

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
18. Februar 2010 (18.02.2010)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/017973 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/022 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2009/005850

(22) Internationales Anmeldedatum:
12. August 2009 (12.08.2009)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
01295/08 15. August 2008 (15.08.2008) CH

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): STBL MEDICAL RESEARCH GMBH [CH/CH]; Loomattstrasse 38, 8143 Stallikon (CH).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): SÜSSTRUNK, Heinz [CH/CH]; Höflistrasse 75, CH-8135 Langnau (CH).
HIRT, Etienne [CH/CH]; Technoparkstrasse 1, CH-8005 Zürich (CH).

(74) Anwalt: STEINEGGER, P.; Schaad, Balass, Menzl & Partner AG, Dufourstrasse 101, Postfach, CH-8034 Zürich (CH).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: EQUIPMENT AND METHOD FOR CONTINUALLY MEASURING THE BLOOD PRESSURE FOR MONITORING PURPOSES

(54) Bezeichnung: GERÄT UND VERFAHREN ZUM KONTINUIERLICHEN MESSEN DES BLUTDRUCKS ZU ÜBERWACHUNGSZWECKEN

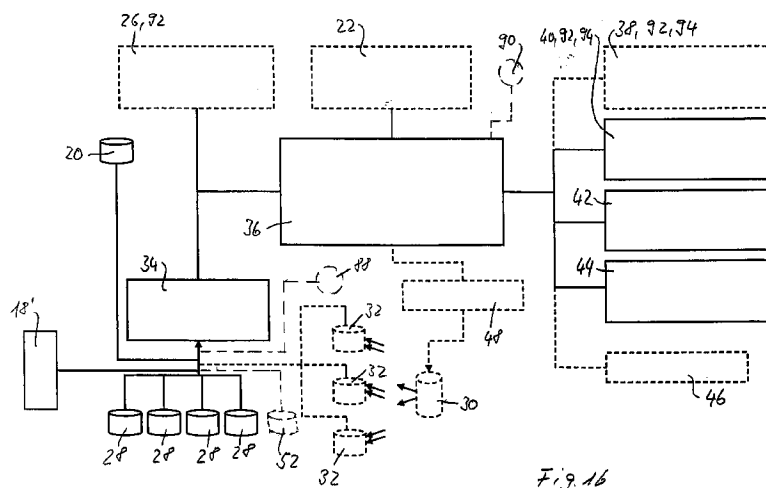


Fig. 16

(57) Abstract: The equipment has at least one pressure sensor (28) disposed for being placed onto the surface of the body of the user and being held attached thereto by means of a band. The attachment force is selected such that the pressure signal from the pressure sensor (28) contains variations caused by the pulse. An attachment pressure sensor (52) or a band tension sensor (18') generates an electrical signal depending on the attachment pressure. The microprocessor (36) determines the diastolic and systolic blood pressure values from the pressure signal, taking into account the signal from the attachment pressure sensor (52) or the band tension sensor (18').

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2010/017973 A1



Das Gerät weist mindestens einen Drucksensor (28) auf, welcher dazu bestimmt ist, an die Oberfläche des Körpers des Benutzers angelegt und dort mittels eines Bandes in Anlage gehalten zu werden. Die Anlagekraft wird derart gewählt, dass das Drucksignal des Drucksensors (28) vom Puls verursachte Schwankungen enthält. Ein Anlagedrucksensor (52) oder ein Bandspannungssensor (18') erzeugen ein vom Anlagedruck abhängiges elektrisches Signal. Der Mikroprozessor (36) ermittelt aus dem Drucksignal den diastolischen und systolischen Blutdruckwert unter Berücksichtigung des Signals des Anlagedrucksensors (52) bzw. Bandspannungssensors (18').

Gerät und Verfahren zum kontinuierlichen Messen des Blutdrucks zu Überwachungszwecken

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Gerät und ein Verfahren zum kontinuierlichen Messen des Blutdrucks zu Überwachungszwecken gemäss den Ansprüchen 1 und 13. Das Gerät und das Verfahren eignen sich insbesondere zur Langzeitmessung des Blutdrucks am gesunden wie am kranken Körper, damit ein gefährlich erhöhter oder erniedrigter Blutdruck frühzeitig erkannt werden kann.

Wenn das Herz schlägt, so entsteht mit jedem Schlag bzw. jeder Herzkontraktion eine Druckwelle, die sich vom Herz aus in den ganzen Körper ausbreitet. Der Körper besteht zum allergrössten Teil aus Wasser, sodass diese Ausbreitung nicht nur in den Arterien erfolgt, sondern sich auf alle Blutgefässe erstreckt, und letztlich auf das ganze Körpergewebe. Mit jedem Herzschlag wird die Arterie elastisch erweitert und kontrahiert anschliessend wieder. Dabei wird die Blutsäule ab dem Herzen weitergeschoben, und ein Zurückfliessen wird durch das Schliessen der Herzklappen verhindert. Der Blutdruck ist am höchsten, wenn sich das Herz zusammen zieht (Dauer ca. 0,15 Sekunden) und das Blut in die Arterien presst, die sich dadurch ausdehnen. Der dabei entstehende maximale Druck heisst systolischer Blutdruck. Der Blutdruck ist am niedrigsten, wenn das Herz wieder erschlafft (Dauer 0,7 Sekunden) und die Gefässe wieder ihren Normalzustand erreichen. Der dabei auftretende Druck heisst diastolischer Blutdruck. Genannt wird immer zuerst der systolische, dann der diastolische. 140/80 (gesprochen 140 zu 80) bedeutet also, dass der systolische Blutdruck den

- 2 -

Wert 140, der diastolische den Wert 80 hat. Der Blutdruck ist aber nicht immer gleich, sondern schwankt während des Tages. Einflussgrößen sind beispielsweise Tageszeit, Stress, körperliche Belastung, Rauchen, Ausruhen und
5 Entspannen.

Die gebräuchlichsten Methoden der nichtinvasiven Blutdruckmessung sind das sphygmomanometrische und das plethysmographische Messverfahren. Beide stellen Messungen des Blutdrucks mit Hilfe einer Druckmanschette gemäss dem
10 Prinzip von Riva-Rocci dar. Es handelt sich um indirekte Messverfahren, bei denen die Extremwerte im Druckbereich des arteriellen Systems gemessen werden. Sie erlauben nur Gelegenheitsmessungen und keine kontinuierliche Erhebung der Druckverhältnisse. Die auskultatorische Messung mit
15 einer Quecksilbersäule (Sphygmomanometer) gilt als historisch gewachsener „Goldstandard“ der indirekten Blutdruckmessung (Riva-Rocci-Methode). Die anderen Messverfahren werden üblicherweise mit diesem Standard verglichen. Heutige Therapieverfahren bauen zumeist auf
20 der auskultatorischen Messung auf.

Die oszillometrische Methode ist seit Anfang des 20. Jahrhunderts bekannt. Fast alle halbautomatischen und automatischen Geräte auf dem Markt messen oszillometrisch. Die Basis dieser Messmethode bilden die Druckschwankungen
25 der Pulswelle (Oszillation). Diese Oszillation wird vom Druckwandler des Gerätes registriert und in Blutdruckwerte umgerechnet.

Heute verfügbare Geräte zur Blutdruckmessung am Handgelenk arbeiten mit dem oszillometrischen Messprinzip. Diese
30 Geräte sind jedoch für den Einsatz in der Praxis und im Spital eher ungeeignet. Es sind initiale

- 3 -

Vergleichsmessungen am Oberarm durchzuführen. In Europa müssen alle automatischen oder halbautomatischen Blutdruckmessgeräte nach einer Europäischen Norm validiert sein. Seit 1995 sieht diese CE-Zertifizierung (Europäische
5 Norm) vor, dass nichtinvasive Blutdruckmessgeräte das CE-Zeichen tragen dürfen, die nach der Europäischen Norm (EN-1060) für nichtinvasive Blutdruckmessgeräte validiert werden. Ziel der CE-Zertifizierung ist eine Harmonisierung der Gerätequalität in der Europäischen Union. Für
10 elektronische Blutdruckmessgeräte sind fünf Prüfbereiche in der CE-Zertifizierung abgedeckt. Die CE-Zertifizierung verlangt, dass im Prüfverfahren für die Messgenauigkeit mindestens 85 Personen eingeschlossen werden. Die mittlere Abweichung - als Mass für die systematische Abweichung -
15 mit einer auskultatorischen Messung am Oberarm darf höchstens 5mm Hg (Standardabweichung maximal 8mm Hg) betragen. Die Vergleichsmessungen erfolgen parallel am selben Arm, sequentiell oder parallel am andern Arm. Die CE-Zertifizierung garantiert ein technisch und
20 apparatenmässig einwandfreies Funktionieren. Die Messvergleiche sollten aber nicht mit Patienten in einem hohen oder tiefen Blutdruck durchgeführt werden. Deshalb kann aufgrund dieser Validierung wenig über die Messgenauigkeit im klinischen Alltag ausgesagt werden. Das
25 British Hypertension Society (BHS)-Protokoll zur Validierung von automatischen und halbautomatischen Blutdruckmessgeräten wurde 1990 eingeführt. Dieses Protokoll ist heute das am weitesten ausgefeilte Verfahren, das eine differenzierte Beurteilung der
30 Messgenauigkeit zulässt. Die Beurteilung innerhalb der BHS-Validierung besteht aus dem Grading A, B, C und D, gemäss untenstehender Tabelle, welche die Differenz

- 4 -

zwischen Standard Sphygmomanometer und Testapparat (mm Hg) aufzeigt:

	<u>Gradierung</u>	<u><5mm Hg</u>	<u><10mm Hg</u>	<u><15mm HG</u>
	A	80%	90%	95%
5	B	65%	85%	95%
	C	45%	75%	90%
	D	Gradierung für C nicht erfüllt		

Die Prozentangaben beziehen sich auf die Messungen, die sich innerhalb der jeweils angegebenen Differenz befinden. Eine Gradierung B bedeutet, dass in 85% der Messungen Werte auftreten, die weniger als 10mm HG von der auskultatorischen Oberarmmessung abweichen. Ein Blutdruckmessgerät sollte mindestens eine Gesamt-Gradierung B/B (systolischer/diastolischer Blutdruck) aufweisen.

Nur klinisch validierte Geräte sollten für den professionellen Einsatz benutzt werden. Bisherige Geräte und Verfahren beruhen, mit Ausnahme der Pulswellen-Geschwindigkeitsmessung, meist auf dem Manschettenprinzip und erlauben damit nur eine Gelegenheitsmessung (Momentaufnahme) und keine kontinuierliche Erhebung der Druckverhältnisse.

Aus dem Dokument EP 1 341 436 ist eine Vorrichtung zur kontinuierlichen Überwachung des arteriellen Blutdrucks bekannt. Ihre Sensormittel sind an einem Ort benachbart zu einer Arterie auf der externen Oberfläche des Benutzerkörpers zu positionieren und mittels eines Gurts oder Bandes ist ein vorragender Abschnitt der Sensormittel derart stark gegen die Oberfläche zudrücken, dass eine

- 5 -

wenigstens teilweise Okklusion der Arterie erfolgt. Dadurch wird der Blutfluss in der Arterie behindert.

Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Gerät und ein Verfahren zu schaffen, um insbesondere am
5 menschlichen Körper den Blutdruck zu Überwachungszwecken - ohne den Einsatz einer Druckmanschette - kontinuierlich zu messen.

Das Gerät soll dabei kompakt sein, ähnlich wie eine Armbanduhr, und bei fast allen körperlichen Aktivitäten
10 getragen werden können, gegebenenfalls ausser etwa beim Schwimmen oder Baden.

Diese Aufgabe wird mit einem Gerät mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und einem Verfahren gemäss Anspruch 13 gelöst.

Erfindungsgemässe wird an einer geeigneten Stelle des
15 vorzugsweise menschlichen Körpers mittels eines Drucksensors der Druck gemessen. Der Drucksensor wird mittels eines Bandes - dieser Begriff umfasst beispielsweise auch ein Band aus oder mit Kettengliedern - an der Stelle in sicherer, funktionsfähiger Anlage
20 gehalten; die Anlage ist derart satt zu wählen, dass der Drucksensor, auch bei Bewegungen des Körpers, an der Stelle bleibt, jedoch nicht eine Arterie okkludiert oder teilokkludiert. Mit dem Drucksensor wird somit der Auflagedruck überlagert von einer vom Blutdruck
25 verursachten Druckschwankung gemessen.

Geeignete Stellen sind insbesondere an den Extremitäten vorhanden, beispielsweise am Unterarm, Oberarm oder Unterschenkel. Sie muss nicht über einer Arterie liegen, kann jedoch.

- 6 -

Um in der Verarbeitung des vom Drucksensor erzeugten Drucksignals den Auflagedruck kompensierten zu können, ist entweder ein Anlagedrucksensor, der vorzugsweise in der Nähe des Drucksensors platziert ist, oder ein
5 Bandspannungssensor vorgesehen.

Der Anlagedrucksensor wird auch vom Band an die externe Oberfläche des Körpers in Anlage gehalten; vorzugsweise dies jedoch mit einem geringen Druck als der Drucksensor, derart, dass der Anlagedrucksensor den Druck, mit welchem
10 er an der Oberfläche anliegt, jedoch mindestens annähernd ohne Überlagerung einer vom Blutdruck überlagerten Druckschwankung, misst.

Mittels des Bandspannungssensors, der alternativ oder zusätzlich zum Anlagedrucksensor vorhanden ist, wird die
15 Zugspannung des Bandes gemessen. Es versteht sich von selbst, dass sowohl der Bandspannungssensor als auch der Anlagedrucksensor ein entsprechendes Ausgangssignal generieren, das ein Mass für den Auflagedruck des Drucksensors darstellt.

20 Aufgrund unterschiedlicher Umstände kann sich der Umfang des Körpers beim Messort, beispielsweise der Umfang der betreffenden Extremität ändern. So ändert beispielsweise der Umfang bei Muskelanspannung, körperlicher Betätigung usw. Diese Änderung des Umfangs führt zu einer Änderung
25 des Auflagedruckes des Drucksensors, was mittels des Anlagedrucksensors beziehungsweise Bandspannungssensors bei der Verarbeitung des Drucksignals berücksichtigt werden kann.

Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung sind in den
30 abhängigen Ansprüchen angegeben.

- 7 -

Die Erfindung wird anhand der Zeichnung dargestellten Ausführungsformen näher erläutert. Es zeigen rein schematisch:

- Fig. 1 eine perspektivische schematische Darstellung
5 eines Gerätes zum kontinuierlichen Blutdruck-
Messen für Überwachungszwecke;
- Fig. 2 eine erstes Schema der Messanordnung und ihrer
elektronischen Schaltung;
- Fig. 3 Messergebnisse von vier Drucksensoren in
10 Millivolt in einer Werte-Tabelle, sowie die
Werte eines Beschleunigungssensors und die
Temperaturwerte für die Haut;
- Fig. 4 die Messergebnisse der vier Drucksensoren in
Millivolt, aufgetragen gegen die Zeit;
- 15 Fig. 5 die Messwerte für den systolischen Druck
graphisch dargestellt, in Korrelation zu den
Ergebnissen einer oszillometrischen Messung des
Blutdruckes;
- Fig. 6 die Messwerte für den diastolischen Druck
20 graphisch dargestellt, in Korrelation zu den
Ergebnissen einer oszillometrischen Messung des
Blutdruckes;
- Fig. 7 einen Vergleich der Messwerte für den
systolischen und den diastolischen Druck
25 graphisch dargestellt, in Korrelation zu den
Ergebnissen einer oszillometrischen Messung des
Blutdruckes;

- Fig. 8 in perspektivischer Darstellung eine weitere Ausführungsform das erfindungsgemässe Gerät mit einem in ein Armband integrierten Bandspannungssensor;
- 5 Fig. 9 eine Ansicht auf den Boden des Gehäuses des Geräts mit einer möglichen Anordnung von vier Sensoren;
- Fig. 10 eine Aussicht auf den Boden des Gehäuses des Geräts mit einer möglichen weiteren Anordnung von drei Sensoren;
- 10 Fig. 11 einen Längsschnitt durch das Gehäuse mit u.a. einem Drucksensor und einem Anlagedrucksensor;
- Fig. 12 in Seitenansicht ein als Kette ausgebildetes Band mit Verschluss;
- 15 Fig. 13 in Draufsicht die Kette mit Verschluss gemäss Fig. 12;
- Fig. 14 einen Schnitt durch das Gehäuse mit einem Bandspannungssensor;
- Fig. 15 in gleicher Darstellung wie Fig. 14 eine Ausführungsform mit einem unterschiedlichen Bandspannungssensor;
- 20 Fig. 16 ein zweites Schema der Messanordnung und ihrer elektronischen Schaltung;

- 9 -

- Fig. 17 einen Überblick über die Anlaufschritte vom Start, nach dem Anlegen des Gerätes, bis zum Ende in Form eines Flussdiagramms;
- Fig. 18 ebenfalls in Form eines Flussdiagramms Schritte der „Korrektur Armbandspannung Routine“ der Fig. 17;
- Fig. 19 ein Beispiel einer mittels der „Korrektur Armbandspannung Routine“ ermittelten Korrekturfunktion;
- Fig. 20 in Form eines Flussdiagramms Schritte der Routine „Ermittlung Umrechnungsfaktoren auf mm Hg“ der Fig. 17; und
- Fig. 21 ein Beispiel einer mittels der Routine gemäss Fig. 20 ermittelten Korrekturfunktion.
- Mit dem Puls bzw. der von ihm erzeugten Druckwelle werden rote Blutkörperchen sowie wenige kleine Trombozythen in den Körper transportiert. Das Blut eines erwachsenen Menschen enthält ca. 5 Mio. rote Blutkörperchen und ca. 6000 weisse Blutkörperchen. Besonders die Anzahl der roten Blutkörperchen verhält sich linear zum Blutvolumen. Die Dichte der roten Blutkörperchen hat aber einen Einfluss auf die Absorption von Infrarotstrahlen, die etwa 1mm in die Haut eindringen, und deshalb lässt sich die Absorption bzw. Reflexion von in die Haut eindringender Infrarotstrahlung mit einem Infrarotsender/Detektor messen. Damit aber ist es möglich, den Puls über eine Erfassung der Infrarotabsorption bzw. Reflexion zu detektieren. Die Pulskurve kann daher in Form einer Reihe

- 10 -

von elektrischen Signalen als Kurve dargestellt werden. Es ergibt sich eine sinusartige Kurvenform. Diese Tatsache wird für die verfahrensgemässe Ermittlung des Blutdruckes mitverwendet. Zum andern geht das Messverfahren von der
5 Tatsache aus, dass der Körper zur Hauptsache aus inkompressiblem Wasser besteht, also in seinem Innern sozusagen eine wässrige Lösung bildet. Eine Druckwelle breitet sich daher im Körpergewebe praktisch ungedämpft aus. Dabei bezeichnet der transmurale Druck ein
10 Partialdruck ist, und welcher dem Blutdruck entspricht.

Eine weitere gegebenenfalls zu berücksichtigende Einflussgrösse ist der Luftdruck, welcher von aussen auf den Körper einwirkt. Schliesslich kann eine Messung auch von der Beschleunigung der Mess-Stelle beeinflusst werden,
15 die daher optional auch erfasst werden kann, um sie im Messergebnis zu kompensieren.

Das Gerät und das Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung basieren auf der Messung der Interpretation oben erwähnter Werte. Das sei vorerst an
20 einer beispielsweise Versuchsanordnung erklärt. Es wurden vier Drucksensoren auf einer Auflageplatte mit der Hautoberfläche in Auflageberührung gebracht, und zwar am Unterarm in der Nähe des Handgelenks, gegenüber der Stelle, an welcher eine Armbanduhr getragen wird und wo
25 man üblicherweise den Puls abgreift. Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass weitere Versuche gezeigt haben, dass die Drucksensoren bzw. der Drucksensor auch an anderen geeigneten Stellen angebracht werden können, beispielsweise dort wo üblicherweise die Armbanduhr
30 getragen wird, am Oberarm oder am Bein u.s.w.

- 11 -

Mit den genannten Drucksensoren wurde der Druck auf der Hautoberfläche gemessen, welcher den transmuralen Druck als Partialdruck enthält. Gesondert davon wurde an dieser Mess-Stelle der Puls ermittelt, indem mit einem
5 Infrarostsender Infrarotstrahlung in das Gewebe gesandt wurde und die Reflexion detektiert wurde. Es konnte gezeigt werden, dass die Druckwellen des Pulses mit den Druckwerten, die von den vier Drucksensoren gemessen wurden, korrelierten. Man konnte daher stets anhand der
10 Pulskurve auf der Druckwertkurve lokalisieren, wo der diastolische und wo der systolische Druck abgebildet wird. Dieses Bild erlaubte aber bloss eine qualitative Interpretation. Noch war der Blutdruck ein in den gemessenen Druckwerten enthaltener, überlagerter Wert. Zur
15 Überprüfung der absoluten Werte konnte freilich nicht am gleichen Arm des Probanden auf konventionelle Art gemäss Riva Rocci mit einer Druckmanschette am linken Oberarm der Blutdruck bestimmt werden. Vielmehr wurden die gemessenen Daten mit jenen einer oszillometrischen Messmethode
20 verglichen.

In Fig. 1 ist ein Gerät dargestellt, das wie eine Armbanduhr getragen werden kann. Eine Auflageplatte 10, diese bildet hier ein Gehäuse 12, ist in ein Armband 14 integriert, welches mit einem nicht näher dargestellten Verschluss 16
25 ausgerüstet ist, und die Auflageplatte 10 kommt beim Tragen beispielsweise auf der Stelle des Unterarms zu liegen, welcher der normalerweise getragenen Armbanduhr gegenüberliegt und wo man üblicherweise den Puls abgreift; wie weiter oben erwähnt sind jedoch andere Stellen auch
30 möglich.

- 12 -

Die Auflageplatte 10 soll gleichmässig und mit möglichst gelichbleibenden Anpressdruck an dieser Stelle am Unterarm anliegen. Das Armband 14 ist mit einem Dehnungssensor 18 ausgestattet, welcher ein Mass für die Bandspannung 5 erfasst. Wenn das Armband 14 infolge einer temperaturbedingten oder infolge körperlicher Aktivität ausgelösten Schwellung des Armes gedehnt wird, so wird das vom Dehnungssensor 18 registriert und kann in der Messung kompensiert werden. Auf der Oberseite oder seitlich an der 10 Auflageplatte ist ein Drucksensor 20 (Luftdrucksensor) zur Ermittlung des aktuellen Atmosphärendruckes vorhanden. Auf der Oberseite der Auflageplatte 10 weist diese einen Display 22 zur Anzeige des gemessenen diastolischen und systolischen Blutdruckes auf, sowie eine optische 15 Warnleuchte 24. Ausserdem sind die Eingabetasten 26 abgeordnet.

Auf der Unterseite der Auflageplatte 10 und somit hier nicht einsehbar sind mehrere Drucksensoren 28 angeordnet, sodass sie mit ihrer sensitiven Seite gegen unten, das 20 heisst gegen die Haut des Trägers, gerichtet sind. Ebenfalls auf der Unterseite ist ein Infrarot-Sensor 30 integriert, mit zugehörigem Detektor 32, sodass Infrarotlicht in die Haut des Trägers abgebar ist, und die Reflexion detektierbar ist. Im innern der 25 Auflageplatte 10 ist eine integrierte Schaltung untergebracht, die im Folgenden näher beschrieben wird.

In Figur 2 ist ein Schema der Messanordnung und dieser elektronischen Schaltung gezeigt. Links unten sieht man die vier Drucksensoren 28 mit einer Sensitivität von 0 bis 30 1,5 bar. Sie enthalten beispielsweise je einen Piezokristall, sodass bei Druckbeaufschlagung eine

- 13 -

Spannung abgegeben wird, die linear mit dem Druckwert verläuft. Ein weiterer Drucksensor, der Luftdrucksensor 20, misst den gerade herrschenden Atmosphärendruck. Die von diesen Drucksensoren 28 und dem Luftdrucksensor 20
5 abgegebenen Signale in Form von Spannungen gehen dann an einen AD-Converter 34 und von dort weiter an einen Mikroprozessor 36. Der Mikroprozessor 36 lässt sich über die Eingabetasten 26 bedienen, und seine Output-Werte können auf einem Display 22 zur Anzeige gebracht werden.
10 Weiter ist der Mikroprozessor 36 mit einem RF-Interface 38 verbunden, sowie einem USB-Interface 40 zum Auslesen der Daten auf einen externen Computer. Der Mikroprozessor 36 ist ausserdem mit einem Speicher 42 verbunden, sowie mit einer Stromversorgung 44 (Batterie und Netzanschluss).
15 Ausserdem ist ein Beschleunigungssensor 46 angeschlossen, dessen elektrische Signale an den Mikroprozessor 36 geliefert werden. Unterhalb des Mikroprozessors 36 ist der Infrarot-Sender 30 sowie der zugehörige Infrarot-Detektor 32 für die Messung der Pulse dargestellt. Mit 48 ist ein
20 Verstärker zur Ansteuerung des Infrarot-Senders 30 und ein DA-Wandler bezeichnet.

An 15 Patienten, nämlich 5 Frauen und 10 Männern im Alter zwischen 27 und 59 Jahren wurde der Blutdruck mittels der vorliegenden Einrichtung und des vorliegenden Verfahrens
25 gemessen, das heisst mit den vier Drucksensoren 28 wie in Figur 1 gezeigt, und diese wurden 5cm weg vom linken Handgelenk platziert bzw. mittels der Auflageplatte 10 angelegt, gegenüber der Stelle wo man die Armanduhr trägt, und die gewonnenen Werte wurde verglichen mit den Werten
30 einer gleichzeitig vorgenommenen oszillometrischen Messung am rechten Oberarm, vorgenommen mit einem Gerät Acutron Mindray SV 800. Die Messungen wurden dabei in entspannter

- 14 -

Sitzposition durchgeführt, einmal in völlig entspanntem, ausgeruhtem Zustand des Probanden, und einmal nach leichter körperlicher Anstrengung. Dabei wurden die Einzelmessungen über je 30 Sekunden durchgeführt, und zwar
5 einmal in entspannter Sitzposition, einmal bei zugehaltener Nase und Mund und Einpressens von Atemluft in dieselben (Valsalva-Methode), einmal bei gleichzeitigem Fingertrommeln und einmal bei isometrischer Anspannung der Unterarm-Muskulatur, und schliesslich einmal bei
10 fortwährender Pumpebewegung mit den Fingern (Hand zu Faustballen und nach 30 Sekunden wieder lösen). Die Messergebnisse mit den Drucksensoren 28 (die Druckersignale) lagen zunächst in Millivolt vor. Weil keine Manschette zum Einsatz kam, ist der vorgenommene
15 Vergleich nicht kompatibel mit den Forderungen der British Hypertension Society BHS oder auch der American Association for the Improvement of Scientific Apparatus AASI.

Die Figur 3 zeigt die Messergebnisse der vier Drucksensoren 28 in Millivolt anhand einer Wertetabelle,
20 erfasst über eine Periode von 67 Sekunden. Ausserdem enthält diese Tabelle die Werte des zusätzlichen Beschleunigungssensors 46, sowie die gemessene Hauttemperatur und einen Referenzwert für die Sensortemperatur. In der hintersten Spalte ist der
25 Druckwert des zusätzlichen Luftdrucksensors 20 angegeben. Insgesamt wurden 225 Messungen mit beiden Methoden durchgeführt und verglichen, also mit der konventionellen oszillometrischen wie auch der neuen, Drucksensorbasierten Methode. 108 dieser Vergleich wurden genauer
30 untersucht. Es ist klar, dass weitere Messungen nötig sind, mit Personen verschiedenen Geschlechts, Alters,

Grösse, Gewicht, initialem Blutdruckwerten, Armlängern etc.

Die Figur 4 zeigt die Messergebnisse der vier Drucksensoren in Millivolt, aufgetragen gegen die Zeit. Man erkennt daran, dass jeder Wert getreulich zwischen lokalen Maxima und Minima schwankt, zwischen ca. 0.319mV und ca. 0.388 mV, und dass diese Peaks der vier Graphen miteinander zeitlich korrelieren. Von diesen vier Blutdruckkurven wurde jene mit den zweitniedrigsten Absolutwerten (Drucksensor 2) um den diastolischen Blutdruck und den dazugehörigen höheren systolischen Werten ausgewählt, und jene Kurve mit den höchsten Absolutwerten um den diastolischen Blutdruck (Drucksensor 4) und dem dazugehörigen höheren systolischen Blutdruck. Die Werte lassen sich ausmitteln und man erhält eine Schwankungskurve für den Druckwert, welcher den transmuralen Druck enthält.

Die oszillometrisch gemessenen Blutdruckwerte sowie die Drucksensorwerte in Millivolt wurden für jede 30-Sekunden-Periode verglichen und in Korrelation zueinander gebracht. In Figur 5 ist aufgezeigt, wie diese gemittelten Messwerte für den systolischen Druck graphisch dargestellt mit den Ergebnissen einer oszillometrischen Messung des Blutdruckes zwischen 97 und 214mm Hg korrelieren. Und Figur 6 zeigt die Korrelation für den diastolischen Blutdruck zwischen 96 und 107mm Hg. Für den unteren, diastolischen, wie auch für den oberen, systolischen Blutdruckwert liess sich also eine lineare Funktion ermitteln. Dabei konnten die zu erwartenden Unterschiede in Bezug auf die Messungen der durch entspannte und

- 16 -

angespannte Muskeln verursachten Grundspannung festgestellt werden.

Dasselbe trifft auch zu für den Vergleich der beiden Blutdruckwerte wie in Figur 7 gezeigt. Hier sind die
5 Messwerte für den systolischen und den diastolischen Druck graphisch dargestellt, in Korrelation zu den Ergebnissen einer oszillometrischen Messung des Blutdruckes. Es können drei verschiedene Ansammlungen von Messpunkten identifiziert werden. Eine im Bereich eines erhöhten
10 Blutdruckes um bis zu 214mm Hg. Eine zweite Ansammlung von Messpunkte liegt im Bereich von ca. 145mm Hg, und eine dritte um 60 bis 120mm Hg. Die Linearität zwischen den Werten, die von den Drucksensoren 28 gewonnen wurden und jenen aus den oszillometrischen Werten bleibt unverändert
15 und die Schwankungen der Messwerte liegen in einem schmalen Band.

Die Beziehung zwischen der als Referenz benützen oszillometrischen Methode und der Drucksensor-basierten Methode erscheint sehr präzise zu sein, mit einer
20 deutlichen Linearität der Beziehung. Die Drucksensor-basierten Methode ist vielversprechend mindestens für Messungen am ruhenden oder nur leicht körperlich aktiven Probanden.

Bemerkenswert ist, dass kein qualitativer Unterschied
25 zwischen den Vergleich beim systolischen und diastolischen Blutdruck festgestellt wurde. Die Ermittlung des diastolischen Blutdruckes, welcher generell schwieriger zu messen ist, erweist sich daher mit dieser Drucksensor-Methode als nicht anspruchsvoller als die Messung des
30 systolischen Blutdruckes. Der Puls wie auch die

- 17 -

Blutdruckkurve mit ihrem typischen Anstieg und der sogenannten C-Welle im Abfall sind deutlich identifizierbar. Das kann auch Rückschlüsse auf den Zustand der Blutgefäße erlauben. Während herkömmlich
5 oszillometrische Geräte eine 30-Sekunden Periode für eine Messung der Blutdruckes benötigen, ist im diesem Drucksensor-Gerät und Verfahren eine Messung von Herzschlag zu Herzschlag möglich, das heisst eine kontinuierliche Messung und somit Überwachung rund um die
10 Uhr. Sobald gewisse einstellbare Werte überschritten werden, kann ein akustisches oder optisches Signal am Gerät, oder via die Schnittstellen ein externer automatischer Alarm ausgelöst werden.

Unter Berücksichtigung der Werte des Beschleunigungs-
15 sensors 46 können die Messwerte auch für einen Probanden in Bewegung kompensiert werden, also wenn der Proband etwa geht und seine Arme schwingt oder wenn er sitzt und seine Arme schwingt oder wenn er sitzt und seine Arme bewegt, etwa bei normaler Bürotätigkeit. Es versteht sich, dass
20 die gemessenen Spannungswerte in jedem Einzelfall am Träger eines derartigen Gerätes justiert und regelmässig überprüft werden müssen. Aber durch das Tragen eines Gerätes, das auf dieser Basis funktioniert, kann der Blutdruck soweit laufend gemessen werden, dass eine
25 überraschender Ausschlag insbesondere nach oben, aber auch nach unten feststellbar wird.

Fig. 8 zeigt eine weitere Ausführungsform des erfindungsgemässen Geräts mit dem Gehäuse 12 und dem an diesem in der Art einer Armbanduhr angelehnten Armband 14. Das
30 Gehäuse 12 weist auf der Unterseite die Auflageplatte 10 und auf der Oberseite ein Abdeckglas 50 auf, unterhalb

- 18 -

welchem sich das Display 22 befindet. Vier Eingabetasten 26 sind mantelsseitig des Gehäuses 12 angeordnet. Weiter befindet sich mantelsseitig der Stecker des USB-Interfaces 40.

- 5 Im Armband 14 befindet sich ein Bandspannungssensor 18' in Form des Dehnungssensors 18. Mittels des Verschlusses 16, lässt sich das Gerät an der geeigneten Stelle der Extremität ortsfest anbringen. In bevorzugterweise ist der Verschluss 16 als Stufenverschluss ausgebildet, um die
- 10 Spannung, mit welchem das Armband 14 bzw. verallgemeinert das Band, stufenweise fester angezogen und stufenweise loser angezogen werden kann.

Die übrigen im bzw. am Gehäuse 12 angeordneten Elemente sind weiter unten im Zusammenhang mit der Beschreibung der

15 Fig. 9 -16 erwähnt.

Fig. 9 zeigt in Untersicht das Gehäuse 12, somit die Unterseite der den Boden des Gehäuses 12 bildenden Auflageplatte 10. Dieser Auflageplatte 10 sind drei Drucksensoren 28 und ein Anlagedrucksensor 52 zugeordnet.

20 Dieser Anlagedrucksensor 52 kann anstelle des Bandspannungssensors 18' vorhanden sein. Ist jedoch ein Bandspannungssensor 18' vorhanden, kann anstelle des Anlagedrucksensors 52 ein vierter Drucksensor 28 vorgesehen werden.

25 Im in der Fig. 9 gezeigten Ausführungsbeispiel sind die drei Drucksensoren 18 und der Anlagedrucksensor 52 annähernd in den Ecken eines Rhombus angeordnet und in einem Abstand zum Rand der Auflageplatte 10.

- 19 -

Fig. 10 zeigt in gleicher Darstellung wie Fig. 9 eine lineare Anordnung von zwei Drucksensoren 28 und dem Anlagedrucksensor 52 bzw. drei Drucksensoren 28, falls ein Bandspannungssensor 18' vorhanden ist. Die drei Sensoren befinden sich in einer Reihe entlang einer Geraden, welche sich in Längsrichtung des Armbands 14 und mittig der Auflageplatte 10 erstreckt.

Wie dies der Fig. 11 entnehmbar ist, besteht im gezeigten Ausführungsbeispiel der Unterschied zwischen den Drucksensoren 28 und dem Anlagedrucksensor 52 darin, dass letzterer weniger als, vorzugsweise etwa die Hälfte wie die Drucksensoren 28 über die freie Oberfläche der Auflageplatte 10 vorsteht.

Zwischen etwa 0.5 mm und etwa 1 mm über die Auflageplatte 10 vorstehende Drucksensoren 28 ergeben, wie dies Versuche gezeigt haben, gute Messresultate und erlauben ein angenehmes Tragen des Geräts.

Im Innern des Gehäuses 12 befindet sich eine Printplatte 54, auf welcher die elektronische Schaltung und die piezoresistiven Sensorelemente 56 der Drucksensoren 28 und des Anlagedrucksensors 52 angeordnet sind. Weiter weisen die Drucksensoren 28 und der Anlagedrucksensor 52 Druckstößel 58 auf, die die Auflageplatte 10 rechtwinklig zu dieser frei bewegbar durchdringen und mit ihrer im Gehäuse 12 angeordneten Stirnseite mit den zugeordneten Sensorelement 56 zusammenwirken. Zu Abdichtungszwecken kann zwischen den Sensorelementen 56 und den Druckstößeln 58 eine Abdichtungsmembrane vorhanden sein, um das Eindringen von Schmutzpartikel oder Wasser zur elektronischen Schaltung zu verhindern. Die Druckstößel

- 20 -

58 sind an ihren äusseren freien Enden vorzugsweise pilzkopffartig abgerundet ausgebildet, um Druckstellen und Verletzungen des Benutzers des Geräts zu verhindern.

Diesbezüglich sind selbstverständlich viele unterschiedliche Lösungen denkbar.

Die Fig. 12 und 13 zeigen eine als Kette ausgebildete Ausführungsform des Bandes 14. Sie weist zwei je als Gelenk-Kette, beispielsweise als Gallsche Gelenk-Kette, ausgebildete Abschnitte 62, 64 auf. Der Abschnitt 62 ist
10 einerends an das Gehäuse 12 angelenkt und ist dazu bestimmt, mit seinen Bolzen 66 in seinem dem Gehäuse abgewandten Endbereich mit einem Haken 68 und einer Sicherungszunge 70 des Verschlusses 16 zusammenzuwirken. Dieser klappenartige, aus der Uhrenindustrie allgemein
15 bekannte Verschluss 16 ist am letzten Haken 68 des Abschnitts 64 schwenkbar befestigt. Der Abschnitt 64 ist mit seinen dem Verschluss 16 abgewandten Ende entweder am Gehäuse 12 oder an einem Bandspannungssensor 18' angelenkt, wie dies im Zusammenhang mit den Fig. 14 und 15
20 zu beschreiben sein wird.

Die in den Fig. 12 und 13 gezeigte Ausführungsform des Bandes 14 erlaubt in der Art eines Stufenverschlusses das Band 14 in konkreten Schritten enger anzuziehen und zu lösen. Anstelle der gezeigten Ausführung des Verschlusses
25 16 ist als Stufenverschluss auch ein Verschluss denkbar, wie er von Skischuhen her oder aus der Uhrenindustrie her bekannt ist.

Der Abschnitt 62 bzw. der entsprechende Abschnitt des Bandes 14 wird in bekannter Art und Weise an

- 21 -

Befestigungsösen 72 des Gehäuses 12 angelenkt. Um insbesondere bei praktisch unelastischer Ausführungsform des Bandes 14 die Spannung messen zu können, mit welcher das Band 14 angezogen ist, kann der Abschnitt 64 bzw. der
5 entsprechende Abschnitt des Bandes 14 an einen Bandspannungssensor 18' angelenkt sein, wie er in den Fig. 14 und 15 gezeigt ist.

Diese Ausführungsformen des Bandspannungssensors 18' weisen einen C- bzw. U-förmigen Bügel 74 auf. Die beiden
10 zueinander parallelen Schenkel 76 des Bügels 74 bilden Befestigungsösen zur Anlenkung des Abschnitts 64 der Kette bzw. des entsprechenden Abschnitts des Bandes 14. Die beiden Schenkel 76 sind durch die Mantelwand 78 des Gehäuses 12 in ihrer Längsrichtung frei beweglich
15 hindurchgeführt und im Innern des Gehäuses 12 über einen Steg 80 fest miteinander verbunden. Zwischen dem Steg 80 und der Mantelwand 78 wirkt eine Druckfeder 82.

Bei der in der Fig. 14 gezeigten Ausführungsform wirkt zwischen dem Steg 80 und der Mantelwand 78 ein
20 Wegaufnehmer 84. Dieser erzeugt - in Abhängigkeit der Kompression der Druckfeder 82 - ein elektrisches Bandspannungssignal in Abhängigkeit von der Spannung, mit welcher das Band 14 bzw. die Kette angezogen ist.

Bei der in der Fig. 15 gezeigten Ausführungsform ist auf
25 der Druckfeder 82 selber ein DMS-Steifen 86 angeordnet, um ein elektrisches Bandspannungssignal in Abhängigkeit von der Kompression der Druckfeder 82 zu erzeugen.

- 22 -

Die in der Fig. 16 gezeigte Ausführungsform der elektronischen Schaltung 60 ist sehr ähnlich jener gemäss Fig. 2.

Die elektrischen Drucksignale der beispielsweise vier Drucksensoren 28, das elektrische Bandspannungssignal des Bandspannungssensors 18' und das elektrische Luftdruck-Outputsignal des Luftdrucksensors 20 werden dem AD-Converter 34 (analog/digital-Wandler) zugeführt, welcher die entsprechenden gewandelten Signale dem Mikroprozessor 36 zuleitet. An dieser Stelle sei vermerkt, dass auf den Luftdrucksensor 20 verzichtet werden kann, wenn die Drucksensoren 28 und gegebenenfalls der Anlagedrucksensor 52 nicht als Absolutdrucksensoren sondern als Relativdrucksensoren ausgebildet sind. Das Luftdruck-Outputsignal wird im Mikroprozessor 36 zur Luftdruckabhängigen Korrektur der Drucksignale bzw. des Anlagedrucksignals verwendet, um entsprechende vom Luftdruck unabhängige Signale für die Weiterverarbeitung zu erhalten. Falls anstelle des Bandspannungssensors 18' oder zusätzlich zu diesem ein Anlagedrucksensor 52 vorhanden ist, wird auch dessen Anlagedrucksignal den AD-Converter 34 und von diesem den Mikroprozessor 36 zugeführt.

An den Mikroprozessor 36 sind weiter, in allgemein bekannter Art und Weise, das USB-Interface 40, der Speicher 42 und die Stromversorgung 44, vorzugsweise mit einer Batterie oder einem Akkumulator, angeschlossen.

Vorzugsweise sind ein Beschleunigungssensor 46 und ein RF-Interface 38 vorhanden, welche ebenfalls an den Mikroprozessor 36 angeschlossen sind.

- 23 -

Weiter ist, falls vorhanden, der Sender des Infrarotsensors 30 über den Verstärker und DA-Wandler 48 mit dem Mikroprozessor 36 verbunden. Die gegebenenfalls vorhandenen, im gezeigten Beispiel drei Detektoren 32 des Infrarotsensors 30 geben ihre Outputsignale an den AD-
5 Converter 34 und über diesen an den Mikroprozessor 36 ab.

Weiter sind auch die Eingabetasten 26 und das Display 22 mit dem Mikroprozessor 36 verbunden.

Der Vollständigkeit halber sei erwähnt, das auch ein
10 Temperatursensor 88 vorhanden sein kann, dessen elektrisches Signal über den AD-Converter 34 dem Mikroprozessor 36 zugeführt wird. Der Temperatursensor 88 kann beispielsweise dazu dienen, die Temperatur des Probanden an der Messstelle und/oder die Temperatur in der
15 elektronischen Schaltung 60 zu messen, um Informationen über die Temperatur des Probanden zu erhalten oder allenfalls Temperaturabhängige Signale zu korrigieren oder das Erreichen und Einhalten der Betriebstemperaturen zu überwachen. Weiter kann an den Mikroprozessor ein
20 optischer oder akustischer Alarmgeber 90 angeschlossen sein. Selbstverständlich ist es denkbar, einen optischen Alarmgeber in das Display 22 zu integrieren.

Die elektronische Schaltung besitzt ein Eingabeorgan 92, dieses kann einzelweise oder in Kombination durch die
25 Eingabetasten 26, das RF-Interface 38 und das USB-Interface 40 gebildet sein. Das Eingabeorgan 92 dient der Eingabe von Befehlen und extern ermittelten Werten, worauf im Zusammenhang mit der Beschreibung der Flussdiagramme in Fig. 17, 18 und 20 einzugehen ist. Das USB-Interface 40
30 dient weiter der Verbindung zu einem externen Computer für

die Programmierung des Mikroprozessors 36 und gegebenenfalls zur Übermittlung von mittels des Gerätes erfassten Daten zur weiteren Auswertung an den Computer. Entsprechendes trifft für das RF-Interface 38 zu.

5 Schlussendlich weist die elektronische Schaltung 60 auch ein Ausgabeorgan 94 auf. Dieses kann einzelweise oder in Kombination durch das Display 22, das RF-Interface 38 und das USB-Interface 40 gebildet sein. Das Display 22 dient der Anzeige der Messergebnisse, von Alarmen, von Zuständen
10 und Anweisungen zur Bedienung. Das RF-Interface 38 und USB-Interface 40 dienen als Ausgabeorgan der Übertragung von ermittelten und gegebenenfalls internen Daten an den externen Computer.

Die Bedienung und Funktionsweise des Geräts sowie die
15 erfindungsspezifische Verarbeitung der Signale im Mikroprozessor 36 geht aus den in den Fig. 17, 18 und 20 gezeigten Flussdiagrammen hervor. Das Flussdiagramm der Fig. 17 gibt einen Überblick über die wichtigsten Schritte nach dem Anlegen des Gerätes an die geeignete Stelle auf
20 der Haut des Körpers, bis nach Beendigung der gewünschten Messungen des Blutdrucks.

Nachdem das Gerät (Fig. 1 oder 8) an einer geeigneten Stelle an einer Extremität angebracht worden ist und das die Extremität umschlingende Band 14 derart angezogen
25 worden ist, dass das Gerät angenehm und verrutschfest an der Stelle sitzt, wird das Gerät, beispielsweise durch Drücken der Eingabetaste 26 „START“, eingeschaltet. Dadurch werden interne Messungen, wie Stabilitätsmessungen und Funktionskontrollen gestartet.

- 25 -

Sobald diese erfolgreich abgeschlossen sind, geht der Mikroprozessor 36 zu einer die Benutzerinformation Initialisierung betreffende Routine „Benutzerinformation Init“ weiter. Dabei überprüft der Mikroprozessor 36
5 beispielsweise, ob die Umgebung stabil ist, insbesondere ob die mittels des Temperatursensors 88 ermittelte, in diesem Fall interne Temperatur des Gerätes stabil ist. Es wird bereits das Drucksignal des bzw. der Drucksensoren 28 ausgewertet und wird die ermittelte Pulsrate zusätzlich
10 zum Kommentar „Warten auf stabile Temperatur“ am Display 22 angezeigt.

Sobald der Mikroprozessor 36 stabile Bedingungen feststellt, wird entschieden, ob eine Kalibration nötig ist oder nicht. Das Gerät selber entscheidet sich für eine
15 Kalibration beispielsweise wenn es das erste Mal verwendet wird, wenn es seit einer bestimmten längeren Zeit nicht mehr verwendet worden ist, wenn Werte, beispielsweise zu Korrektur- und Untersuchungsfunktionen, nicht vorhanden sind oder als nicht zuverlässig erkannt werden u.s.w.
20 Dieser Entscheid kann jedoch gegebenenfalls auch durch eine bedienende Person oder den Benutzer gefällt werden (falls diese Option vorgesehen ist), wozu auf dem Display 22 eine entsprechende Frage erscheint. Durch Drücken der Eingabetaste 26 „JA“ wird eine Kalibration initialisiert,
25 wonach eine „Korrektur Armbandspannung Routine“ und dann eine Routine „Ermittlung Umrechnungsfaktoren auf mmHg“ durchlaufen werden, wonach die kontinuierliche Messung des Blutdrucks mit der Berechnung der Messwerte im Mikroprozessor 36 startet. Auf die „Korrektur
30 Armbandspannung Routine“ und die Routine „Ermittlung Umrechnungsfaktoren auf mmHg“ wird im Zusammenhang mit den Fig. 18 - 21 näher eingegangen.

- 26 -

Ist jedoch keine Kalibration nötig, wird dies durch das Drücken der Eingabetaste 26 „NEIN“ bestätigt.

Ist keine Kalibration nötig, durchläuft das Gerät die Routine „Benutzerinformation Messung vorbereiten“. Dabei
5 erscheint am Display der Hinweis „Normale Armbandspannung:“; dies bedeutet, dass eine normale (mittlere) Armbandspannung vorhanden sein sollte und es wird ein vorbestimmter minimal zulässiger, ein vorbestimmter maximal zulässiger und der aktuelle Wert der
10 Armbandspannung angezeigt. Die Armbandspannung ergibt sich aus dem Bandspannungssignal des Bandspannungssensors 18' oder, falls kein solcher vorhanden ist, aus dem Anlagedrucksignal des Anlagedrucksensors 52. Der Mikroprozessor 36 prüft, ob der Wert in einem gültigen
15 Bereich zwischen dem minimal und maximal zulässigen Wert liegt, und initialisiert, falls dies nicht zutrifft, mittels der Anzeige am Display dass das Band 14 stärker oder weniger stark anzuspannen ist. Dieser Schritt wird wiederholt, bis die gemessene Armbandspannung bzw. der
20 gemessene Anlagedruck im gültigen Bereich liegt. Sobald dies der Fall ist, beginnt die kontinuierliche Messung des Blutdrucks mit der Berechnung der Messwerte.

Die Abfrage der Signale der Sensoren erfolgt in bevorzugterweise mit einer Rate von etwa 40 Hz. Dies
25 ermöglicht eine sehr genaue Auswertung der gemessenen Druck-, Temperatur- und Beschleunigungssignale.

In der Routine „Berechne Messwert“ wird neben der Errechnung der Pulsrate, des Blutdrucks (Systole und Diastole), der Temperatur und des Luftdrucks auch laufend
30 überprüft, ob stabile Verhältnisse vorliegen. Dies

- 27 -

beispielsweise durch Überprüfung auf Plausibilität und, ob die Messwerte bzw. deren Änderungen innerhalb von vorgegebenen Grenzwerten liegen. Werden nicht stabile Verhältnisse über eine bestimmte Zeit festgestellt, dann
5 initialisiert der Mikroprozessor 36 den Alarmgeber 90, um den Benutzer oder die Bedienungsperson darauf aufmerksam zu machen.

Liegen stabile Verhältnisse vor, werden die jeweils errechneten Messwerte, Pulsrate, Blutdruck (Systole und
10 Diastole), Temperatur- und Luftdruck am Display 22 angezeigt, was in der Routine „Benutzerinformation Messung“ erfolgt.

Ist das Ende der Messung gewünscht, wird die entsprechende Eingabetaste 26 betätigt. Dadurch werden die internen
15 Messungen im Gerät gestoppt („Stoppe interne Messungen“).

Es ist möglich, berechnete Messwerte und die Korrekturfunktionen im Speicher 42 gespeichert zu halten, wenn anschliessend das Gerät abgeschaltet wird.

Es sei auch erwähnt, dass die Eingaben und die Anzeigen
20 über einen externen Computer erfolgen können, wenn dieser, beispielsweise über das USB-Interface 40, am Gerät angeschlossen ist bzw. bleibt.

Anhand der Fig. 14 wird nun die Ermittlung der Korrekturfunktion für die Armbandspannung mittels der
25 „Korrektur Armbandspannung Routine“ beschrieben. Nach dem Start dieser Routine erfolgt der Schritt „Benutzerinformation Kalibration 1“, bei welchem das Bandspannungssignal des Bandspannungssensors 18' bzw. das

Anlagedrucksignal des Anlagedrucksensors 52 ausgewertet wird. Dazu erscheint am Display 22 der Kommentar „Lockere Armbandspannung“ und werden ein vorbestimmter minimal und ein vorbestimmter maximal zulässiger sowie der aktuelle Wert angezeigt. Liegt der aktuelle Wert oberhalb des maximal zulässigen Werts, muss die Bedienperson der Benutzer das Band 14 mittels des Verschlusses 16 lockern, bis der aktuelle Wert im zulässigen Bereich liegt. Entsprechend muss das Band 14 stärker angezogen werden, wenn der aktuelle Wert unterhalb des minimal zulässigen Werts liegt. Der Mikroprozessor 36 prüft, ob der aktuelle Wert innerhalb des gültigen Bereichs zwischen dem Minimal- und Maximalwert liegt.

Mit Hilfe der Signale des Beschleunigungssensors 46, es handelt sich dabei vorzugsweise um einen 3-Achs-Beschleunigungssensor, stellt der Mikroprozessor 36 sicher, dass alle Kalibrationsmessungen in ruhiger und gleicher Haltung der Messstelle durchgeführt werden.

Liegt der gemessene Wert innerhalb des gültigen Bereichs, geht der Mikroprozessor 36 zum Schritt „Benutzerinformation Kalibration 2“. Zu Beginn dieses Schrittes wird die letzte Messung der Armbandspannung bzw. des Anlagedrucks gespeichert, zusammen mit den Drucksignalen der Drucksensoren 28. Anschliessend wird am Display der Kommentar „Starke Armbandspannung!“ initialisiert und werden der entsprechende vorbestimmte minimale und vorbestimmte maximale sowie der aktuell gemessene Wert angezeigt. Der Benutzer bzw. eine Bedienungsperson hat das Band 14, vorzugsweise schrittartig, stärker anzuziehen, bis die Überprüfung des Wertes mittels des Mikroprozessors 36 und somit die

- 29 -

Anzeige ergibt, dass er innerhalb des gültigen Bereichs zwischen dem maximalen und dem minimalen Wert liegt.

Liegt das Bandspannungssignal bzw. das Anlagedrucksignal innerhalb des gültigen Bereichs, geht der Mikroprozessor
5 36 zum Schritt „Benutzerinformation Kalibration 3“. Zu Beginn dieses Schrittes wird die vorgängige letzte Messung bei starker Bandspannung gespeichert, nämlich das Bandspannungssignal bzw. Anlagedrucksignal und die gleichzeitig gemessenen Drucksignale der Drucksensoren 28.

10 Dann erscheint am Display der Kommentar „Normale Armbandspannung“ und werden entsprechende vorbestimmte maximal und minimal zulässige Werte und der aktuell gemessene Wert angezeigt. Der Benutzer bzw. eine Bedienperson muss mittels des Verschlusses 16 dann die
15 Spannung des Bandes 14 wieder reduzieren, bis der Mikroprozessor 36 feststellt, dass der aktuelle Wert innerhalb eines gültigen Bereiches liegt, was am Display 22 sichtbar gemacht wird.

Hat die Prüfung mittels des Mikroprozessors 36 ergeben,
20 dass der aktuelle Wert innerhalb des zulässigen gültigen Bereichs liegt, erfolgt der Schritt „Benutzerinformation Kalibration 4“. Dabei wird die letzte Messung bei normaler Armbandspannung gespeichert, d.h. werden das betreffende Bandspannungssignal bzw. Anlagedrucksignal und die
25 gleichzeitig gemessenen Drucksignale der Drucksensoren 28 gespeichert. Hier sei erwähnt, dass während der Ausführung der „Korrektur Armbandspannung Routine“ darauf zu achten ist, dass das Gerät (insbesondere die Drucksensoren 28 und gegebenenfalls der Anlagedrucksensor 52) an Ort und Stelle

- 30 -

verbleiben und der Benutzer sich so verhält, dass sein Blutdruck möglichst konstant ist.

Aus den für die lockere Armbandspannung, die starke Armbandspannung und die normale Armbandspannung gemessenen
5 Werten, wird für die spätere Korrektur der Armbandspannung eine Korrekturfunktion errechnet, wie dies anhand der Fig. 19 im Folgenden beschrieben wird.

In Fig. 19 gibt die Abszisse die gemessene Spannung (in Volt) des Bandspannungssignals bzw. des Anlagedrucksignals
10 an. Die Ordinate betrifft die gemessene Spannung (in Volt) des nullpunktkorrigierten Drucksignals der Drucksensoren 28. Der besseren Übersichtlichkeit halber sind in der Fig. 19 nur die aus dem Drucksignal eines einzigen Drucksensors 28 an einem Testbenutzer ermittelten Werte der Systole
15 (Raute) und Diastole (Quadrat) in Abhängigkeit des Bandspannungssignals bzw. Anlagedrucksignals zu den drei oben beschriebenen Kalibrationsschritten (lockere Armbandspannung, normale Armbandspannung und starke Armbandspannung
aufgetragen. Aus diesen
20 Kalibrationsmesswerten lässt sich mittels linearer Regression eine Korrekturfunktion (für jeden Drucksensor 28) ermitteln, welche in der Fig. 19 (für den bestimmten Drucksensor 28) für Diastole mit einer ausgezogenen Geraden und für die Systole mit einer gestrichelten
25 Geraden dargestellt ist.

Für die Diastole wird mittels der linearen Regression eine Korrekturfunktion

$$\Delta y_d = k_d * x + d_d$$

- 31 -

und für die Systole eine Korrekturfunktion

$$\Delta_{ys} = k_s * x + d_s$$

ermitteln, wobei x die Bandspannung bzw. der Anlagedruck in Millivolt und die Faktoren k_d bzw. k_s die Steigung und
5 die Faktoren d_d bzw. d_s den Offset und Δ_{yd} bzw. Δ_{ys} den Korrekturwert in Abhängigkeit der Bandspannung bzw. des Anlagedrucks angeben.

Im gezeigten Beispiel wurden für die Systole die Korrekturfunktion $\Delta_{ys} = 0.208x + 0.053$ und für die
10 Diastole die Korrekturfunktion $\Delta_{yd} = 0.2027x + 0.0517$ errechnet.

Während der Routine „Berechne Messwert“ wird der jeweils aus dem Drucksignal hervorgehende Wert für die Systole und Diastole in Abhängigkeit des Bandspannungs- bzw.
15 Anlagedrucksignals korrigiert, nach der Formel

$$y_d = \text{gemessener Wert der Diastole} - \Delta_{yd}$$

bzw. für die Systole

$$y_s = \text{gemessener Wert der Systole} - \Delta_{ys}.$$

Dadurch erfolgt die Kompensation der Änderung der
20 Bandspannung beispielsweise infolge der Änderung des Umfangs der betreffenden Extremität durch Betätigung, Luftdruckänderung oder dergleichen.

Um aus den über die Korrekturfunktionen für die Armbandspannung korrigierten Werten für die Systole und
25 Diastole die effektiven Blutdruckwerte ermitteln zu

- 32 -

können, ist eine weitere Kalibration notwendig, welche unter der Routine „Ermittlung Umrechnungsfaktoren“ erfolgt und anhand der Fig. 20 näher erläutert wird. Der Vollständigkeit halber sei erwähnt, dass sowohl für diesen

5 Kalibrationsschritt als auch die Ermittlung der Korrekturfunktion für die Armbandspannung davon ausgegangen wird, dass der Blutdruck des Benutzers des Geräts während der Kalibrationszeit konstant bleibt. Dies kann einerseits dadurch gewährleistet werden, dass der

10 Benutzer die gleiche bequeme Lage beibehält und andererseits der Mikroprozessor eine Plausibilitätsüberprüfung der gemessenen Werte anstellt. Andernfalls sind die betreffenden Kalibrationsschritte zu wiederholen.

15 Nach dem Start der Routine „Ermittlung Umrechnungsfaktoren auf mmHg“ erfolgt über das Display 22 unter dem Schritt „Benutzerinformation Kalibration 5“ eine Anzeige „Externe Referenzmessung“. Dies erfolgt nachdem, beispielsweise während 5 Minuten nach den Messungen für die Ermittlung

20 der Bandspannungsabhängigkeit, der Blutdruck mittels des Geräts gemessen worden ist und dabei wenigstens annähernd konstante Werte ermittelt worden sind. Es ist dann mit einer anerkannten Messmethode, beispielsweise mittels eines geeichten oszillatorischen Blutdruckmessgeräts

25 Blutdruck des Benutzers zu messen. Ist das Gerät beispielsweise am Unterarm in der Nähe des Handgelenks angebracht worden, so wird in bevorzugter Weise der Blutdruck mittels des oszillatorischen Blutdruckmessgeräts am Oberarm desselben Arms gemessen.

30 Dann fordert das Gerät im Schritt „Eingabe externer Werte 1“ durch eine entsprechende Anzeige am Display 22 auf, die

- 33 -

extern gemessenen Referenzwerte für Systole und Diastole einzugeben. Diese Eingabe kann entweder über die Eingabetasten 26 erfolgen oder über einen externen, an das Gerät angeschlossenen Computer. Es ist auch denkbar, dass
5 das externe Blutdruckmessgerät direkt mit dem erfindungsgemässen Gerät kommuniziert und so an dieses die gemessenen Referenzwerte Systole und Diastole übermittelt.

Aus den extern mittels der anerkannten oszillatorischen Blutdruckmessung gemessenen Blutdruckwerten (in mmHg) für
10 die Systole und Diastole einerseits und den mittels der Korrekturfunktion Δy_d und Δy_s korrigierten Messwerten des Drucksensors 28 beziehungsweise der Drucksensoren andererseits (in mV) wird eine lineare Kalibrationsfunktion

$$15 \quad P_d = g_d * y_d + o_d$$

für die Diastole und

$$P_s = g_s * y_s + o_s$$

für die Systole ermittelt.

Es wird davon ausgegangen, dass im Normalfall (= keine
20 höhere Genauigkeit) eine 1-Punkt Kalibration für den Offset (o_d und o_s) ausreicht, während die Verstärkungsfaktoren g_d und g_s Drucksensor-spezifische feste Faktoren darstellen. Diese Verstärkungsfaktoren sind im gezeigten Ausführungsbeispiel abhängig von der
25 Empfindlichkeit des betreffenden Sensorelements 56 (mV/mmHg) multipliziert mit einem von den Eigenschaften des betreffend Druckstössels abhängigen Korrekturfaktoren; relevant können sein die Länge, die

Reibungsverhältnisse, die Elastizität/Steifheit, die Dämpfung usw. Folglich sind die Druckstößel 58 möglichst steif ausgebildet um eine gute Sensibilität zu erzielen. Insbesondere wenn das Gerät das erste Mal benutzt wird, reagiert der Mikroprozessor 36 bei der Entscheidung „Höhere Genauigkeit“ mit „Ja“ um die Verstärkungsfaktoren g_d und g_s mittels einer 2-Punkte Kalibration zu ermitteln. Bei weiteren Einsätzen des Geräts kann dann der Benutzer oder die Bedienperson bei dieser Entscheidung durch Drücken der entsprechenden Eingabetaste „Ja“ oder „Nein“ die Art der Kalibration wählen, um die Messgenauigkeit zu erhöhen.

Wird auf „Höhere Genauigkeit gewünscht“ = „Ja“ entschieden, wird die sogenannte 2-Punkt Kalibration durchgeführt. Dazu wird zusätzlich zur weiter oben beschriebenen externen Referenzmessung eine weitere Messung bei geändertem, vorzugsweise höherem Blutdruck durchgeführt. Dazu kann beispielsweise, wie im Schritt „Benutzerinformation Kalibration 5“ angegeben, vom Benutzer ein Ball mit der Hand fest gegriffen werden. Dadurch wird der Blutdruck erhöht und diese Erhöhung wird mittels der Drucksensoren 28 ermittelt. Falls diese Messung vom Mikroprozessor 36 nach vorgegebenen Kriterien (z.B. Stabilität, Blutdruckunterschied) als annehmbar beurteilt wird, speichert er die entsprechenden mittels der Korrekturfunktion korrigierten Werte für die Systole und die Diastole und fordert er durch entsprechende Anzeige am Display 22 zu einer weiteren externen Referenzmessung auf. Diese erfolgt, wie weiter oben beschrieben, beispielsweise mittels des externen oszillatorischen Blutdruckmessgeräts.

- 35 -

Unter dem Schritt „Eingabe externe Werte 2“ wird durch entsprechende Anzeige am Display 22 zur Eingabe der extern ermittelten Referenzwerte für die Systole und Diastole aufgefordert. Die Eingabe erfolgt auf gleiche Art und
5 Weise wie weiter oben im Zusammenhang mit dem Schritt „Eingabe externer Wert 1“ beschrieben.

Der Mikroprozessor 36 überprüft dann, ob eine ausreichende Blutdruckänderung vorliegt oder nicht. Wenn nein, erfolgt wiederum eine neue interne und externe Messung bis eine
10 ausreichende Blutdruckänderung vorgelegen hat. Wenn dies der Fall ist, errechnet der Mikroprozessor 36 aufgrund der mittels der Drucksensoren 28 gemessenen und über die Korrekturfunktion korrigierten Werte für die Systole und Diastole sowie die entsprechenden extern gemessenen
15 Referenzwerte Systole und Diastole die linearen Kalibrationsfunktionen für die Diastole und Systole.

Fig. 21 zeigt ein Beispiel von in dieser Art und Weise ermittelten Kalibrationsfunktionen. Die Abszisse gibt das Drucksignal eines Drucksensors 28 korrigiert über die
20 Korrekturfunktion als Spannung in Volt an. In Richtung der Ordinate sind die betreffenden extern gemessenen Referenzwerte für die Systole und Diastole eingetragen. Die Kalibrationsfunktion für die Diastole ist mit einer ausgezogenen Geraden und jene für die Systole mit einer
25 gestrichelten Geraden dargestellt.

Ist keine „Höhere Genauigkeit“ gefordert, errechnet der Mikroprozessor 36 aus den mit der ersten externen Referenzmessung ermittelten Blutdruckwerten und den entsprechenden mit den Drucksensoren ermittelten und mit
30 der Korrekturfunktion korrigierten Werten für die Diastole

- 36 -

und Systole den Offset od für die Diastole und os für die Systole, wobei die früher ermittelten und gespeicherten Werte die Verstärkungsfaktoren gq und gs verwendet werden.

Nach der Berechnung der Kalibrationsfunktionen kann die
5 kontinuierliche Messung und Berechnung der blutdruckwerte
starten, wie dies im Zusammenhang mit der Fig. 17
beschrieben worden ist. Während der Messung aktiviert der
Mikroprozessor 36 den Alarmgeber 90 im Falle die
Blutdruckwerte Diastole oder Systole obere und untere
10 Grenzwerte überschreiten. Der Vollständigkeit halber sei
erwähnt, dass die über lange Zeit kontinuierlich
ermittelten Blutdruckwerte zusammen mit einer
Zeitinformation im Speicher 42 gespeichert werden können
und diese Daten dann über eines der Interface 38, 40 an
15 einen externen Computer ausgegeben werden können zur
weiteren Auswertung und Archivierung.

Das Gerät kann in der Grössenordnung einer Armbanduhr
gebaut werden. Da weiter zur Messung keine Arterie
okkludiert oder teilokkludiert werden muss, eignet sich
20 das Gerät auch zu kontinuierlichen Überwachung der
Blutdruck- und Pulswerte im Alltagsleben ohne
Einschränkungen für den Benutzer.

Aus den Signalen der Drucksensoren 28 kann der
Mikroprozessor 36 beispielsweise jenes Signal mit den
25 besten Blutdrucksignalen zur Weiterverarbeitung auswählen.
Bei der Ausführungsform mit Drucksensoren 28 und einem
Anlagedrucksensor 52 kann der Mikroprozessor 36 weiter,
aufgrund der entsprechenden Signale, auch bestimmen,
welcher oder welche dieser Sensoren 28, 52 als
30 Anlagedrucksensor 28 eingesetzt wird.

Patentansprüche

1. Gerät zum kontinuierlichen Messen des Blutdrucks eines Benutzers zu Überwachungszwecken, mit mindestens einem Drucksensor (28), der dazu geeignet ist, an einem Ort der externen Oberfläche des Körpers des Benutzers anzuliegen, kontinuierlich den durch den Blutdruck beeinflussten Druck am Ort zu messen und ein entsprechendes elektrisches Drucksignal zu erzeugen, einem Band (14), das dazu geeignet ist, den Körper zu umfassen und den Drucksensor (28) am Ort in sicherer, funktionsfähiger Anlage an der Oberfläche zu halten, einem Anlagedrucksensor (52) oder einem Bandspannungssensor (18'), wobei der Anlagedrucksensor (52) geeignet ist, an der externen Oberfläche des Körpers des Benutzers anzuliegen, kontinuierlich den Anlagedruck zu messen und ein entsprechendes elektrisches Anlagedrucksignale zu erzeugen, und der Bandspannungssensor (18') geeignet ist, die Zugspannung des Bandes (14) kontinuierlich zu messen und ein entsprechendes elektrisches Bandspannungssignal zu erzeugen, sowie einer elektronischen Schaltung (60) mit einer Stromversorgung (44), einem Mikroprozessor (36) zur Ermittlung eines diastolischen und eines systolischen Blutdruckwerts unter Berücksichtigung des Anlagedrucksignals beziehungsweise des Bandspannungssignals, und einem Ausgabeorgan (94) zur Anzeige beziehungsweise Ausgabe der Blutdruckwerte.
2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Mikroprozessor (36) dazu geeignet ist, bei,

- vorzugsweise stufenartig, unterschiedlich angezogenem Band (14), in Abhängigkeit vom entsprechenden Anlagedrucksignal beziehungsweise Bandspannungssignal und dem Drucksignal eine Korrekturfunktion, vorzugsweise durch lineare Regression, zu ermitteln, um - beim kontinuierlichen Messen - das Drucksignal in Abhängigkeit vom Anlagedrucksignal beziehungsweise Bandspannungssignal zu korrigieren.
- 5
3. Gerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Band (14) mit einem Verschluss (16), vorzugsweise einem Stufenverschluss, versehen ist, um das Band (14) stärker und schwächer anziehen zu können.
- 10
4. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch ein Gehäuse (12) mit einer, den Gehäuseboden bildenden Auflageplatte (10), gegenüber welcher der Drucksensor (28) vorsteht, vorzugsweise um maximal 1mm.
- 15
5. Gerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Anlagedrucksensor (52) ebenfalls über die Auflageplatte (10) vorsteht, jedoch weniger als der Drucksensor (28), vorzugsweise um etwa die Hälfte.
- 20
6. Gerät nach einem der Anspruch 1 bis 5, gekennzeichnet durch ein Eingabeorgan (92) zur Eingabe mindestens eines extern gemessenen diastolischen und systolischen Effektivblutdruckwerts, wobei der Mikroprozessor (36) geeignet ist, aus diesen Effektivblutdruckwerten und dem, gegebenenfalls mittels der Korrekturfunktion korrigierten, Drucksignal eine Kalibrationsfunktion zu ermitteln,
- 25
- 30

um - beim kontinuierlichen Messen - die effektiven Blutdruckwerte zu ermitteln.

- 5 7. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, gekennzeichnet durch einen Lufrucksensor (20) dessen elektrisches Luftdruck-Outputsignal dem Mikroprozessor (36), vorzugsweise zur Korrektur des Drucksignals und gegebenenfalls des Anlagedrucksignals, zugeführt werden.
- 10 8. Gerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Drucksensor (28) als Absolutdrucksensor ausgebildet ist und, falls vorhanden, der Anlagedrucksensor (52) vorzugsweise ebenfalls als Absolutdrucksensor ausgebildet ist.
- 15 9. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, gekennzeichnet durch einen Beschleunigungssensor (46), dessen elektrisches Beschleunigung-Outputsignal dem Mikroprozessor (36) zur Auswertung zugeführt wird.
- 20 10. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 9, gekennzeichnet durch einen Temperatursensor (88), dessen elektrisches Temperatur-Outputsignal dem Mikroprozessor (36) zur Auswertung zugeführt wird.
- 25 11. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 10, gekennzeichnet durch einen Infrarotsender (30) mit zugeordnetem Detektor (32), dessen elektrisches Detektor-Outputsignal dem Mikroprozessor (36) zur Auswertung zugeführt wird.
12. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronische Schaltung (60)

einen akustischen oder optischen Alarmgeber (24) aufweist, welcher bei über- oder unterschreiten von vorgebbaren Alarmgrenzwerten für den diastolischen und systolischen Blutdruck von Mikroprozessor (36),
5 zur Auslösung eines Alarms, ansteuerbar ist.

13. Verfahren zum kontinuierlichen Messen des Blutdrucks eines Benutzers zu Überwachungszwecken, bei dem mindestens ein Drucksensor (28) an einem Ort der externen Oberfläche des Körpers des Benutzers zu
10 Anlage gebracht wird, mittels des Drucksensors (28) kontinuierlich der durch den Blutdruck beeinflusste Druck am Ort gemessen und ein entsprechendes elektrisches Drucksignal erzeugt wird, mittels eines Bandes (14) der Körper umfasst wird, um den
15 Drucksensor (28) am Ort in sicherer, funktionsfähiger Anlage an der Oberfläche zu halten, mittels eines Anlagedrucksensors (52) oder eines Bandspannungssensors (18'), an der externen Oberfläche des Körpers des Benutzers, kontinuierlich
20 ein Anlagedruck gemessen und ein entsprechendes elektrisches Anlagedrucksignal erzeugt wird beziehungsweise die Zugspannung des Bandes (14) kontinuierlich gemessen und ein entsprechendes elektrisches Bandspannungssignal erzeugt wird, sowie
25 mittels eines Mikroprozessors (36) einer, eine Stromversorgung (44) aufweisenden, elektronischen Schaltung (60) aus dem Drucksignal ein diastolischer und ein systolischer Blutdruckwert, unter Berücksichtigung des Anlagedrucksignals
30 beziehungsweise des Bandspannungssignals, ermittelt wird und dieser mittels eines Ausgabeorgans anzeigbar beziehungsweise ausgebbar ist.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Band (14), vorzugsweise stufenartig, unterschiedlich angezogen und mittels des Mikroprozessor (36), in Abhängigkeit vom entsprechenden Analagedrucksignal beziehungsweise Bandspannungssignal und dem Drucksignal, eine Korrekturfunktion, vorzugsweise durch lineare Regression, ermittelt wird, um, beim kontinuierlichen Messe, das Drucksignal über die Korrekturfunktion in Abhängigkeit vom Analagedrucksignal beziehungsweise Bandspannungssignal zu korrigieren.
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass ein extern gemessener diastolischer und systolischer Effektivblutdruckwert eingegeben wird und der Mikroprozessor (36) aus diesen Effektivblutdruckwerten und dem, gegebenenfalls mittels der Korrekturfunktion korrigierten, Drucksignal eine Kalibrationsfunktion ermittelt, um, beim kontinuierlichen Messen, den effektiven diastolischen und systolischen Blutdruckwert zu ermitteln.

Fig. 1

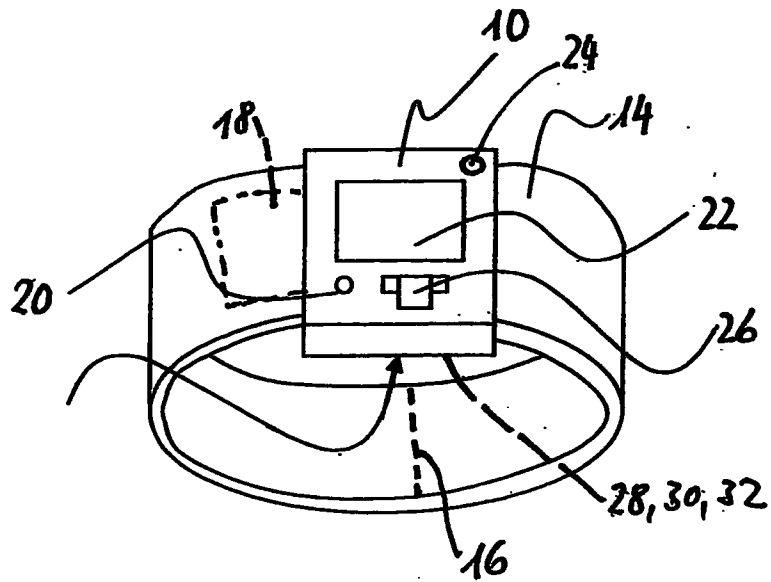
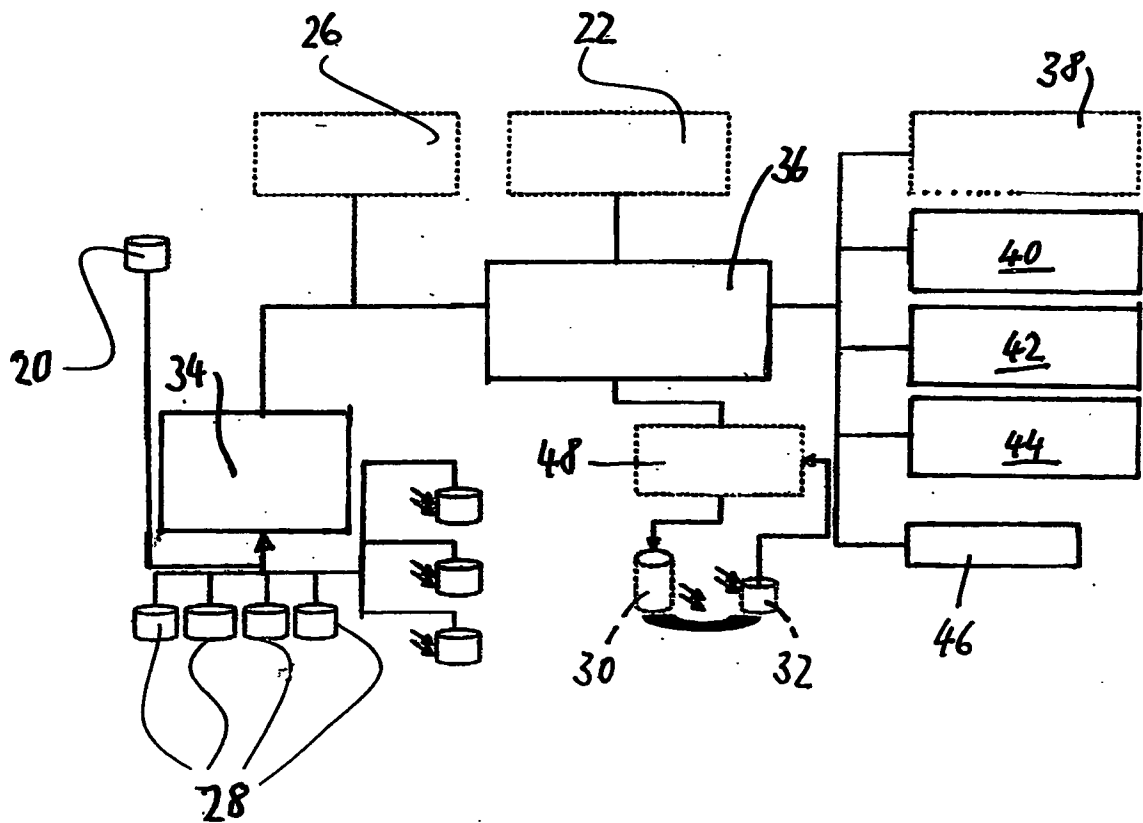


Fig. 2

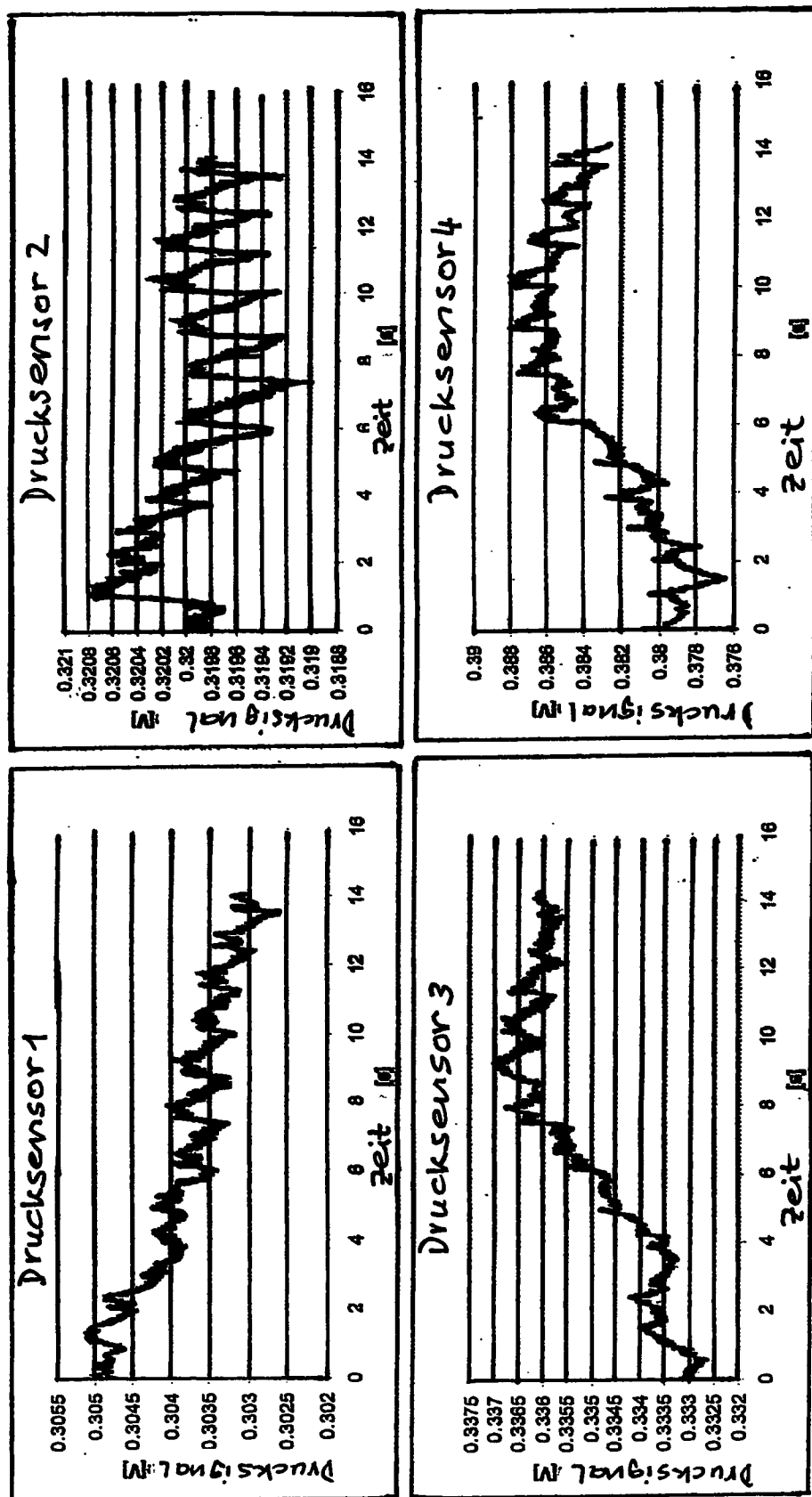


2/12

Fig. 3

Zeit (s)	Beschl. X-Achse (g)	Beschl. Y-Achse (g)	Beschl. Z-Achse (g)	Haut- temp. (°C)	Ref. Temp. (V)	Temp. Druck- sensor-1 (V)	Druck- sensor-1 (V)	Druck- sensor-2 (V)	Druck- sensor-3 (V)	Druck- sensor-4 (V)	Ref.- Sensor (V)
0.000	0.21	1.01	0.03	31.9	2.134	2.134	0.30471	0.31964	0.33318	0.38031	0.25496
0.017	0.21	0.98	0.05	31.9	2.134	2.134	0.30485	0.31981	0.33327	0.38062	0.25491
0.033	0.2	1	0.06	31.9	2.134	2.135	0.30473	0.31982	0.33327	0.38097	0.25499
0.050	0.21	0.99	0.03	31.9	2.134	2.134	0.30483	0.31995	0.33327	0.38064	0.25493
0.067	0.21	0.99	0.04	32	2.134	2.135	0.30496	0.31981	0.33319	0.38057	0.25496

Fig. 4



4/12

Fig. 5

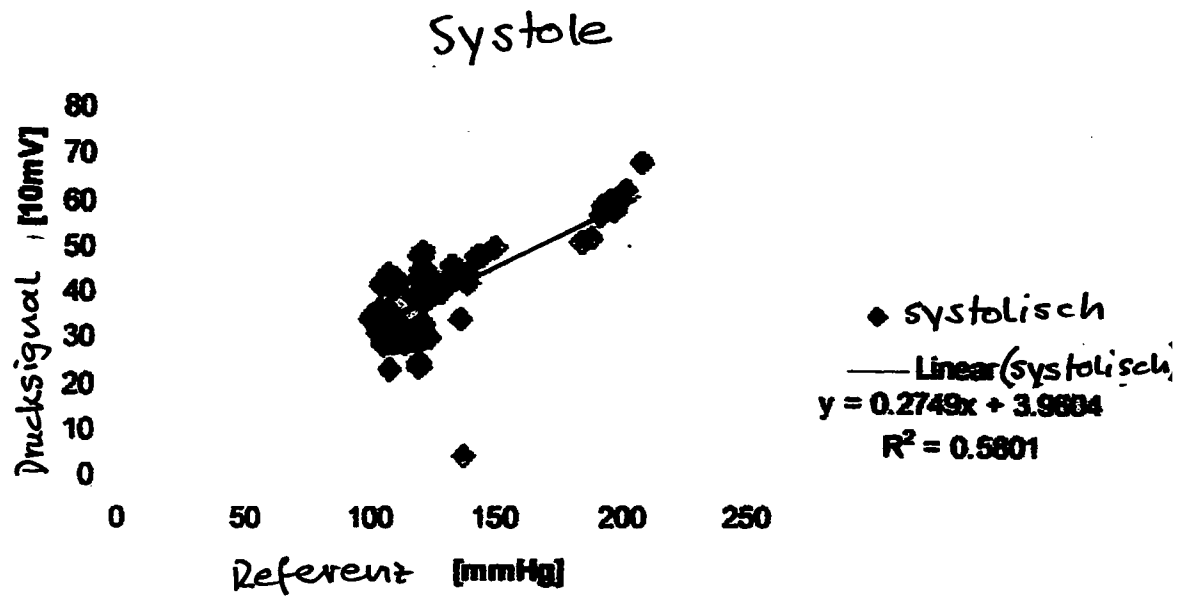
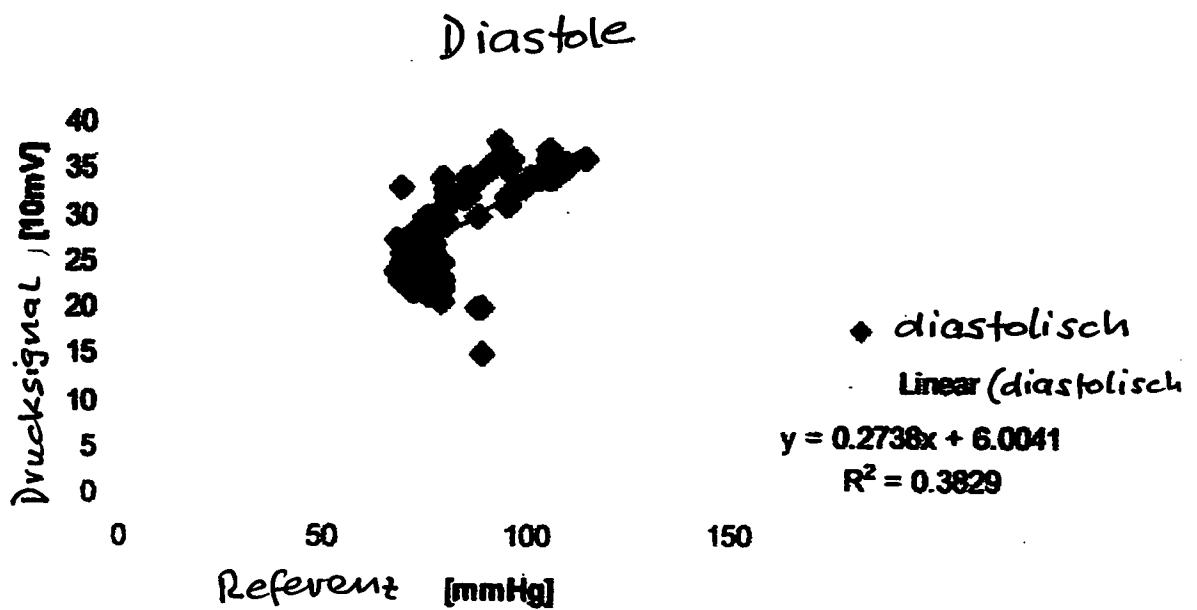
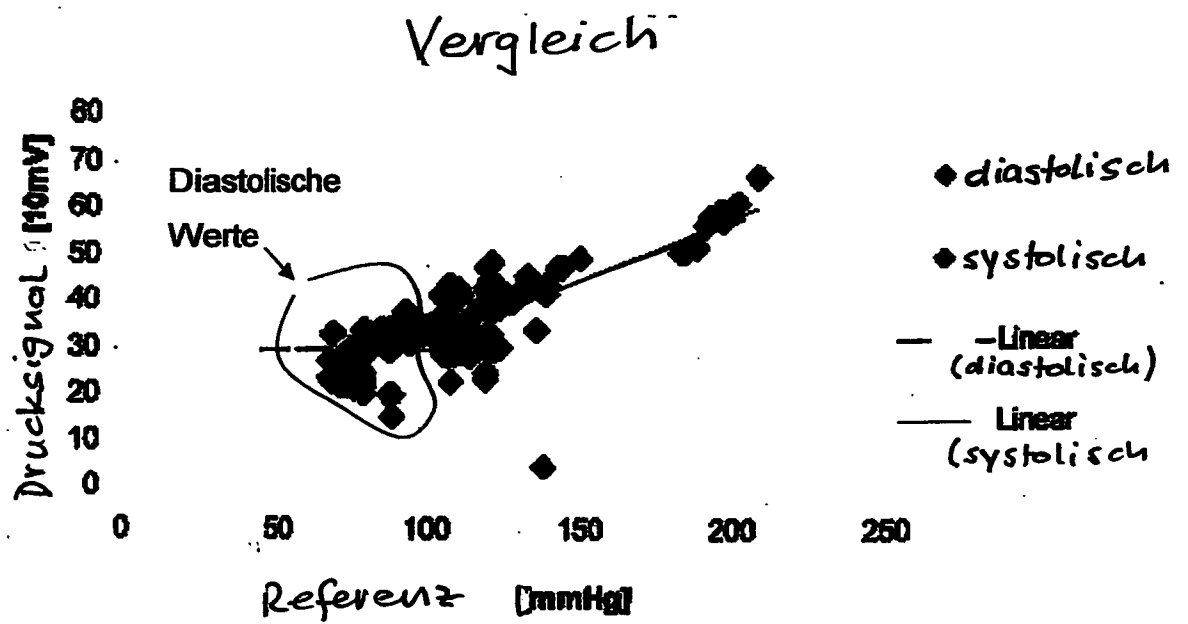


Fig. 6



5/12

Fig. 7



6/12

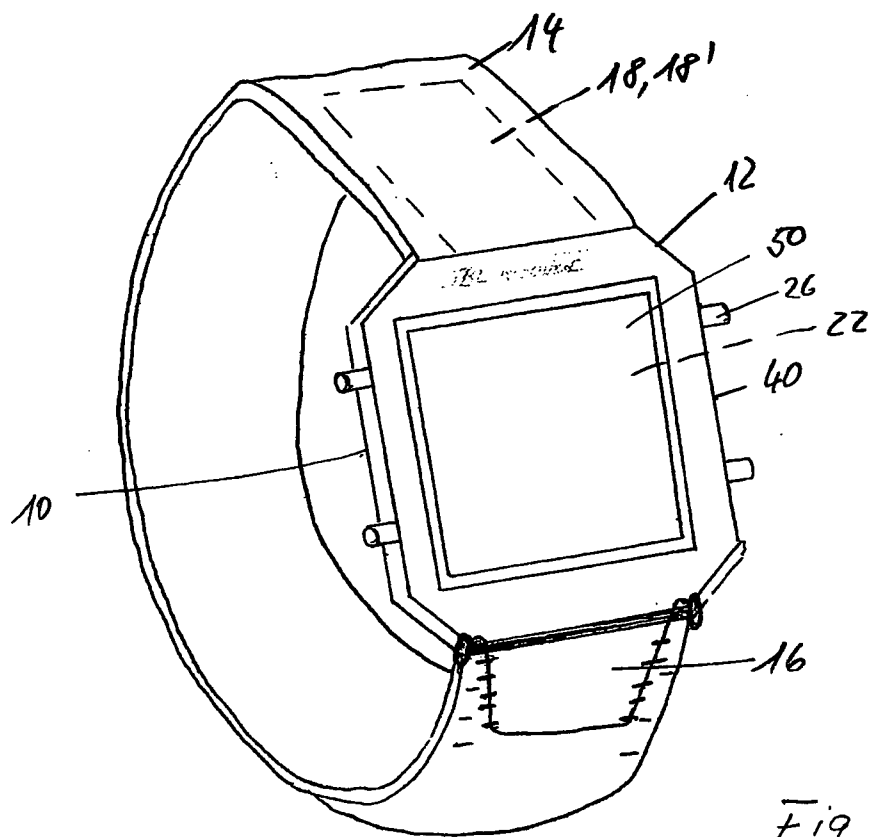


Fig. 8

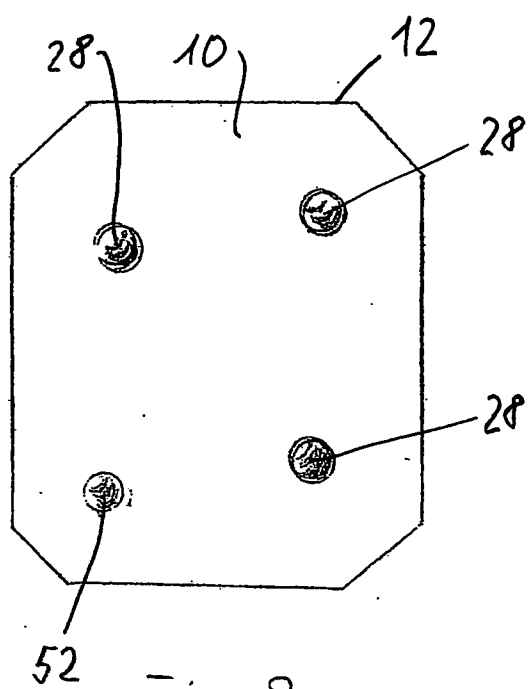


Fig. 9

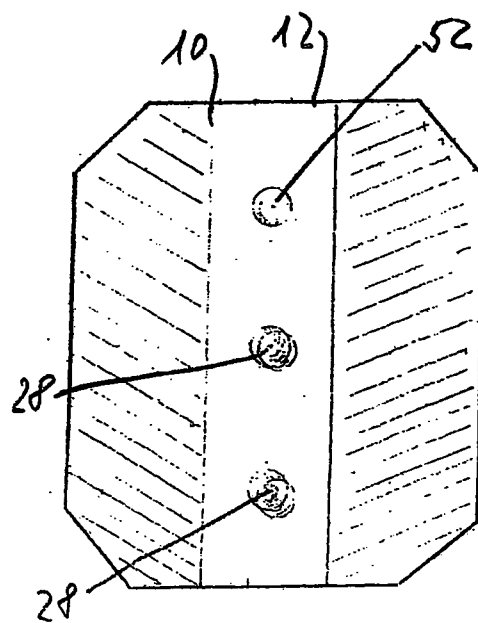
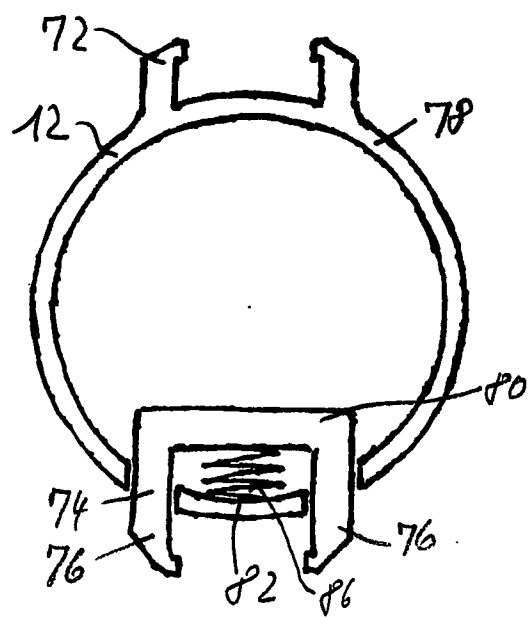
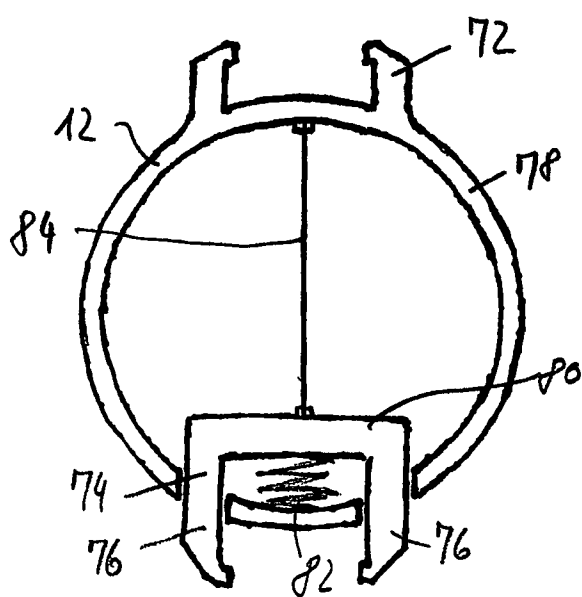
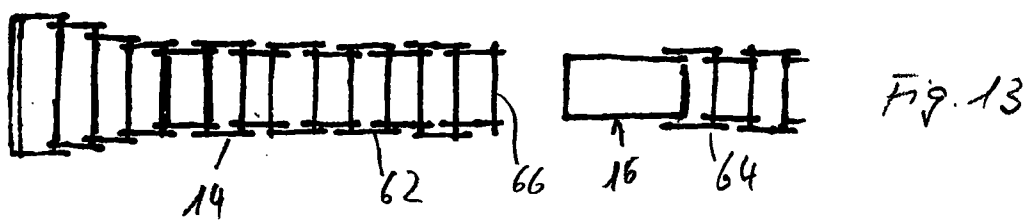
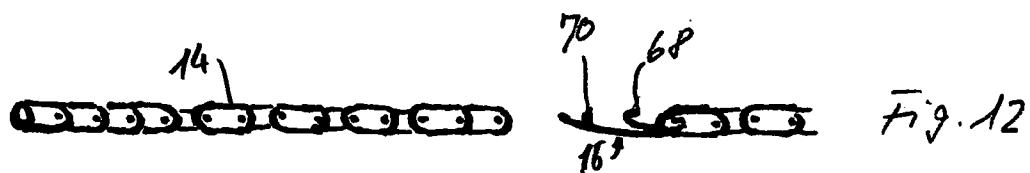
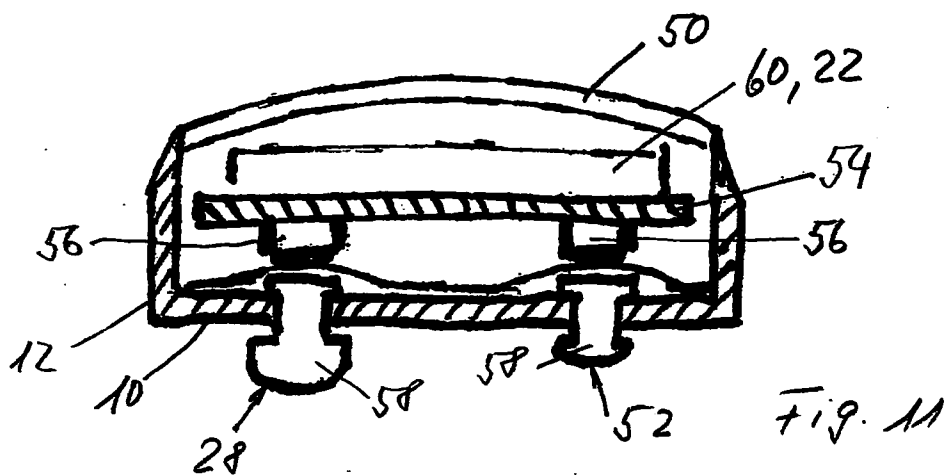


Fig. 10

7/12



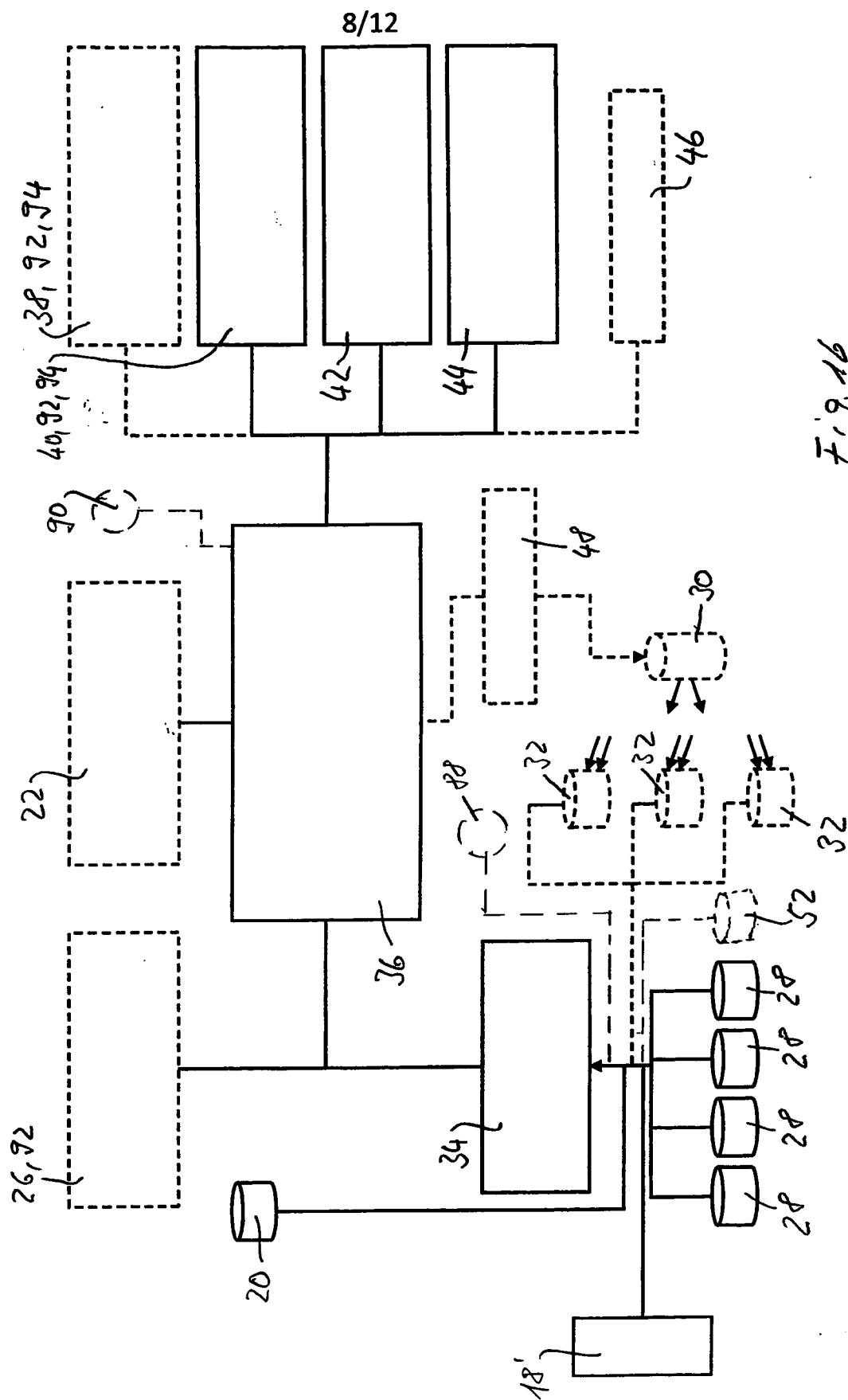


Fig. 16

9/12

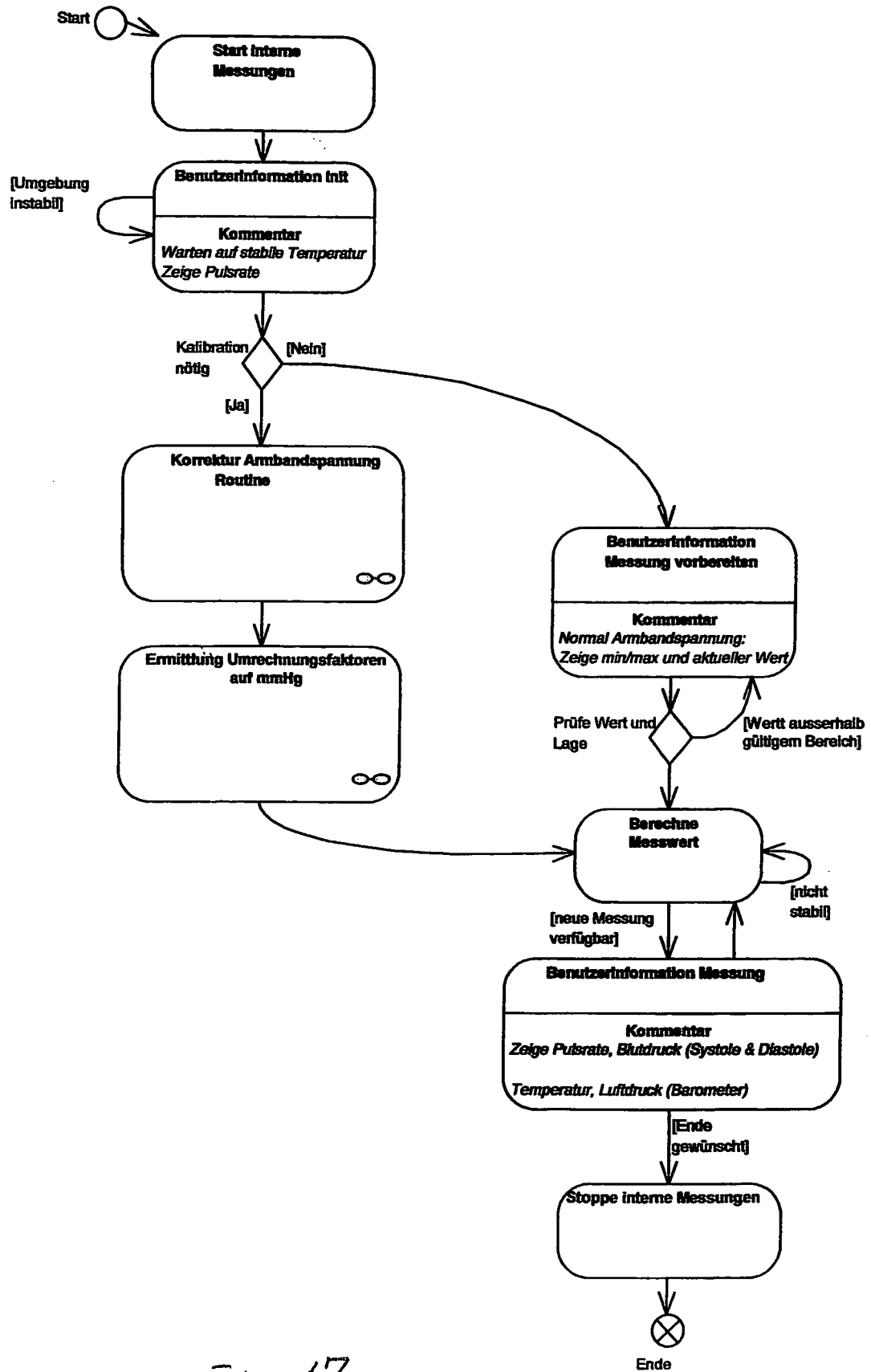


Fig. 17

10/12

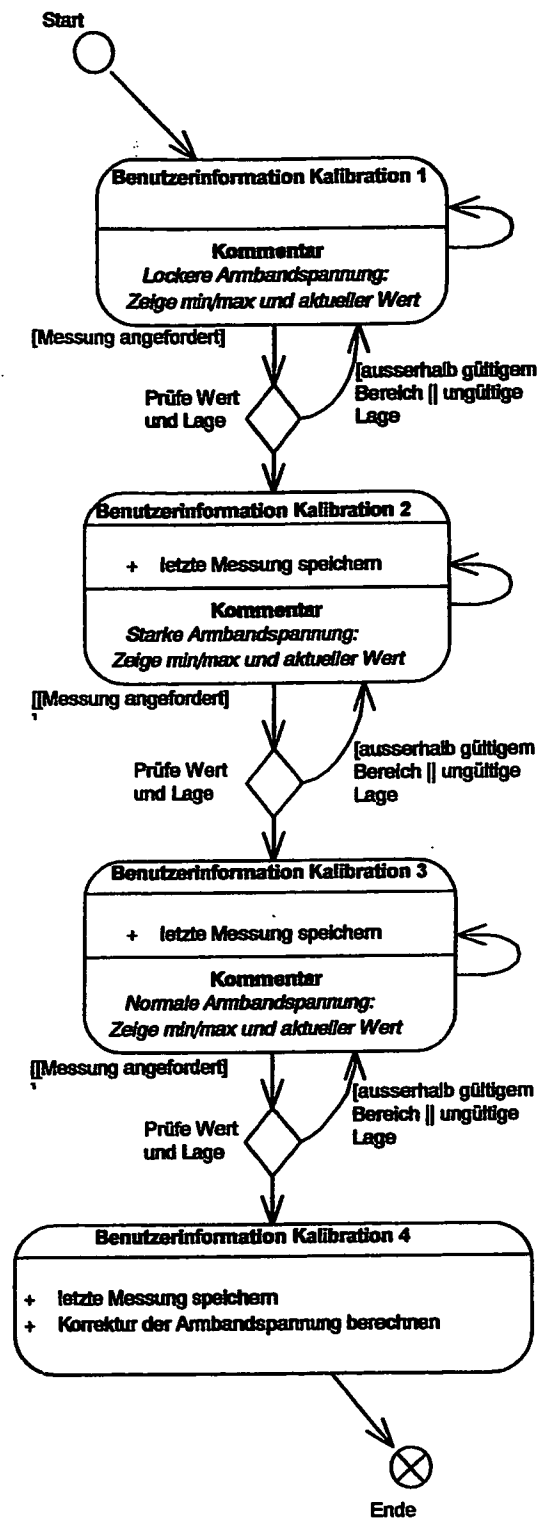


Fig. 18

11/12

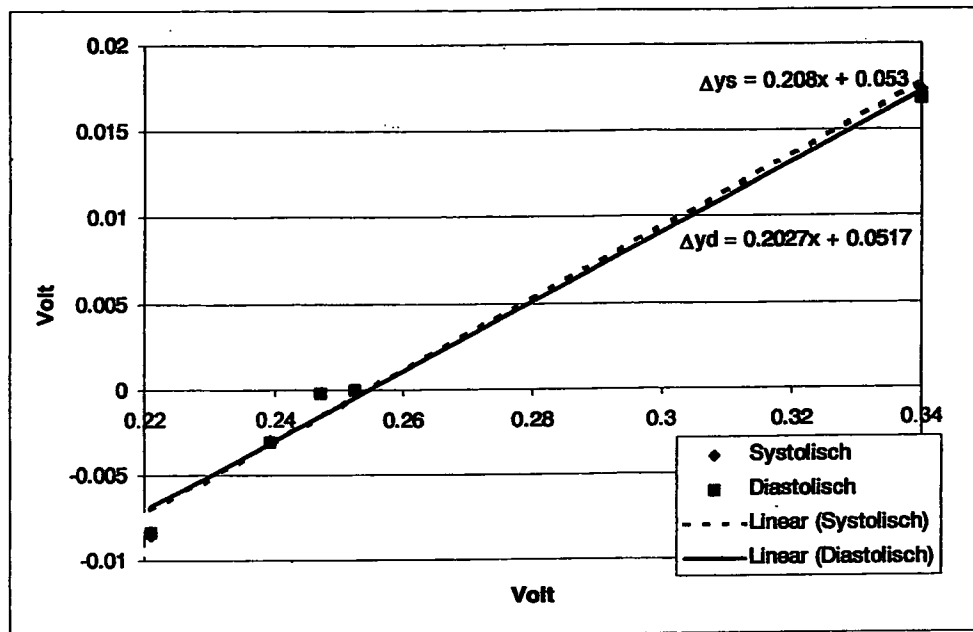


Fig 19

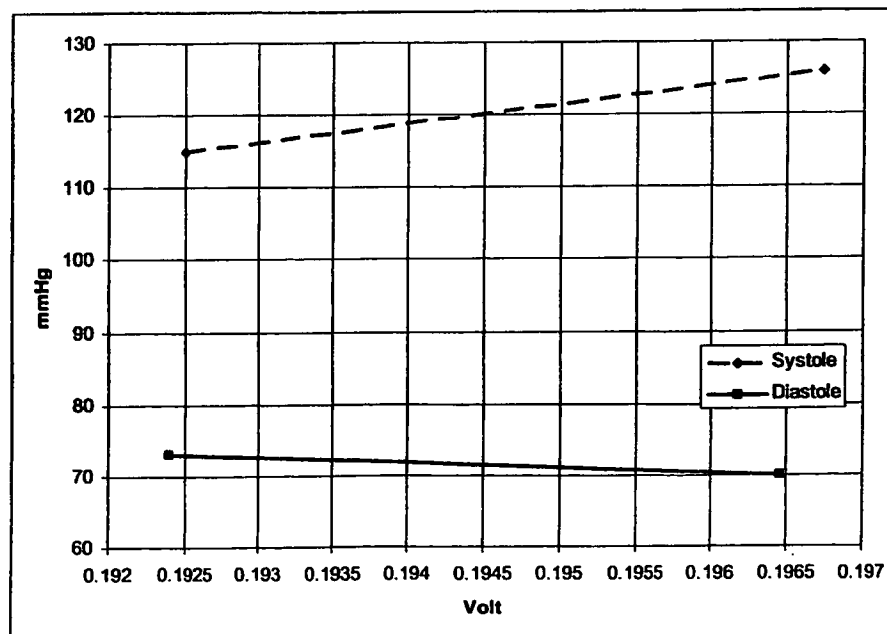


Fig. 21

12/12

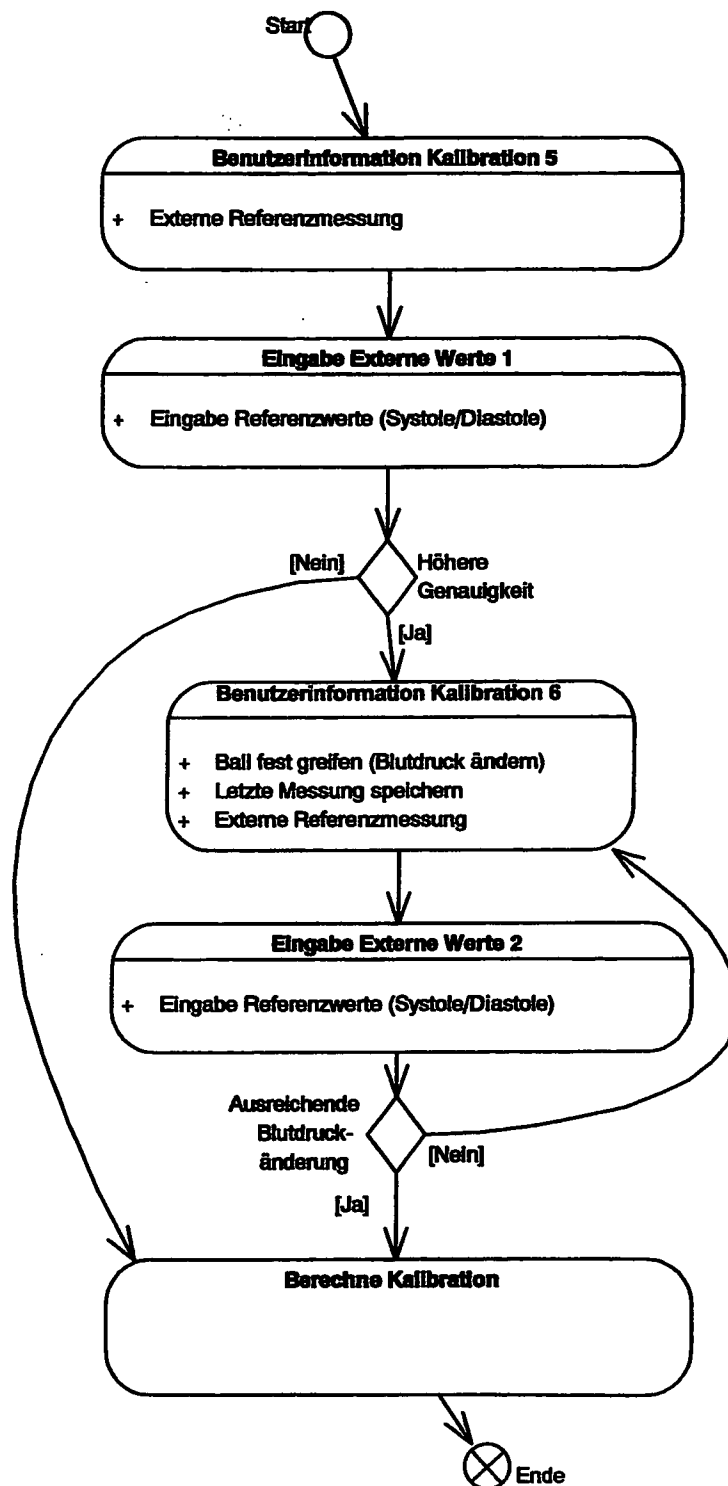


Fig. 20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/005850

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/022

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/03606 A (JACKSON SANDRA R [US]; JACKSON HARRY E [US]) 6 February 1997 (1997-02-06)	1-3, 6, 12, 13, 15
Y	page 5, last paragraph page 9 page 13, last paragraph page 14, paragraph 2 page 15 page 17, paragraph 2 page 21, last paragraph - page 22, last paragraph page 24, last paragraph - page 25, paragraph 1 page 28, paragraph 1 - page 29, paragraph 1 figures 4, 5, 9, 10B ----- -/--	9, 10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

23 Oktober 2009

Date of mailing of the international search report

30/10/2009

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Gärtner, Andreas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/005850

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01/85024 A (MOTOROLA INC [US]) 15 November 2001 (2001-11-15) page 6, line 118 - line 133 page 7, line 145 - line 151 page 12, line 248 - line 264 page 13, line 290 page 16, line 347 - line 362 page 28, line 649 - page 37, line 855 figures 1,2,12,14,22 -----	1-3,11, 13
A	WO 99/08591 A (MEDWAVE INC [US]) 25 February 1999 (1999-02-25) page 5, line 17 - line 25 figures 1,2 page 6, line 6 - line 11 page 7, line 24 - page 8, line 11 page 14, line 29 - page 15, line 23 page 17, line 27 - line 31 -----	1,13
A	US 5 494 043 A (O'SULLIVAN MARTIN [US] ET AL) 27 February 1996 (1996-02-27) column 4, line 59 - column 5, line 11 column 8, line 21 - line 26 figures 1E,3,5,6,8-10 -----	1,13
Y	WO 2004/004558 A (HEALTHSTATS INTERNAT PTE LTD [SG]) 15 January 2004 (2004-01-15) page 12, line 28 - line 29 -----	10
Y	DE 10 2005 059435 A1 (BOSCH GMBH ROBERT [DE]) 14 June 2007 (2007-06-14) paragraph [0026] -----	9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2009/005850

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9703606	A	06-02-1997	NONE	
WO 0185024	A	15-11-2001	AT 391456 T AU 768355 B2 AU 6305101 A CA 2378166 A1 EP 1204370 A1 JP 2003532478 T MX PA02000369 A US 6533729 B1	15-04-2008 11-12-2003 20-11-2001 15-11-2001 15-05-2002 05-11-2003 21-05-2004 18-03-2003
WO 9908591	A	25-02-1999	AU 736270 B2 AU 7376998 A CA 2292391 A1 CN 1261772 A EP 1022982 A1 JP 2001514916 T	26-07-2001 08-03-1999 25-02-1999 02-08-2000 02-08-2000 18-09-2001
US 5494043	A	27-02-1996	NONE	
WO 2004004558	A	15-01-2004	AU 2003256220 A1 CN 1678236 A EP 1526805 A1 JP 4209841 B2 JP 2005532111 T KR 20050044891 A NZ 537664 A NZ 549181 A	23-01-2004 05-10-2005 04-05-2005 14-01-2009 27-10-2005 13-05-2005 27-10-2006 27-10-2006
DE 102005059435 A1		14-06-2007	FR 2894450 A1 US 2007142730 A1	15-06-2007 21-06-2007

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/005850

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/022

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 97/03606 A (JACKSON SANDRA R [US]; JACKSON HARRY E [US]) 6. Februar 1997 (1997-02-06)	1-3,6, 12,13,15
Y	Seite 5, letzter Absatz Seite 9 Seite 13, letzter Absatz Seite 14, Absatz 2 Seite 15 Seite 17, Absatz 2 Seite 21, letzter Absatz - Seite 22, letzter Absatz Seite 24, letzter Absatz - Seite 25, Absatz 1 Seite 28, Absatz 1 - Seite 29, Absatz 1 Abbildungen 4,5,9,10B ----- -/--	9,10



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

23. Oktober 2009

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

30/10/2009

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Gärtner, Andreas

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/005850

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 01/85024 A (MOTOROLA INC [US]) 15. November 2001 (2001-11-15) Seite 6, Zeile 118 - Zeile 133 Seite 7, Zeile 145 - Zeile 151 Seite 12, Zeile 248 - Zeile 264 Seite 13, Zeile 290 Seite 16, Zeile 347 - Zeile 362 Seite 28, Zeile 649 - Seite 37, Zeile 855 Abbildungen 1,2,12,14,22 -----	1-3,11, 13
A	WO 99/08591 A (MEDWAVE INC [US]) 25. Februar 1999 (1999-02-25) Seite 5, Zeile 17 - Zeile 25 Abbildungen 1,2 Seite 6, Zeile 6 - Zeile 11 Seite 7, Zeile 24 - Seite 8, Zeile 11 Seite 14, Zeile 29 - Seite 15, Zeile 23 Seite 17, Zeile 27 - Zeile 31 -----	1,13
A	US 5 494 043 A (O'SULLIVAN MARTIN [US] ET AL) 27. Februar 1996 (1996-02-27) Spalte 4, Zeile 59 - Spalte 5, Zeile 11 Spalte 8, Zeile 21 - Zeile 26 Abbildungen 1E,3,5,6,8-10 -----	1,13
Y	WO 2004/004558 A (HEALTHSTATS INTERNAT PTE LTD [SG]) 15. Januar 2004 (2004-01-15) Seite 12, Zeile 28 - Zeile 29 -----	10
Y	DE 10 2005 059435 A1 (BOSCH GMBH ROBERT [DE]) 14. Juni 2007 (2007-06-14) Absatz [0026] -----	9

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/005850

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9703606	A	06-02-1997	KEINE	
WO 0185024	A	15-11-2001	AT 391456 T	15-04-2008
			AU 768355 B2	11-12-2003
			AU 6305101 A	20-11-2001
			CA 2378166 A1	15-11-2001
			EP 1204370 A1	15-05-2002
			JP 2003532478 T	05-11-2003
			MX PA02000369 A	21-05-2004
			US 6533729 B1	18-03-2003
WO 9908591	A	25-02-1999	AU 736270 B2	26-07-2001
			AU 7376998 A	08-03-1999
			CA 2292391 A1	25-02-1999
			CN 1261772 A	02-08-2000
			EP 1022982 A1	02-08-2000
			JP 2001514916 T	18-09-2001
US 5494043	A	27-02-1996	KEINE	
WO 2004004558	A	15-01-2004	AU 2003256220 A1	23-01-2004
			CN 1678236 A	05-10-2005
			EP 1526805 A1	04-05-2005
			JP 4209841 B2	14-01-2009
			JP 2005532111 T	27-10-2005
			KR 20050044891 A	13-05-2005
			NZ 537664 A	27-10-2006
			NZ 549181 A	27-10-2006
DE 102005059435 A1		14-06-2007	FR 2894450 A1	15-06-2007
			US 2007142730 A1	21-06-2007

专利名称(译)	用于连续测量血压以用于监测目的的设备和方法		
公开(公告)号	EP2337493A1	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	EP2009777834	申请日	2009-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	STBL医疗资源		
申请(专利权)人(译)	STBL医学研究GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	STBL医学研究GMBH		
[标]发明人	SUSSTRUNK HEINZ HIRT ETIENNE		
发明人	SÜSSTRUNK, HEINZ HIRT, ETIENNE		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/11		
优先权	2008001295 2008-08-15 CH		
其他公开文献	EP2337493B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该设备具有至少一个压力传感器 (28) , 该压力传感器设置成放置在使用者身体的表面上并通过带子保持附着在其上。选择附着力使得来自压力传感器 (28) 的压力信号包含由脉冲引起的变化。附接压力传感器 (52) 或带张力传感器 (18) 根据附接压力产生电信号。微处理器 (36) 根据来自附着压力传感器 (52) 或带张力传感器 (18) 的信号 , 根据压力信号确定舒张压和收缩压。