313). Die Trigger-Ausgangseinheit **300A** aktualisiert dann den Schwellwert TH entsprechend zu der Gleichung $TH = S_{min} + V(T_p - T_0)$ (Schritt ST314). Auf diese Weise wird der Schwellwert TH berechnet (aktualisiert), wobei ein Eigenschaftswert benutzt wird (d. h. ein lokaler Minimalwert), welcher in dem Prozess extrahiert wurde, bei welchem sich der Blutsauerstoff-Sättigungspegel in den Zeitfolgen ändert.

[0064] Als Nächstes bestimmt die Bestimmungseinheit **301A** der Trigger-Ausgangseinheit **300A**, ob der Wert der Variablen $SpO2(i)$ geringer als der Schwellwert TH ist (Schritt ST315). Wenn bestimmt wird, dass der Wert der Variablen $SpO2(i)$ geringer ist (JA im Schritt ST315), kehrt die Prozedur zum Schritt ST306 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt ausgeführt, und wenn bestimmt wird, dass der Wert der Variablen $SpO2(i)$ nicht niedriger ist (NEIN im Schritt ST315), werden der Schwellwert TH und der Anfangswert TH_0 verglichen (Schritt ST316). Wenn basierend auf dem Ergebnis des Vergleiches bestimmt wird, dass der Schwellwert TH höher als oder gleich dem Anfangswert TH_0 ist (JA im Schritt ST316), kehrt die Prozedur zum Schritt ST301 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt aus wiederholt. Wenn bestimmt wird, dass der Schwellwert TH geringer als der Anfangswert TH_0 ist (NEIN im Schritt ST316), kehrt die Prozedur zum Schritt ST312 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt aus durchgeführt.

Aktualisieren des Schwellwerts TH

[0065] Im Folgenden wird eine Berechnungsgleichung für das Aktualisieren des Schwellwerts TH im Schritt ST314 beschrieben.

[0066] In der vorliegenden Ausführungsform werden Operationen realisiert, so dass während einer verhältnismäßig kurzen Periode von verstrichener Zeit von, wenn die vorherige (jüngste) Blutdruckmessung gestartet ist, die Blutdruckmessung in dem Fall von Sauerstoffmangel nicht gestartet wird, ähnlich im Ausmaß zu dem, wenn die Blutdruckmessung zuvor durchgeführt wurde, und dann wenn eine verhältnismäßig lange Periode verstrichen ist, wird die Blutdruckmessung gestartet, sogar in dem Fall eines niedrigeren Ausmaßes an Sauerstoffmangel als dem, wenn die Blutdruckmessung zuvor durchgeführt wurde. Mit anderen Worten, sogar in dem Fall eines verhältnismäßig niedrigen Ausmaßes von Sauerstoffmangel wird die Blutdruckmessung gestartet, wenn eine lange Zeit verstrichen ist, von dem Zeitpunkt, wenn die vorherige Blutdruckmessung gestartet wurde. Das heißt, je länger die verstrichene Zeit ist, umso größer ist der Änderungsbetrag, wenn der Schwellwert aktualisiert wird. Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Erfindung der Schwellwert TH für den Blutsauerstoff-Sättigungspegel (die Variable $SpO_2(i)$) für das Starten der Blutdruckmessung bestimmt, wobei die Gleichung im Schritt ST314 benutzt wird.

[0067] Hier repräsentiert die Variable V in der Gleichung die Änderungsrate des Schwellwertes pro Stunde und wird auf 10(%/h) zum Beispiel gesetzt. Auch repräsentiert in der Gleichung die Variable T_p die aktuelle Zeit, und die Variable T_0 repräsentiert die Zeit, wenn die vorherige Blutdruckmessung gestartet wurde. Auch wird der Anfangswert TH_0 entsprechend dieser Gleichung, wenn der Schwellwert TH höher als oder gleich dem Anfangswert TH_0 (90%) ist, als der Schwellwert TH gesetzt. Man beachte, dass, obwohl die zeitabhängige Funktion eine lineare Funktion der Zeit ist, die Funktion nicht auf diese Form begrenzt ist.

[0068] In Ausführungsform 1 wird der Schwellwert TH für das Bestimmen, ob die Startblutdruckmessung erfolgreich ist oder nicht, zurückgesetzt, wobei der niedrigste (lokale Minimalwert-) Blutsauerstoff-Sättigungspegel des Probanden benutzt wird. Auch wird, so lange wie der niedrigste Blutsauerstoff-Sättigungspegel (Variable S_{min}) nicht aktualisiert ist, der Schwellwert TH in einer zeitabhängigen Weise entsprechend zu der oben beschriebenen Gleichung angehoben. Entsprechend kann, nachdem eine lange Zeit verstrichen ist, von dem Zeitpunkt, wenn die vorherige Blutdruckmessung gestartet wurde, die Blutdruckmessung gestartet werden, sogar wenn der geringe sauerstoffarme Blutsauerstoff-Sättigungspegel höher als der niedrigste Blutsauerstoff-Sättigungspegel (der Variablen S_{min}) ist. Als ein Ergebnis kann, sogar wenn der niedrigste Blutsauerstoff-Sättigungspegel relativ gemessen wird, zu Beginn der Periode, von dem Zeitpunkt, wenn die Messung startet, bis zu dem Zeitpunkt, wenn sie endet, die Blutdruckmessung noch danach durchgeführt werden, und es ist möglich, die Blutdruckmessdaten über die Gesamtheit der Messperiode (z. B. die Schlafperiode des Probanden) zu erlangen.

Änderungsrate des Schwellwertes TH

[0069] Fig. 7 und Fig. 8 sind Graphen, um die Änderungsrate des Schwellwerts entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben. Die Variable B in der Gleichung des oben beschriebenen Schrittes ST314 repräsentiert die Änderungsrate des Schwellwertes TH (hier nachfolgend als "RCOT" bezeichnet). Die Fig. 7 und Fig. 8 zeigen die Ergebnisse einer Simulation, welche von den Erfindern durchgeführt wurde, wobei das Blutdruckmessgerät **1A** benutzt wurde. Basierend auf den Ergebnissen wurde die Änderungsrate des Schwellwertes TH bestimmt, dass sie 10% pro Stunde ist.

[0070] In dieser Simulation wurden die Daten des Blutsauerstoff-Sättigungspegels, gemessen von 9 Personen (3 Patienten mit niedrigem OSA, 3 Patienten mit moderatem bzw. gemäßigttem OSA und 3 Patienten mit schwerem OSA) benutzt, um das Ausführen der Operationen für das Starten der Blutdruckmessung, mit dem RCOT auf 6%, 10% und 20% gestellt, zu simulieren.

[0071] Als Erstes wurde ein Apnoeanfall, bei welchem die Blutdruckmessung durchgeführt werden sollte (notwendiger Punkt), und ein Apnoeanfall, bei welchem die Blutdruckmessung ausgelassen werden sollte (unnötiger Punkt), in den aktuellen Daten auf Grund des Blutsauerstoff-Sättigungspegels ausersehen, welcher von den 9 Leuten erhalten wurde. Die Zustände für den notwendigen Punkt waren die, dass der Anfall ein Anfall ist, welcher durch einen Blutsauerstoff-Sättigungspegel begleitet ist, welcher der niedrigste in einer Nacht ist, und dass der Anfall ein Anfall ist, welcher durch eine im Wesentlichen äquivalente Reduzierung im Blutsauerstoff-Sättigungspegel ist, nach einer langen Periode von 3 Stunden oder mehr, nachdem der minimale Blutsauerstoff-Sättigungspegel gemessen wurde. Die Zustände für den nicht notwendigen Punkt waren die, dass der

Anfall ein Apnoeanfall ist, welcher nicht nach einer langen Zeit nach dem notwendigen Punkt auftritt, ungeachtet des Betrages der Reduktion in dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel. Die Simulation für die aufgeführten Apnoeanfälle wurde bei einer Gesamtheit von 114 Punkten (82 notwendige Punkt und 32 unnötige Punkte) durchgeführt, wobei der RCOT auf 6%, 10% und 20% eingestellt wurde. Die Erfolgsrate wurde als die Frequenz des Betriebes definiert, wie er vorgesehen war (d. h. Detektierung bei einem notwendigen Punkt und Ausfallenlassen bei einem unnötigen Punkt), und die Evaluierung wurde für jeden RCOT im dem zulässigen Bereich von 90% oder mehr durchgeführt. Als ein Ergebnis waren die Erfolgsraten für die RCOTs von 6%, 10% und 20% bei den notwendigen Punkten jeweils 86,6%, 95,1% und 100,0% (siehe **Fig. 7**). Die Erfolgsrate bei den unnötigen Punkten war 100,0% für sämtliche der RCOTs. Entsprechend wurde herausgefunden, dass 10% und 20% als die geeigneten Werte des RCOT sein würden, welche basierend auf der Erfolgsrate evaluiert wurden.

[0072] Als Nächstes wurde die Anzahl der Ausführungen der Blutdruckmessung pro Nacht evaluiert. Obwohl viele Apnoeanfälle, anders als jene bei den vorgesehenen Punkten, in den Daten bei dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel aufgetreten sind, welcher von den 9 Leuten gemessen wurde, wurde die Anzahl der Ausführungen der Blutdruckmessung pro Nacht betrachtet, dass sie 15 oder weniger von einem praktischen Gesichtspunkt sein würde. Der Grund dafür besteht darin, dass bei einem ambulanten Blutdrucküberwachen (ABPM), welches aktuell in breitem Maße für die Blutdruckmessung während des nächtlichen Schlafes benutzt wird, die Messfrequenz pro Stunde im Allgemeinen häufig auf 2 gesetzt ist und deshalb die Anzahl der Ausführungsformen der Messungen pro Nacht 15 bis 16 sein würde, wenn eine Schlafperiode von 8 Stunden vorgesehen ist.

[0073] Die Ergebnisse der Simulation, welche durchgeführt wurde, indem die RCOTs von 6%, 10% und 20% benutzt werden, waren die, dass die Anzahl der Probanden, bei welchen die Blutdruckmessung ausgeführt wurde, 15 mal oder mehr jeweils 0 Leute, 0 Leute und 5 Leute (56%) war (siehe **Fig. 8**). Entsprechend wurde herausgefunden, dass 6% und 10% als der Wert der RCOT geeignet sind, welche basierend auf der Blutdruckmessung evaluiert wurden. Basierend auf den Ergebnissen der zwei oben beschriebenen Simulationen haben die Erfinder 10% als den meist geeigneten Wert für die Änderungsrate des Schwellenwerte (Variable V) angewendet.

[0074] Vergleich mit dem Schwellwert (festgelegt)

[0075] **Fig. 9**, **Fig. 10A** und **Fig. 10B** sind Graphen für das Beschreiben der Messung mit einem variablen Schwellwert entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung im Vergleich zur Messung mit einem festgelegten Schwellwert. **Fig. 9**, **Fig. 10A** und **Fig. 10B** zeigen die Verbindung zwischen der Änderung in dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher entsprechend dem Ablauf der Messzeit und dem Zeitablauf des Blutdruckmessstartes BP für den gleichen Probanden gemessen wurde.

[0076] **Fig. 9** zeigt den Fall der Ausführungsform 1, in welchem der Schwellwert TH variabel gesetzt ist, wobei die Änderungsrate des Schwellwerts V über die Messperiode benutzt wird. **Fig. 9** zeigt, dass aufgrund des Schwellwerts, welcher berechnet ist, indem ein Merkmalswert benutzt wird, welcher in dem Prozess extrahiert ist, in welchem der Blutsauerstoff-Sättigungspegel SpO2 sich in den Zeitfolgen ändert, indem ein lokaler Minimalwert benutzt wird (Schritt ST314), die Blutdruckmessung sowohl durchgeführt wird, wenn der Blutsauerstoff-Sättigungspegel verhältnismäßig niedrig ist, als auch wenn er verhältnismäßig hoch ist, d. h. über die Gesamtheit der Messperiode. Im Gegensatz dazu zeigt **Fig. 10A** den Fall, bei welchem der Schwellwert festgelegt ist (nicht verändert), wie bei der herkömmlichen Technologie, und dieser Graph zeigt, dass die Blutdruckmessung jedesmal gestartet wird, wenn Sauerstoffmangel auftritt, und deshalb wird die Blutdruckmessung bei einer sehr großen Anzahl von Zeitpunkten durchgeführt. **Fig. 10B** zeigt den Fall eines Verfahrens, bei welchem der Schwellwert aktualisiert wird, wobei der niedrigste Blutsauerstoff-Sättigungspegel benutzt wird, und es kann gesehen werden, dass, wenn die größte Reduktion in dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel in der Anfangsstufe der Messperiode auftritt, die Blutdruckmessung nicht danach durchgeführt werden wird. Entsprechend wird die Blutdruckmessung gemäß Ausführungsform 1 gestartet, wenn der Blutsauerstoff-Sättigungspegel niedrig ist, und die Blutdruckmessdaten können über die Gesamtheit der Messperiode (z. B. der Schlafperiode des Probanden) erfasst werden.

Vergleich mit ABPM

[0077] **Fig. 11** ist ein Graph, um die Messung mit einem variablen Schwellwert entsprechend der Ausführungsform 1 der vorliegenden Erfindung zu beschreiben, im Vergleich zur Messung durch ABPM. Dieser Graph wurde durch Experimentieren erhalten, welches von den Erfindern durchgeführt wurde. Der Spitzenpegel in **Fig. 11** zeigt die Änderung im Blutsauerstoff-Sättigungspegel, welcher in der Schlafperiode des Probanden (19:00 bis 6:00) gemessen wurde. In ABPM wird die Blutdruckmessung 2 Mal pro Stunde durchgeführt. Der

Liniengraph in dieser Figur zeigt die Änderung in dem Blutdruck (systolischer Blutdruck SBP), welcher gemessen wurde, indem ABPM benutzt wurde. Entsprechend zu ABPM wird der Blutdruck als ein konstantes Intervall gemessen, ungeachtet der Änderung in dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel, und deshalb ist davon auszugehen, dass die Blutdruckmessung nicht in Synchronisation mit dem Zeitablauf einer Reduktion in dem Blutsauerstoff-Sättigungspegel durchgeführt wird.

[0078] Im Gegensatz dazu wird in dem Fall des Durchführens der Messung mit dem Blutdruckmessgerät **1A** der Ausführungsform 1 die Blutdruckmessung jedes Mal gestartet, wenn der Blutsauerstoff-Sättigungspegel abnimmt, wie dies durch die schwarzen Kreise, welche in dem Graphen gedruckt sind, gezeigt wird, und es ist davon auszugehen, dass als ein Ergebnis davon die gemessenen Daten (systolischer Blutdruck SBP, diastolischer Blutdruck DBP und die Pulsrate) in Synchronisation mit dem Zeitablauf einer Reduktion im Blutsauerstoff-Sättigungspegel erlangt werden können.

Ausführungsform 2

[0079] Der Blutsauerstoff-Sättigungspegel eines Probanden ist abhängig von dem Atmungsmuster des Probanden. In Anbetracht dessen wird in Ausführungsform 2 die Atmung des Probanden überwacht, und die Blutdruckmesseinheit startet, basierend auf der Änderung in der Atmung (Einatmen und Ausatmen), in einer Zeitfolge, welche als ein Ergebnis der Überwachung erhalten wird.

Blutdruckmessgerät

[0080] Fig. 12 zeigt die Hardware-Konfiguration eines Blutdruckmessgerätes **1B** entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung. Wie in Fig. 12 gezeigt wird, sind das Blutdruckmessgerät **1B** und das Blutdruckmessgerät **1A** unterschiedlich darin, dass das Blutdruckmessgerät **1B** eine Haupteinheit **10B** statt der Haupteinheit **10A** beinhaltet und einen Luftflusssensor **50B** anstatt der Sensoreinheit **50** beinhaltet, um den Blutsauerstoff-Sättigungspegel zu messen. Andere Konfigurationen des Blutdruckmessgerätes **1B** werden nicht beschrieben, da sie ähnlich zu jenen des Blutdruckmessgerätes **1A** sind, und nur die Unterschiede werden nachfolgend beschrieben. Man beachtet, dass, obwohl ein Temperatursensor **48** für das Messen der Temperatur um das Blutdruckmessgerät **1B** in Fig. 12 bereitgestellt wird, Details bezüglich des Temperatursensors **48** später beschrieben werden, da es nicht eine wesentliche Anforderung für die Messung entsprechend der Ausführungsform 2 ist.

[0081] Die Haupteinheit **10B** beinhaltet ein Atmungsüberwachungsglied **53B** anstatt der Treiberschaltung **52** des lichtemittierenden Elements und der Verstärkungs- und A/D-Wandlerschaltung **53** und beinhaltet eine CPU **1000A**. Andere Konfigurationen der Haupteinheit **10B** sind die gleichen wie jene der Haupteinheit **10A**, und redundante Beschreibungen werden deshalb für diese nicht gegeben.

[0082] Das Atmungsüberwachungsglied **53B** empfängt ein Detektiersignal von dem Luftflusssensor **50B**, überwacht den Atmungszustand des Probanden basierend auf dem empfangenen Detektiersignal und gibt ein Atmungssignal aus, welches die Überwachungsergebnisse der CPU **1000B** anzeigt.

[0083] Fig. 13 ist ein Diagramm, welches eine externe Ansicht des Luftflusssensors **50B** entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung zeigt. Wie in Fig. 13 gezeigt wird, ist der Luftflusssensor **50B** fest in der Nähe der nasalen Höhle des Probanden befestigt. Der Luftflusssensor **50B** detektiert den Luftdruck in der Nähe der nasalen Höhle, wobei ein eingebauter Drucksensor (nicht gezeigt) benutzt wird, und gibt ein Detektiersignal aus. Der Luftdruck in der Nähe der nasalen Höhle nimmt während des Einatmens ab und nimmt während des Ausatmens zu.

[0084] Das Atmungsüberwachungsglied **53B** leitet das Muster der Änderung im Luftdruck in der Nähe der nasalen Höhle ab, basierend auf dem Detektiersignal von dem Luftflusssensor **50B**, und detektiert die Einatmung und Ausatmung durch die nasale Höhle des Probanden basierend auf dem abgeleiteten Muster der Änderung. Speziell werden die Änderungsmuster für normales Einatmen und Ausatmen eines Probanden im Voraus gespeichert, und eine Einatmung oder Ausatmung wird durch das Durchführen eines Musterabgleichs mit den gespeicherten Änderungsmustern und dem Änderungsmuster, welches während der Messung abgeleitet wurde, detektiert. Das Ergebnis des Detektierens wird an die CPU **1000B** als das Atmungssignal ausgegeben. Hier ist das Atmungssignal ein Spannungssignal, z. B. wobei ein positives Spannungssignal in einer Einatmungsperiode ausgegeben wird und ein negative Spannungssignal in einer Ausatmungsperiode ausgegeben wird. Das Atmungsüberwachungsglied **53B** gibt ein Nullspannungssignal in einer Periode aus, welche

bestimmt wird, dass es weder die Einatmung noch die Ausatmung (d. h. eine apnoische Periode) als ein Ergebnis des oben beschriebenen Musterabgleichs ist.

[0085] Man beachte, dass vorgesehen wird, dass die CPU **1000B** das Atmungssignal empfängt, welches durch das Atmungsüberwachungsglied **53B** einmal jede Sekunde ausgegeben wird, zum Beispiel, dass das Atmungsüberwachungsglied **53B** das Detektiersignal von dem Luftflusssensor **50B** bei einem ausreichend kürzeren Zyklus als 1 sec empfängt und dass der Luftflusssensor **50B** den Luftdruck bei einem Zyklus detektiert, welcher kürzer als der Aufnahmezyklus ist und das Detektiersignal ausgibt.

[0086] Fig. 14 zeigt die funktionelle Konfiguration des Blutdruckmessgerätes **1B** entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung. Wie in Fig. 14 gezeigt wird, sind die CPU **1000B** und die CPU **1000A** unterschiedlich darin, dass die CPU **1000B** eine Trigger-Ausgangseinheit **300B** anstatt der Trigger-Ausgangseinheit **300A** beinhaltet. Andere Funktionen werden nicht beschrieben, da sie die gleichen wie die Funktionen der CPU **1000A** sind.

[0087] Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** detektiert die Apnoe basierend auf dem Atmungssignal von dem Atmungsüberwachungsglied **53B** und gibt den Trigger TR aus, um die Blutdruckmessung für die Blutdruckmesseneinheit **100** zu starten.

Trigger-Ausgangssignal basierend auf der Atmung

[0088] Fig. 15 ist ein Zeitablaufdiagramm, welches die Beziehung zwischen dem Atmungssignal und dem Ausgangssignal des Triggers TR entsprechend zu dieser Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt. Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** detektiert die Apnoe aufgrund des Detektieren basierend auf dem Atmungssignal, dass die Zeitperiode von da, wenn die Einatmung startete, bis dahin, wenn sofort nachfolgend die Ausatmung startet, länger als eine vorher festgelegte Zeitperiode ist. Mit anderen Worten, wenn die Einatmung startet, startet die Trigger-Ausgangseinheit **300B** eine Aufzählung, welche durch ein Zählglied (nicht gezeigt) ausgeführt wird, und wenn die Ausatmung startet, stoppt die Aufzählung, welche durch das Zählglied durchgeführt wird, und setzt den Zählgliedwert zurück (initialisiert ihn). Man beachte, dass die Trigger-Ausgangseinheit **300B** den Aufzählungsbetrieb mit dem Zählglied in Synchronisation mit dem Ausgangssignal von dem Zeitglied **43** durchführt.

[0089] Der obere Pegel in Fig. 15 zeigt ein Atmungssignal, welches Einatmungssignale A bis Q beinhaltet, und der niedrigere Pegel zeigt den Zählgliedwert CT(i), welcher sich in Synchronisation mit dem Atmungssignal ändert. Eine Änderung im Schwellwert TH wird auch in Verbindung mit dem Zählglied CT(i) gezeigt. Die nach unten gerichteten Pfeile in Fig. 15 zeigen auf Zeitpunkte, wenn die Blutdruckmessung gestartet wird. Wie in Fig. 15 gezeigt wird, verbleibt bei normalen Perioden, in welchen die Apnoe nicht detektiert wird, wie z. B. den Perioden, welche den Einatmungssignalen A bis C entsprechen, der Zählgliedwert CT(i) bei einem verhältnismäßig niedrigen Wert, und dann startet das nächste Auftreten der Einatmung. In einer apnoischen Periode, wie z. B. der Periode von der Einatmung entsprechend zu dem Einatmungssignal D in Fig. 15 bis zum Start der sofort nachfolgenden Ausatmung, steigt jedoch der Zählgliedwert CT(i) auf einen sehr hohen Wert, da die Ausatmung nicht in dieser Periode auftritt. Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** ändert den Schwellwert TH entsprechend mit dem Zählgliedwert CT(i), welcher sich in dieser Weise ändert.

[0090] Wie in der Figur gezeigt wird, wird der Schwellwert TH als erstes auf den Anfangswert TH0 gesetzt, wenn die Messung startet, und dann, wenn der Zählgliedwert CT(i) ansteigt und den Schwellwert TH übersteigt, wird der Schwellwert TH aktualisiert, um so den gleichen Wert wie der ansteigende Zählgliedwert CT(i) anzuzeigen. Der Schwellwert TH steigt auf den Zählgliedwert CT(i) bis zu dem Zeitpunkt, wenn die Apnoe stoppt, aufgrund des Starts der nachfolgenden Ausatmung. Danach nimmt der Schwellwert TH bei einer konstanten Rate ab, und dann stoppt das Abnehmen an dem Zeitpunkt, wenn der Anfangswert TH0 angezeigt wird.

[0091] Auf diese Weise wird die Anstiegsrate und Abstiegsrate des Schwellwertes TH variabel gemacht, und danach wird, für eine kurze Weile, nachdem die starke Apnoe auftritt, wie z. B. sofort nach dem Inhalationssignal D, ein ähnlicher Pegel an Apnoe (Apnoe sofort nach dem Inhalationssignal G) übersehen, und dann, wenn die Apnoe auftritt, nachdem eine ausreichende Zeitperiode verstrichen ist (Apnoe sofort nach dem Einatmungssignal M), wird die Blutdruckmessung gestartet, sogar wenn es eine geringe Apnoe ist. Mit anderen Worten, je länger die verstrichene Zeit von der Blutdruckmessung ist, umso größer ist der Änderungsbetrag, wenn der Schwellwert aktualisiert wird.

Ablaufdiagramm

[0092] Fig. 16 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 2 der vorliegenden Erfindung. Ein Programm, welches diesem Ablaufdiagramm entspricht, wird zuvor in einem vorher festgelegten Speicherbereich der Speichereinheit **39** gespeichert, und die Funktionalität, welche konform zu diesem Bearbeitungsablaufdiagramm ist, wird durch die CPU **1000B** realisiert, welche das Programm aus der Speichereinheit **39** ausliest und dieses ausführt. Obwohl die Messperiode hier die Schlafperiode des Probanden ist, ist die Messperiode nicht auf die Schlafperiode begrenzt und kann jede Periode sein, bei welcher ein apnoischer Zustand auftreten kann.

[0093] Wenn die Messung durchzuführen ist, wird vorgesehen, dass die Manschette **20** und der Luftflusssensor **50B** an den jeweiligen Messorten an dem Probanden befestigt werden. Vor dem Schlafen schaltet der Proband das Blutdruckmessgerät **1B** ein, bedient einen Schalter, um den Start der Messung zu instruieren, und bedient einen Schalter für das Instruieren des Endes der Messung beim Aufstehen.

[0094] Die CPU **1000B** startet das Durchführen der Bearbeitung beim Empfangen der Messstartinstruktion als ein Ergebnis des Schalterbedienens für das Starten der Messung. Die CPU **1000B** überwacht, ob eine Messende-Instruktion ebenso als ein Ergebnis der Schalterbedienung während des Bearbeitens eingegeben worden ist. Wenn eine Endinstruktion eingegeben ist, wird das Bearbeiten erzwungenerweise beendet, sogar wenn die Bearbeitung ausgeführt wird.

[0095] Wenn die Bearbeitung gestartet wird, stellt die Trigger-Ausgangseinheit **300B** den Schwellwert TH, welcher für das Evaluieren der Länge der apnoischen Periode ist, welche durch den Wert des Zählgliedwertes CT(i) angezeigt wird, auf den Anfangswert TH0 ein (Schritt ST401). Es ist wünschenswert, dass der Anfangswert TH0 hoch genug eingestellt wird, um nicht in einem normalen Atmungszyklus erreicht zu werden, und niedrig genug ist, um im Falle eines gering an OSA Erkrankten erreicht zu werden, welcher nur geringen Apnoeanfällen ausgesetzt ist, wobei ein Beispiel ist, indem ungefähr 15 Sekunden eingestellt werden.

[0096] Der Wert der Variablen i, welche das Zeitsignal anzeigt, wird dann um 1 inkrementiert (Schritt ST402), und danach wird die Zeit von dem Zeitglied **43** als der Zählgliedwert (CT(i)) gesetzt, welcher der inkrementierten Variablen i entspricht (Schritt ST403).

[0097] Als Nächstes bestimmt die Trigger-Ausgangseinheit **300B**, ob der Zählgliedwert CT(i) höher als der Schwellwert TH (sec) ist (Schritt ST404). Wenn bestimmt wird, dass der Zählgliedwert CT(i) höher ist (JA im Schritt ST404), bewegt sich die Prozedur zu dem später beschriebenen Schritt ST405, und wenn bestimmt wird, dass der Zählgliedwert CT(i) geringer als oder gleich dem Schwellwert TH ist (NEIN im Schritt ST404), kehrt die Prozedur zum Schritt ST402 zurück, und die Operationen der Schritte ST402 bis ST404 werden wiederholt.

[0098] Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** gibt den Trigger TR beim Bestimmen aus, dass der Zählgliedwert CT(i) höher als der Schwellwert TH ist. Entsprechend wird die Blutdruckmessung, welche durch die Blutdruckmesseinheit **100** durchgeführt wird, gestartet (Schritt ST405). Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** setzt auch den Zählgliedwert CT(i) als eine Variable CT_m, welche auf den Maximalwert des Zählgliedwertes gesetzt wird (Schritt ST406), und inkrementiert den Wert der Variablen i um 1 (Schritt ST407).

[0099] Danach wird bestimmt, ob das Ausatmen durch den Probanden gestartet wurde, basierend auf dem Atmungssignal (Schritt ST408). Wenn bestimmt wird, dass die Ausatmung nicht gestartet wurde (NEIN im Schritt ST408), kehrt die Prozedur zum Schritt ST406 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt aus wiederholt. Auf der anderen Seite, wenn bestimmt wird, dass die Ausatmung gestartet wurde (JA im Schritt ST 408), wird der Zählgliedwert CT(i) als die Variable CT_m gesetzt (Schritt ST409). Der Wert der Variablen T_p, welcher die aktuelle Zeit anzeigt, welche durch das Zeitglied **43** an diesem Zeitpunkt ausgegeben wird, wird als die Variable T₀ gesetzt (Schritt ST410).

[0100] Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** inkrementiert dann den Wert der Variablen i um 1 (Schritt ST411) und setzt die Zeit von dem Zeitglied **32** als den Zählgliedwert CT(i), welcher der inkrementierten Variablen i entspricht (Schritt ST412). Der Schwellwert TH wird dann entsprechend zu der Gleichung $TH = CT_m - V(T_p - T_0)$ (Schritt ST413) zurückgesetzt, Details davon werden später beschrieben.

[0101] Als Nächstes bestimmt die Trigger-Ausgangseinheit **300B**, ob der Zählgliedwert CT(i) höher als der Schwellwert TH ist (Schritt ST414). Wenn bestimmt wird, dass der Zählgliedwert CT(i) höher ist (JA im Schritt

ST414), kehrt die Prozedur zum Schritt ST405 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt aus wiederholt. Wenn bestimmt wird, dass der Zählgliedwert CT(i) geringer als oder gleich dem Schwellwert TH ist (NEIN im Schritt ST414), dann wird bestimmt, ob der Schwellwert TH niedriger als der Anfangswert TH0 ist (Schritt ST415). Wenn bestimmt wird, dass der Schwellwert TH niedriger als der Anfangswert TH0 ist (JA im Schritt ST415), kehrt die Prozedur zum Schritt T401 zurück, und die Bearbeitung wird von diesem Schritt aus wiederholt. Wenn bestimmt wird, dass der Schwellwert TH höher als oder gleich dem Anfangswert TH0 ist (NEIN im Schritt ST415), wird die Bearbeitung der Schritte ST411 bis ST415 wiederholt.

[0102] Im Folgenden wird die Gleichung beschrieben, welche benutzt wird, um den Schwellwert TH im Schritt ST413 zu aktualisieren. In Ausführungsform 2 werden die Operationen so realisiert, dass, wenn nicht sehr viel Zeit verstrichen ist, von dem Zeitpunkt, wenn die vorherige Blutdruckmessung gestartet wurde, die Blutdruckmessung nicht gestartet wird, wenn die Apnoe für eine Zeitdauer anhält, ähnlich zu der, wenn die Blutdruckmessung zuvor durchgeführt wurde, und dann, wenn eine bestimmte Zeitperiode verstrichen ist, wird die Blutdruckmessung gestartet, sogar wenn die Apnoe, welche auftritt, geringer ist (die apnoische Periode kürzer ist) als die, wenn die Blutdruckmessung zuvor durchgeführt wurde. Mit anderen Worten, die Bestimmung, ob die Blutdruckmessung zu starten ist oder nicht, ungeachtet, wie gering die Apnoe ist, ist von dem Zeitbetrag abhängig, welcher verstrichen ist, von dem Zeitpunkt, wenn die jüngste (unmittelbar vorherige) Blutdruckmessung gestartet ist. In Anbetracht dessen wird die zuvor erwähnte Gleichung benutzt, so dass das Aktualisieren des Schwellwerts TH, welche ausgeführt ist, um die Blutdruckmessung zu starten (der Wert für das Evaluieren der Länge der apnoischen Periode (Wert des Zählgliedwertes CT(i)), von dem Zeitbetrag abhängig ist, welcher von dem Zeitpunkt, wenn die Blutdruckmessung gestartet ist, verstrichen ist.

[0103] Die Variable V in der Gleichung repräsentiert die Änderungsrate des Schwellwerts TH pro Stunde. Auch wenn der Schwellwert TH, welcher durch diese Berechnungsgleichung berechnet ist, geringer als der Anfangswert TH0 ist (JA im Schritt ST415), wird der Anfangswert TH0 als der Schwellwert TH gesetzt (Schritt ST401). Man beachte, obwohl die zeitabhängige Funktion hier eine lineare Funktion der Zeit ist, wie dies durch die Gleichung gezeigt wird, ist die Funktion nicht auf diese Funktion begrenzt.

Ausführungsform 3

[0104] Bei einem Blutdruckmessgerät der Ausführungsform 3 wird auf die Tatsache geachtet, dass sich der Blutdruck rasch ändert, wenn es eine Änderung in der Umgebungstemperatur um den Probanden herum während der Messung gibt, und die Operationen werden derart durchgeführt, dass, basierend auf den Temperaturdaten in einer Zeitfolge, welche durch Messen der Umgebungstemperatur erhalten wird, die Blutdruckmessung ausgeführt wird, indem eine gewisse Zeitperiode verstrichen ist, von dem Zeitpunkt, wenn eine schnelle Änderung in der Temperatur aufgetreten ist.

[0105] Das Blutdruckmessgerät der Ausführungsform 3 ist so konfiguriert, dass die Trigger-Ausgangseinheit **300B** des Blutdruckmessgerätes **1B** in Fig. 14 ein Temperatursignal von dem Temperatursensor **48** empfängt, anstatt des Empfangens eines Signals von dem Atmungsüberwachungsglied **53B**. Der Temperatursensor **48** misst die Umgebungstemperatur um das Blutdruckmessgerät **1B** und gibt ein Temperatursignal an die Trigger-Ausgangseinheit **300B** aus. Der Luftflusssensor **50B** des Blutdruckmessgerätes **1B** ist entfernbar an dem Gerät angebracht. Wenn der Luftflusssensor **50B** nicht angebracht ist, empfängt die Trigger-Ausgangseinheit **300B** das Temperatursignal von dem Temperatursensor **48**.

[0106] Fig. 17 ist ein Ablaufdiagramm der Messbearbeitung entsprechend der Ausführungsform 3 der vorliegenden Erfindung. Ein Programm, das konform zu diesem Ablaufdiagramm ist, ist zuvor in einem vorher festgelegten Speicherbereich der Speichereinheit **39** gespeichert, und die Funktionalität, welche mit diesem Bearbeitungsablaufdiagramm konform ist, wird durch die CPU **1000B** realisiert, wobei das Programm aus der Speichereinheit **39** ausgelesen wird und ausgeführt wird. Man beachte, dass die zuletzt beschriebene Variable T0 eine Variable ist, welche auf den Zeitpunkt gesetzt ist, wenn die jüngste Blutdruckmessung gestartet wird, und wird auf den Anfangswert von 0 gesetzt, wenn die Messung in dem Ablaufdiagramm der Fig. 17 startet.

[0107] Wenn die Messung auszuführen ist, wird vorgesehen, dass die Manschette **20** an einem Messort an dem Probanden befestigt ist. Vor dem Schlafen schaltet der Proband das Blutdruckmessgerät **1B** ein, bedient einen Schalter für das Instruieren des Startes der Messung und bedient einen Schalter, um das Ende der Messung beim Aufstehen zu instruieren.

[0108] Die CPU **1000B** startet das Durchführen der Bearbeitung beim Empfangen der Messstart-Instruktion als ein Ergebnis des Schalterbedienens, um die Messung zu starten. Die CPU **1000B** überwacht, ob eine

Messende-Instruktion eingegeben worden ist, ebenso wie ein Ergebnis einer Schaltbedienung während des Bearbeitens. Wenn eine Endinstruktion eingegeben ist, wird die Bearbeitung zwangsweise beendet, sogar wenn die Bearbeitung ausgeführt wird.

[0109] Die CPU **1000B** überwacht dann, ob eine Bedienung, um die Messung zu starten, durchgeführt wurde, wobei der Messstartschalter benutzt wird (Schritt ST101), und wenn eine derartige Bedienung durchgeführt wird (JA im Schritt ST101), wird die nachfolgende Bearbeitung gestartet. Als Nächstes wird überwacht, ob eine Bedienung für das Beenden der Messung durchgeführt wurde oder nicht, indem der Messstoppschalter benutzt wird (Schritt ST102). Wenn die Bedienung für das Stoppen der Messung durchgeführt wurde, werden alle Operationen beendet, und wenn diese Bedienung nicht ausgeführt worden ist, werden verschiedene Variable initialisiert, und die Prozedur bewegt sich zur nächsten Bearbeitung (Schritt ST103).

[0110] Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** inkrementiert die Variable i , welche die Temperaturdaten-Zeitfolgen repräsentiert, um 1 (Schritt ST103), setzt die Umgebungstemperatur, welche durch das Temperatursignal von dem Temperatursensor **48** angezeigt wird, als eine Variable $Te(i)$ (Schritt ST104) und setzt die aktuelle Zeit, welche auf den Zeitdaten von dem Zeitglied **43** basiert, als die Variable Tp (Schritt ST105). Hier wird das Intervall, bei welchem die Trigger-Ausgangseinheit **300B** das Temperatursignal vom dem Temperatursensor **48** liest, zum Beispiel auf 5 sec gesetzt.

[0111] Als Nächstes benutzt die Trigger-Ausgangseinheit **300B** die später beschriebene Gleichung 1 und Gleichung 2, um die Variablen TA1 und TA2 zu aktualisieren, welche als Werte für das Evaluieren gesetzt sind, ob eine schnelle Änderung in der Umgebungstemperatur aufgetreten ist (Schritte ST106 und ST107).

[0112] Im Folgenden werden die Berechnungsgleichungen, welche benutzt werden, um die Werte der Variablen TA1 und TA2 zu aktualisieren, in den Schritten ST106 und ST107 beschrieben. In der Ausführungsform 3 werden die Operationen so realisiert, dass die Blutdruckmessung ausgeführt wird, nachdem eine gewisse Zeit von dem Zeitpunkt verstrichen ist, wenn eine schnelle Änderung in der Umgebungstemperatur aufgetreten ist. Es ist gestattet, dass eine bestimmte Zeitperiode unter der Berücksichtigung der Zeit verstrichen ist, welche für den Blutdruck des Körpers erforderlich ist, um auf eine schnelle Änderung in der Temperatur zu reagieren. Die Variable TA1 repräsentiert den Durchschnittswert der Umgebungstemperatur, da eine bestimmte Zeitperiode vorher diese die Umgebungstemperatur zu diesem Zeitpunkt beinhaltet, und die Variable TA1 wird berechnet, indem die Gleichung 1 benutzt wird. Die Variable TA2 repräsentiert den Durchschnittswert der Umgebungstemperatur, welche in einer Zeitperiode der gleichen Länge wie die mit der Variablen TA1 gemessen wurde, zu einem Zeitpunkt vor der Variablen TA1, und wird berechnet, indem die Gleichung 2 benutzt wird.

Gleichung 1

$$TA1 = \sum_{j=i-N}^i Te(j)/N \quad \text{Gleichung 1}$$

Gleichung 2

$$TA2 = \sum_{j=i-2N}^{i-N} Te(j)/N \quad \text{Gleichung 2}$$

[0113] Die Variable N in den Gleichungen 1 und 2 repräsentiert die Anzahl der einzelnen Umgebungstemperaturdaten, welche benutzt werden, um den Durchschnittswert zu berechnen, und kann jeder Wert sein. Zum Beispiel ist der Wert der Variablen N 120 in dem Fall, in welchem die Trigger-Ausgangseinheit **300B** das Temperatursignal von dem Temperatursensor **48** alle 5 sec empfängt (d. h. die Umgebungstemperaturdaten werden in einem 5-sec-Intervall erfasst), und die Länge der Zeitperiode für das Berechnen des Durchschnittswertes ist 10 Minuten.

[0114] Die Trigger-Ausgangseinheit **300B** bestimmt, ob der konditionale Ausdruck $(TA1 < TH = ODER (|TA1 - TA2| > \Delta TE))$ hält oder nicht (Schritt ST108).

[0115] Dieser konditionale Ausdruck repräsentiert einen Ausdruck, um zu bestimmen, ob der Durchschnittswert TA1 der Umgebungstemperatur seit einer bestimmten Zeitperiode vorher, welche die Umgebungstempe-

ratur zu diesem Zeitpunkt beinhaltet, geringer ist als der vorher gesetzte Schwellwert TH oder ob der Absolutwert der Differenz zwischen den Variablen TA1 und TA2 höher als ein vorher gesetzter Schwellwert ΔT_e ist. Wenn bestimmt wird, dass der konditionale Ausdruck nicht hält (NEIN im Schritt ST108), wird die Bearbeitung der Schritte ST102 bis ST108 wiederholt.

[0116] Wenn bestimmt wird, dass der konditionale Ausdruck hält (JA im Schritt ST108), vergleicht die Trigger-Ausgangseinheit **300B** die Variable T0 mit der Variablen Tp, welche auf die aktuelle Zeit gesetzt ist, basierend auf den Zeitdaten, welche von dem Zeitglied **43** empfangen werden, und bestimmt, ob der konditionale Ausdruck $T_p - T_0 > \Delta T$ hält oder nicht (Schritt ST109). Hier repräsentiert die Variable ΔT die Zeitperiode, für welche der Start der Blutdruckmessung verboten ist, welches eine vorher gesetzte Zeitperiode ist.

[0117] Wenn die Trigger-Ausgangseinheit **300B** bestimmt, dass der konditionale Ausdruck nicht hält (NEIN im Schritt ST109), kehrt die Prozedur zum Schritt ST102 zurück, und die Bearbeitung wird von dort wiederholt.

[0118] Auf der anderen Seite, wenn bestimmt wird, dass der konditionale Ausdruck hält (JA im Schritt ST109), gibt die Trigger-Ausgangseinheit **300B** den Trigger TR an die Blutdruckmesseinheit **100** aus. Entsprechend wird die Blutdruckmessung gestartet (Schritt ST110). Wenn die Blutdruckmessung gestartet wird, setzt die Trigger-Ausgangseinheit **300B** die aktuelle Zeit, welche durch die Variable Tp angezeigt wird, als die Variable T0 (Schritt ST111). Danach kehrt die Prozedur zum Schritt ST102 zurück, und die Bearbeitung wird von da wiederholt, bis der Messstoppschalter bedient wird.

[0119] In den Ausführungsformen 1 bis 3, welche oben beschrieben sind, wurden die umgebende Umgebungsinformation und physiologische Information, welche auf den Körper des Probanden bezogen ist, welche jedoch den Blutdruck als Beispiele ausnimmt, für die Information gegeben, welche sich auf die Blutdruckvariation bezieht, d. h. auf Information, welche den Faktor (das Ereignis) anzeigt, welches die Blutdruckvariation verursacht. Obwohl der Blutsauerstoff-Sättigungspegel und das Atmungsmuster als Beispiele der physiologischen Information gegeben wurden, und die umgebende Temperatur als ein Beispiel der umgebenden Umgebungsinformation gegeben wurde, sind dies nur Beispiele, und andere Arten von Information können angewendet werden.

Ausführungsform 4

[0120] Ein Messverfahren, welches konform zu jeglichem der Ablaufdiagramme in den oben beschriebenen Ausführungsformen ist, kann als ein Programm bereitgestellt werden. Ein derartiges Programm kann in der Form eines Programmprodukts bereitgestellt werden, welches auf einem von einem Computer lesbaren Aufzeichnungsmedium, wie z. B. einer flexiblen Disk, einer CD-ROM, einem RAM oder einer Speicherkarte, welche für einen Computer geliefert ist, aufgezeichnet wird. Alternativ kann das Programm in der Form bereitgestellt werden, dass es auf einem Aufzeichnungsmedium, wie zum Beispiel einer Festplatte, welche in einen Computer eingebaut ist, aufgezeichnet wird. Das Programm kann auch durch Herunterladen über ein Netz bereitgestellt werden. Zum Beispiel in der Konfiguration, welche in **Fig. 1** gezeigt wird, kann das Blutdruckmessgerät **1A**, welches die CPU **1000A** beinhaltet und die Funktionalität eines Computers besitzt, mit dem Programm geliefert werden, wobei irgendeine der verschiedenen Arten von Aufzeichnungsmedien, wie z. B. die SD-Speicherkarte **47**, benutzt wird. Die CPU **1000A** liest das Programm, welches auf dem Aufzeichnungsmedium gespeichert ist, über die externe I/F **45** aus und führt es aus.

[0121] Das Programmprodukt, welches bereitgestellt ist, wird in einer Programmspeichereinheit, wie z. B. einer Festplatte, installiert und wird ausgelesen und durch eine CPU ausgeführt. Man beachte, dass das Programmprodukt das Programm selbst und das Aufzeichnungsmedium, auf welchem das Programm aufgezeichnet ist, beinhaltet.

[0122] Die Ausführungsformen, welche hier veröffentlicht sind, sind als Beispiele in allen Bezügen zu betrachten und nicht als eingrenzend in irgendeiner Weise. Der Umfang der vorliegenden Erfindung wird durch die Ansprüche definiert, nicht durch die obige Beschreibung, und alle Änderungen, welche in die Bedeutung und den Bereich der Äquivalenz der Ansprüche fallen, sollen darin umfasst sein. Auch alle möglichen Kombinationen der Ausführungsformen, welche oben beschrieben sind, sollen in der vorliegenden Erfindung umfasst sein.

Bezugszeichenliste

1A, 1B	Blutdruckmessgerät
46	Informationsbearbeitungsgerät
48	Temperatursensor
50	Sensoreinheit
50B	Luftflusssensor
100	Blutdruckmesseinheit
300A, 300B	Trigger-Ausgangseinheit
391	Speicherteilbereich gemessener Daten

Patentansprüche

1. Blutdruckmessgerät für das Messen des Blutdrucks in einer vorher festgelegten Periode, welches aufweist:

eine Blutdruckmesseinrichtung (**100**), um den Blutdruck eines Probanden zu messen;

eine Informationserfassungseinrichtung (**204**), um die Information zu erlangen, welche auf die Variation im Blutdruck und Änderungen in einer Zeitfolge in der vorher festgelegten Periode bezogen ist;

eine Bestimmungseinrichtung (**301A**), um zu bestimmen, ob die durch die Informationserfassungseinrichtung erlangte Information eine vorher festgelegte Bedingung erfüllt; und

eine Einrichtung, um in einem Fall, in welchem die Bestimmungseinrichtung bestimmt, dass die vorher festgelegte Bedingung erfüllt wird, die Blutdruckmesseinrichtung zu veranlassen, die Blutdruckmessung zu starten und auszuführen,

wobei die vorher festgelegte Bedingung als eine Funktion der Zeit ausgedrückt wird, welche variiert und in der vorher festgelegten Periode gemessen wird.

2. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 1,

wobei die vorher festgelegte Bedingung einen Schwellwert beinhaltet,

wobei die Bestimmungseinrichtung eine Einrichtung beinhaltet, um den Schwellwert und einen Wert, welcher durch die von der Informationserfassungseinrichtung erfasste Information angezeigt wird, zu vergleichen,

wobei die Einrichtung, um die Blutdruckmessung zu veranlassen, dass sie ausgeführt wird, die Blutdruckmesseinrichtung veranlasst, zu starten und die Blutdruckmessung auszuführen, basierend auf einem Ergebnis des Vergleichs, und

die Funktion eine Funktion ist, welche den Schwellwert entsprechend zu der Länge der verstrichenen Zeit verändert, von dem Zeitpunkt, wenn die Blutdruckmesseinrichtung in jüngster Zeit gestartet wurde.

3. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 2, wobei die Bestimmungseinrichtung einen Merkmalswert erfasst, basierend auf einem Wert, welcher durch die Information in einem Prozess der Änderung in Zeitfolgen angezeigt ist, und den Schwellwert berechnet, indem der Merkmalswert benutzt wird.

4. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 3 wobei die Funktion eine Funktion ist, welche einen Änderungsbetrag des Schwellwerts höher setzt, je länger die verstrichene Zeit ist.

5. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 3, wobei die Information, welche durch die Informationserfassungseinrichtung erfasst wird, die physiologische Information anzeigt, wobei der Blutdruck des Probanden ausgeschlossen wird.

6. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 5, wobei die physiologische Information einen Blutsauerstoff-Sättigungspegel des Probanden beinhaltet.

7. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 6, wobei der Merkmalswert einen lokalen Minimalwert des Blutsauerstoff-Sättigungspegels anzeigt.

8. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 6, wobei eine Änderungsrate des Schwellwerts entsprechend zu der Länge der verstrichenen Zeit 10% pro Stunde ist.

9. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 5, wobei die physiologische Information ein Atmungsmuster des Probanden beinhaltet.

10. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 9, wobei der Merkmalswert die Länge einer Apnoeperiode anzeigt.

11. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 1, wobei die Information, welche durch die Informationserfassungseinrichtung erlangt ist, einen Umgebungszustand zur Zeit der Blutdruckmessung anzeigt.

12. Blutdruckmessgerät nach Anspruch 11, wobei der Umgebungszustand die umgebende Temperatur bezüglich des Probanden zur Zeit der Blutdruckmessung anzeigt.

Es folgen 15 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

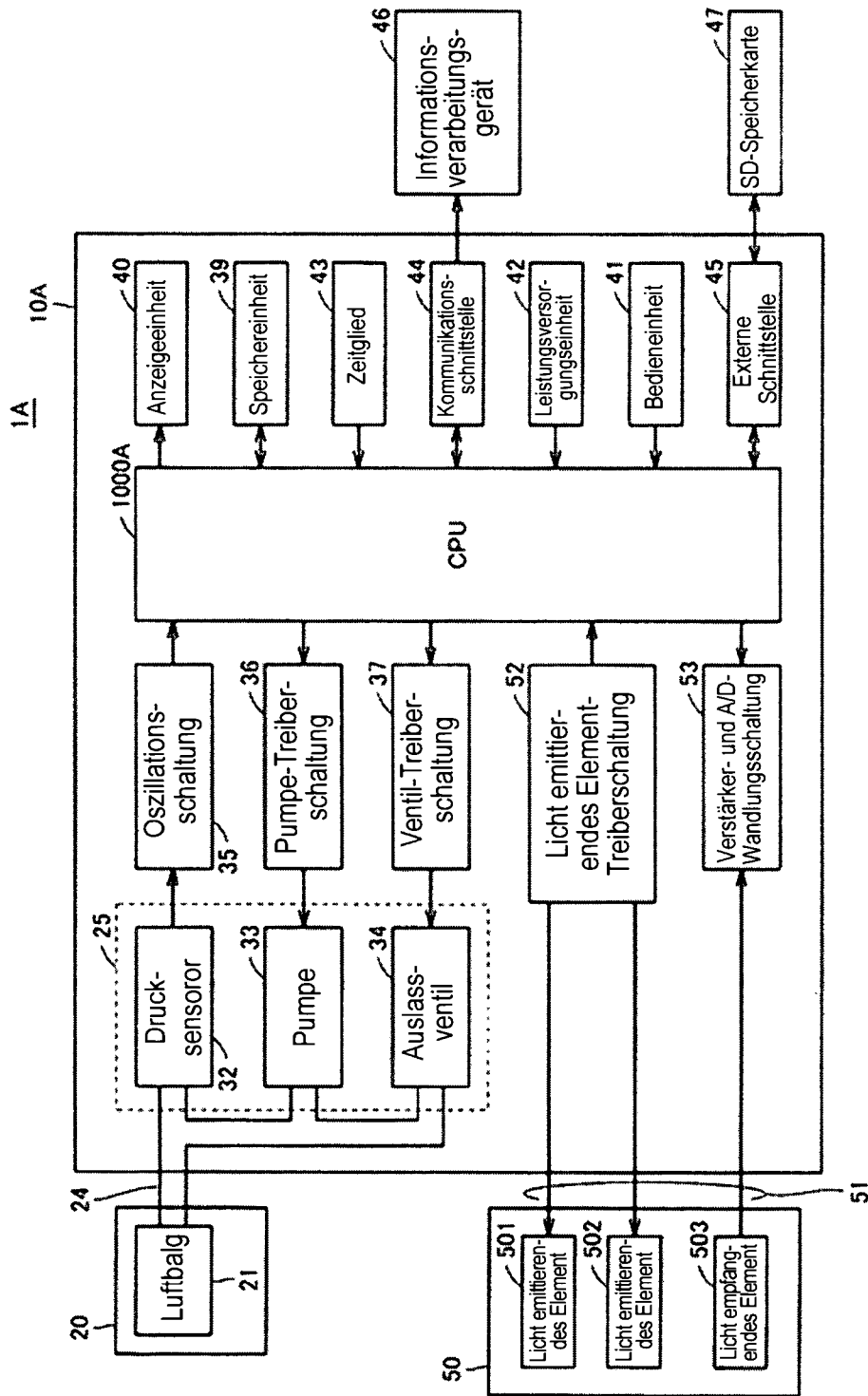


FIG. 2

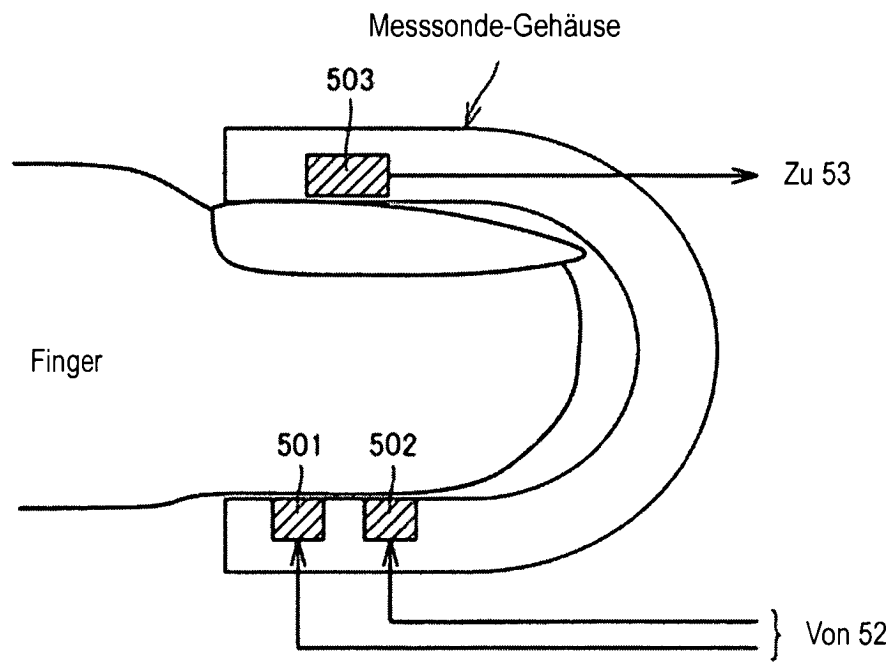


FIG 3

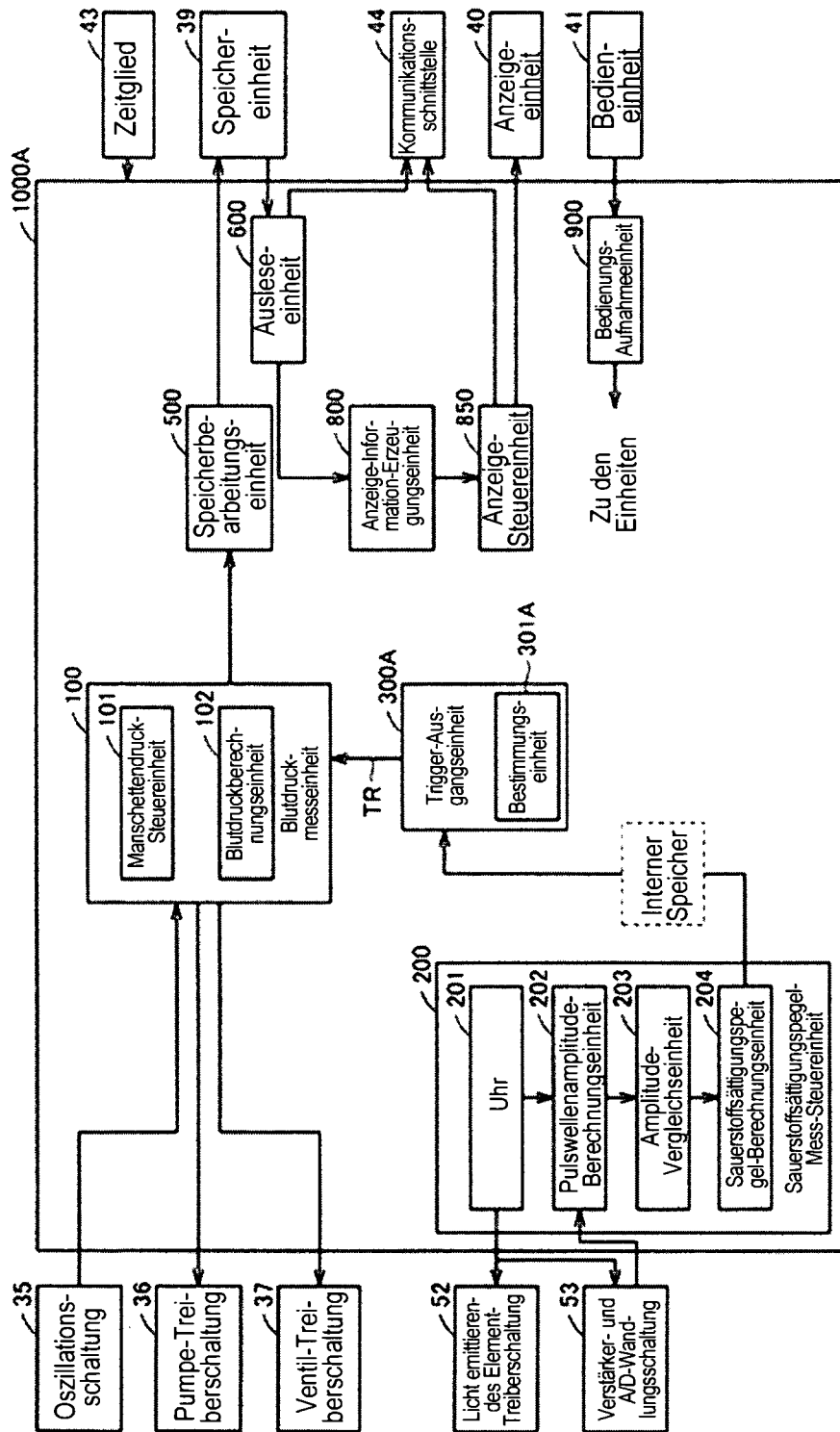


FIG. 4

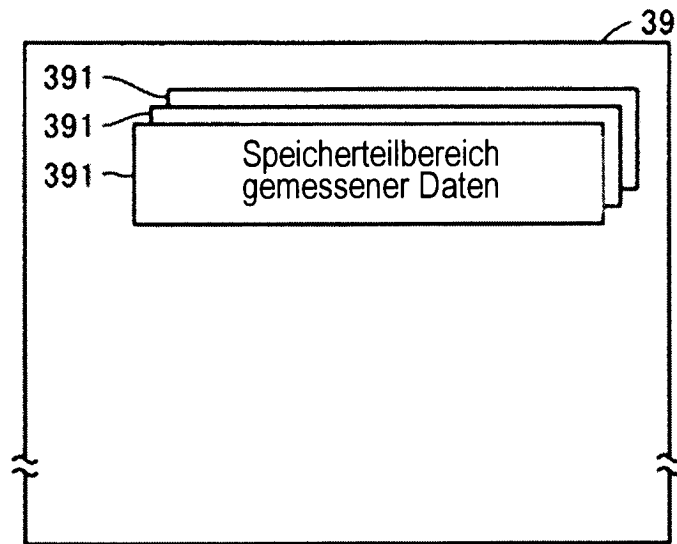


FIG. 5

						ID
						PL
Nr.	Zeit		...	SBP	DBP	PL
R-1	T(1)		⋮	SBP(1)	DBP(1)	PL(1)
R-2	T(2)		⋮	SBP(2)	DBP(2)	PL(2)
⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮		⋮	⋮	⋮	⋮

An arrow labeled 391 points to the ID column header.

FIG. 6

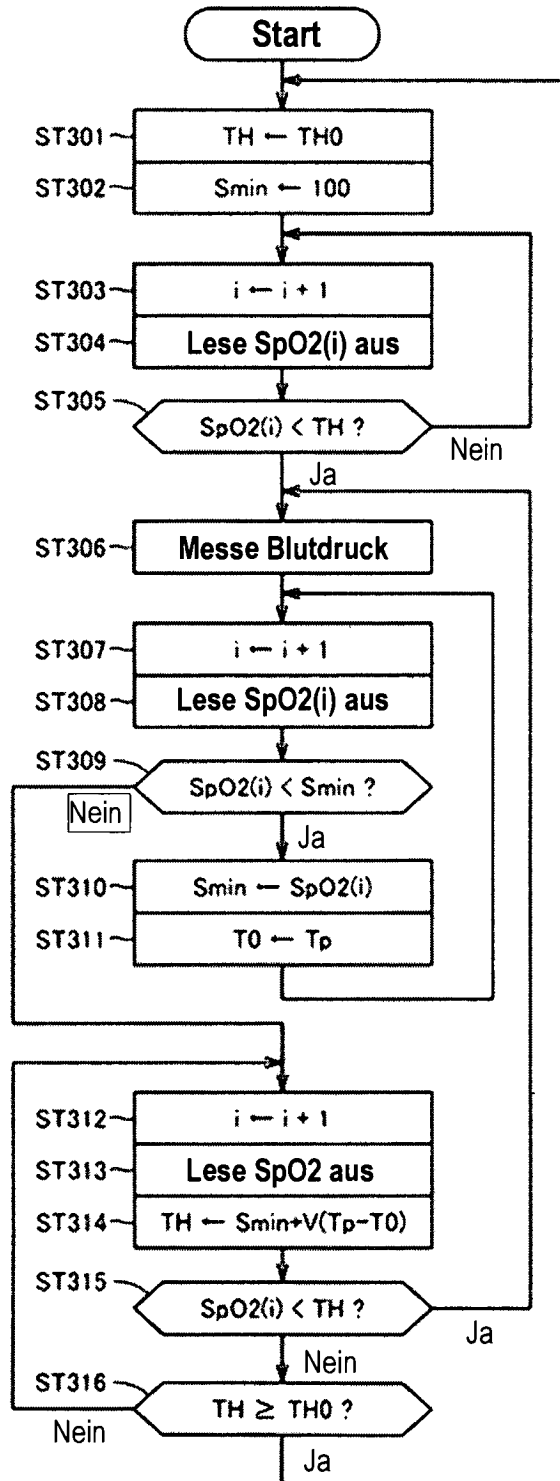


FIG. 7

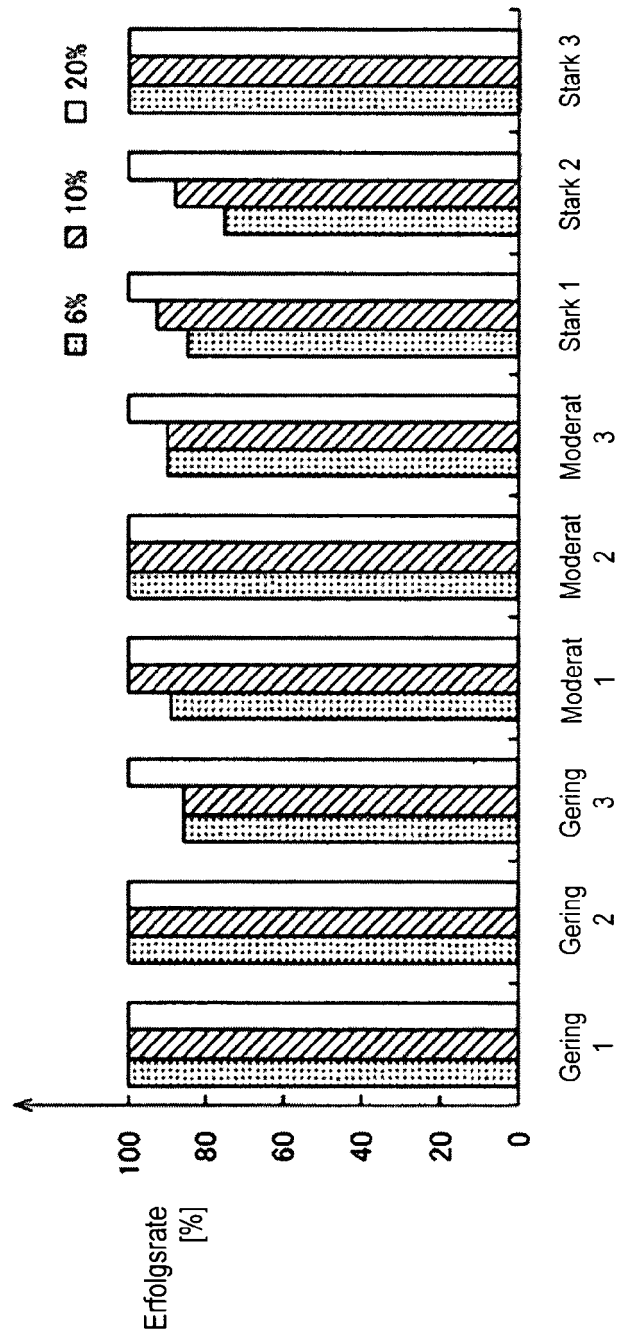


FIG. 8

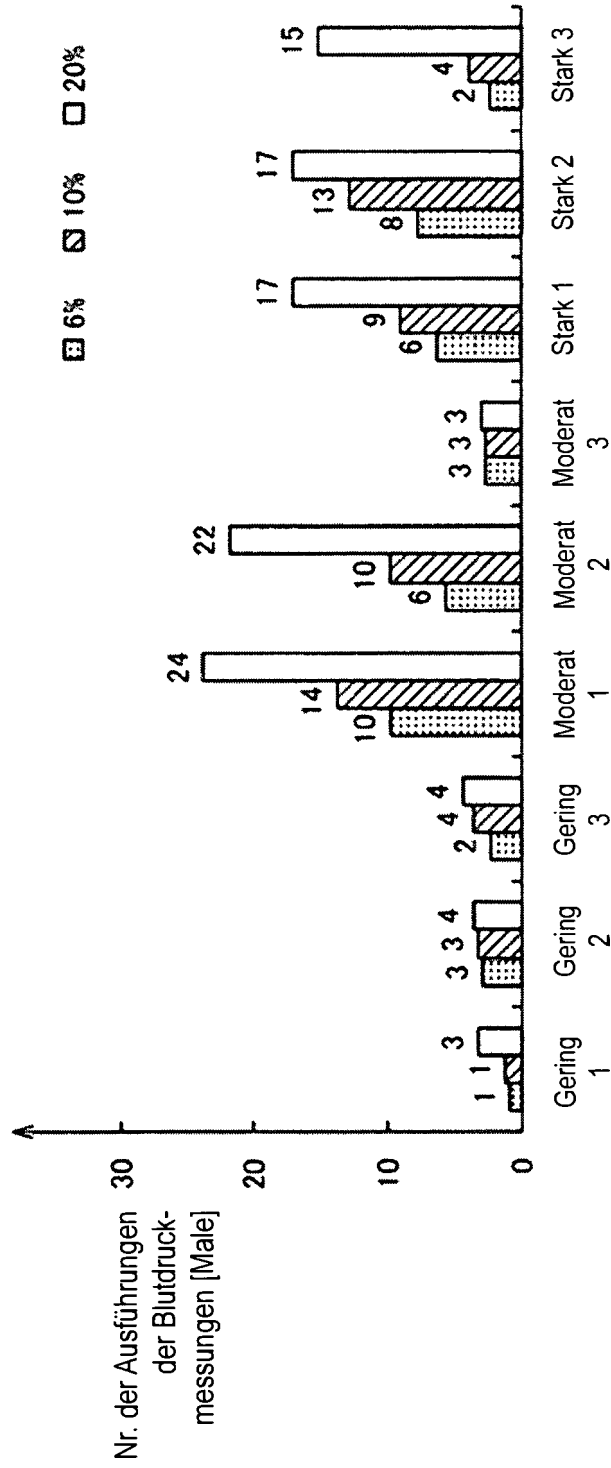


FIG 9

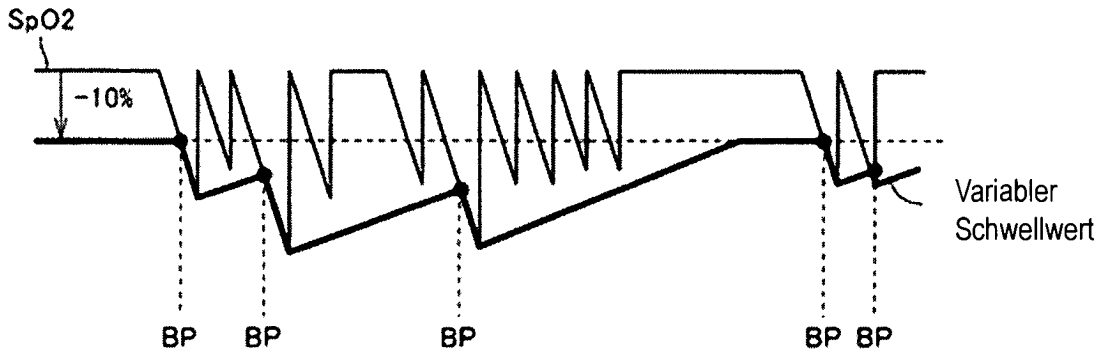


FIG 10A

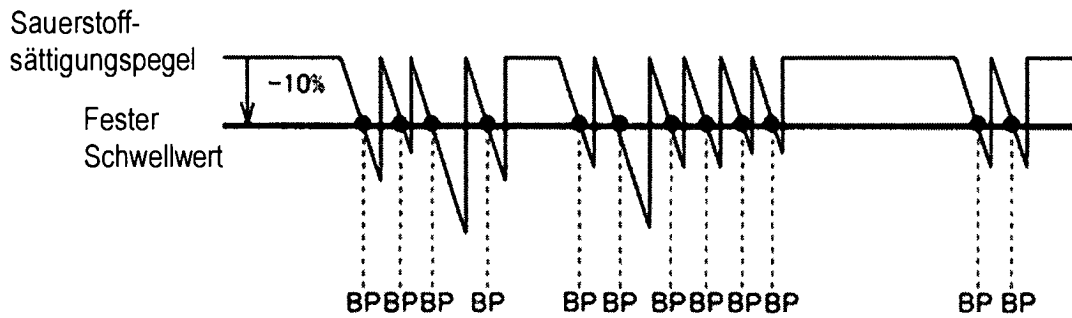


FIG 10B

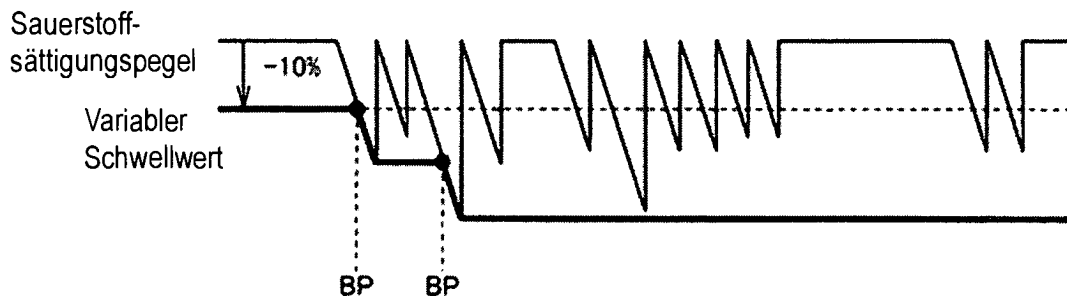


FIG 11

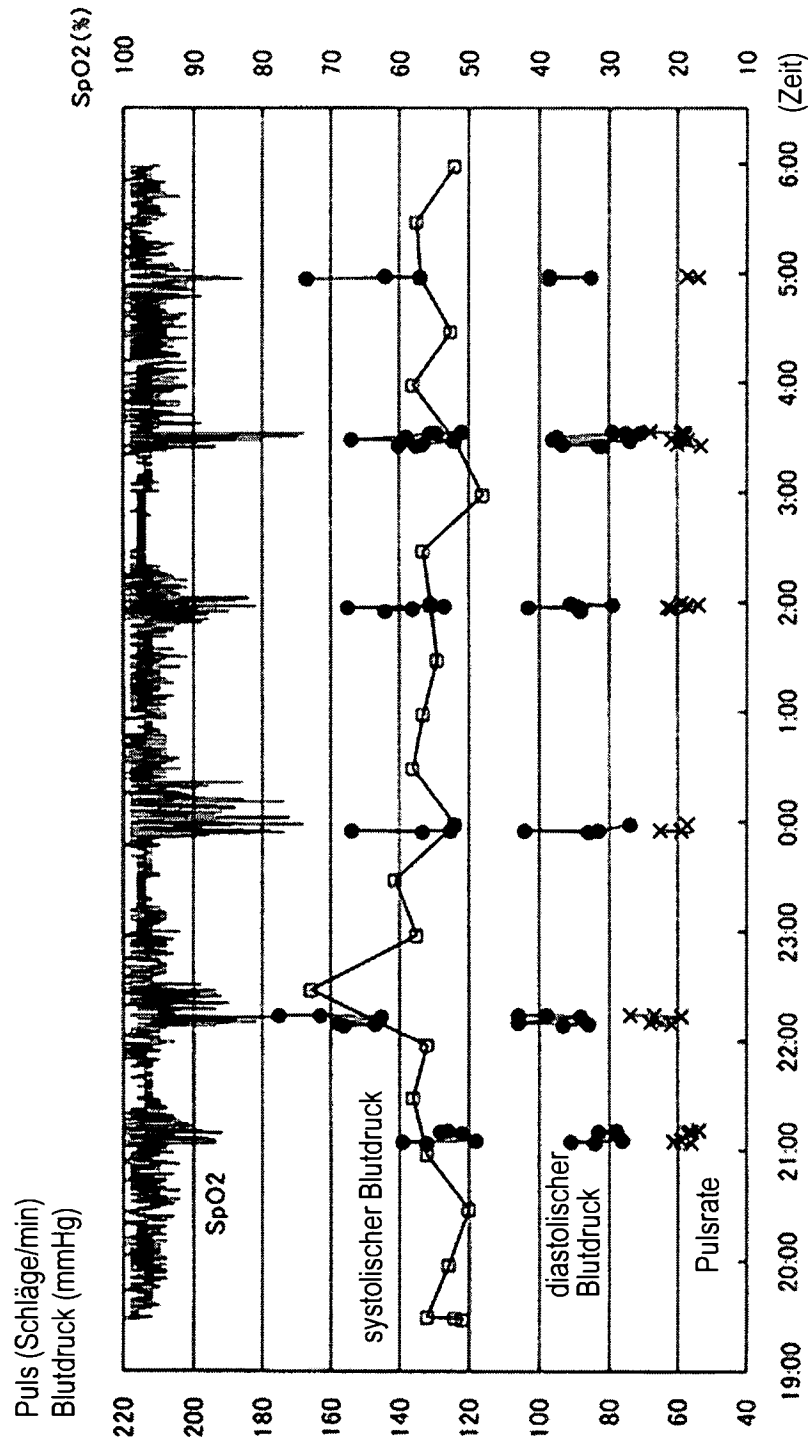


FIG 12

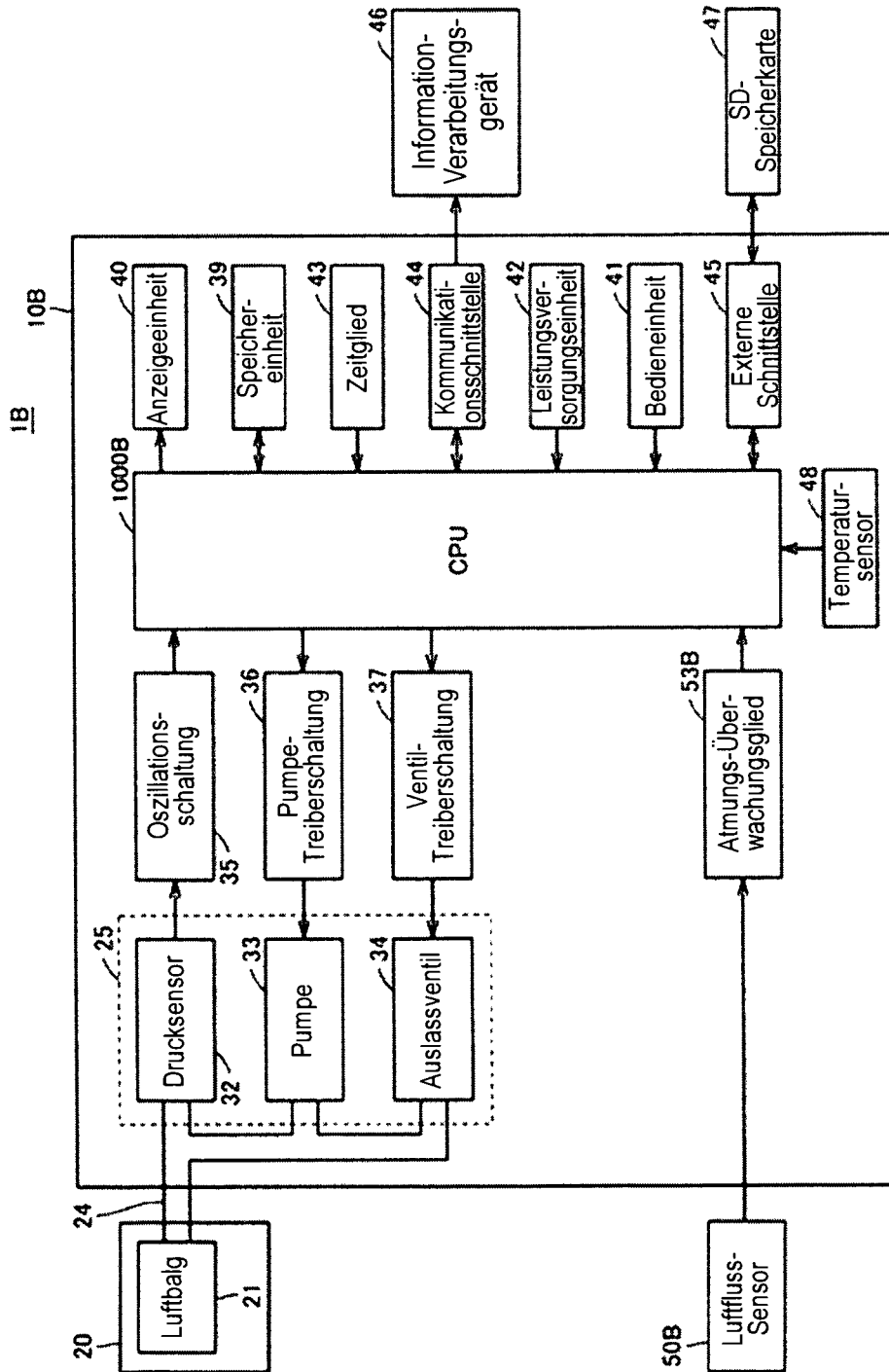


FIG. 13

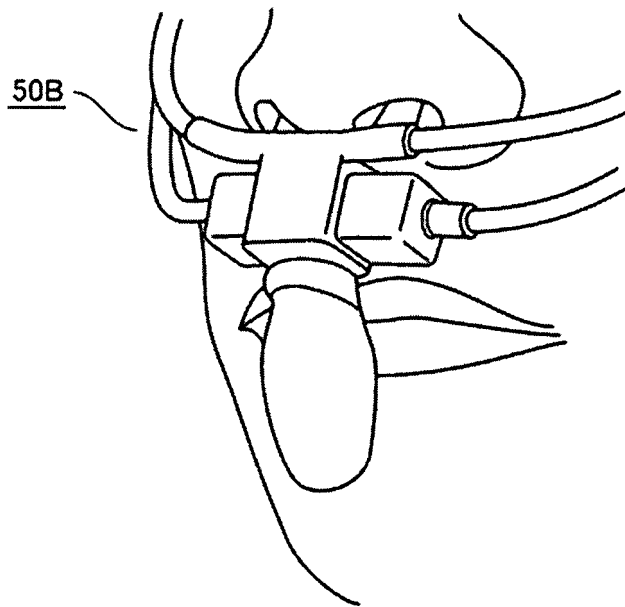


FIG 14

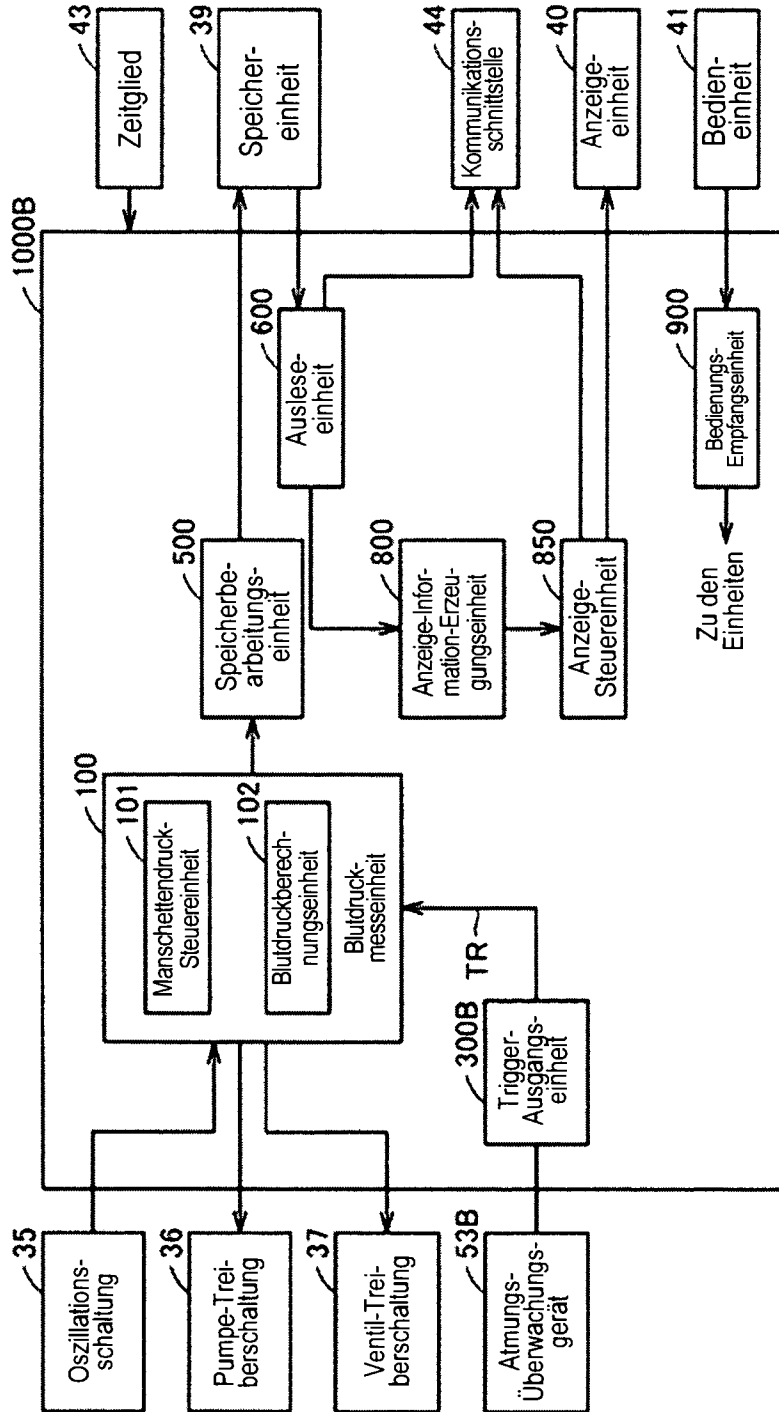


FIG. 15

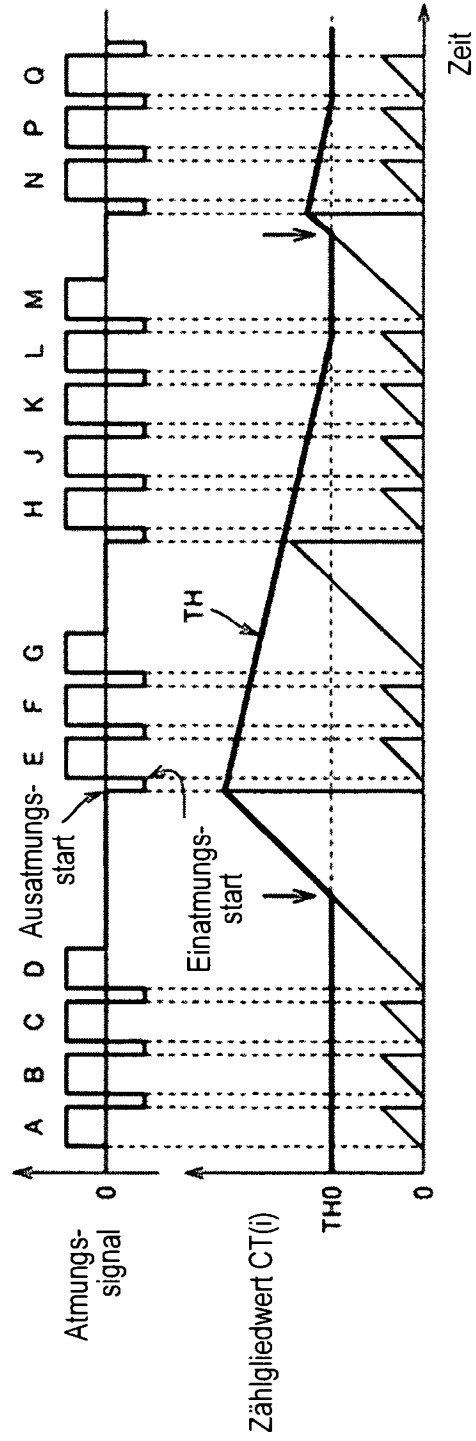


FIG. 16

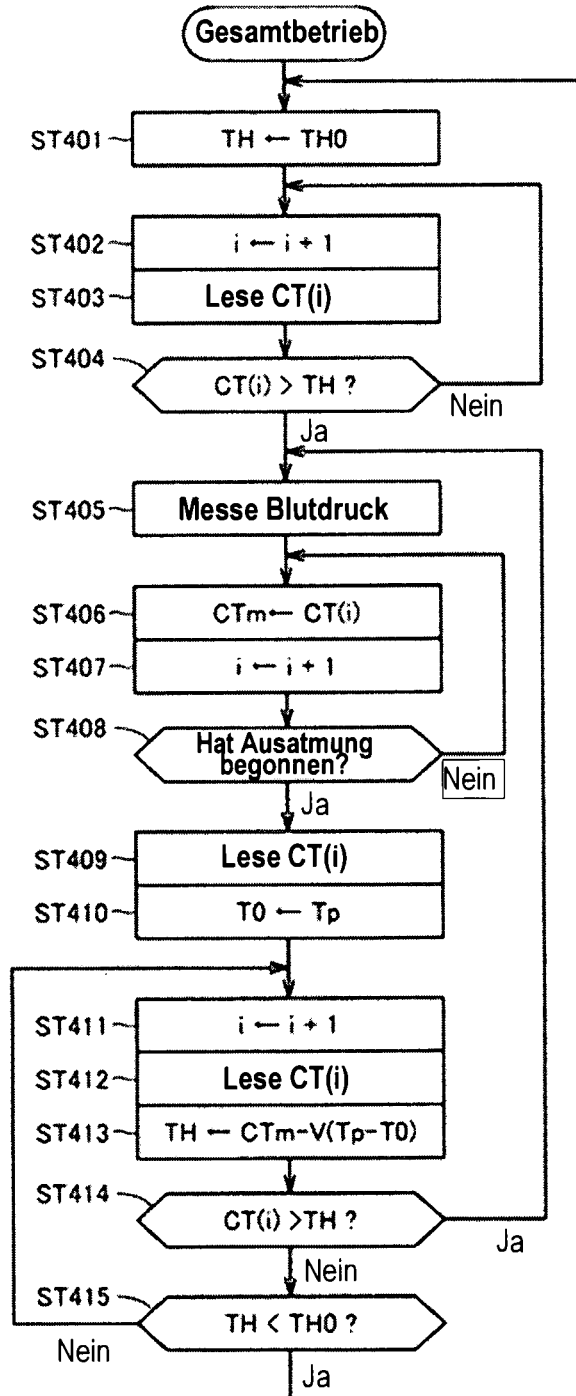


FIG. 17

