

(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
8. Oktober 2015 (08.10.2015)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/149822 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2014/000905

(22) Internationales Anmeldedatum:
4. April 2014 (04.04.2014)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(71) Anmelder: UP-MED GMBH [DE/DE]; Neumarkter
Strasse 41, 81673 München (DE).

(72) Erfinder: PFEIFFER, Ulrich; Metzstrasse 34a, 81667
München (DE). KNOLL, Reinhold; Am Burgberg 7,
94127 Neuburg (DE).

(74) Anwalt: SLOBOSHANIN, Sergej; Von Fünier
Ebbinghaus Finck Hano, Mariahilfplatz 3, 81541 München
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,
RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH,
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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, 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, RS, SE,
SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

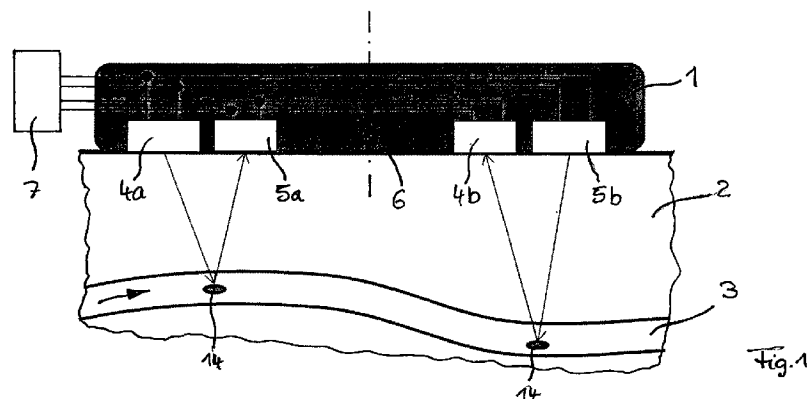
— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: METHOD FOR DETERMINING BLOOD PRESSURE IN A BLOOD VESSEL AND DEVICE FOR CARRYING OUT SAID METHOD

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DES BLUTDRUCKS IN EINEM BLUTGEFÄß SOWIE VORRICHTUNG ZUR DURCHFÜHRUNG DERSELBEN



(57) Abstract: The invention relates to a method for determining blood pressure in a blood vessel, according to which a pulse wave propagation time is calculated in a measuring operation by means of at least two sensors arranged at a defined distance from one another. The method is characterised in that the blood pressure is calculated using a calibration carried out by means of a compression pressure measurement.

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren zur Bestimmung des Blutdrucks in einem Blutgefäß, bei dem in einem Messvorgang mittels mindestens zweier in einem definierten Abstand zueinander angeordneten Sensoren eine Pulswellenlaufzeit ermittelt wird, ist dadurch gekennzeichnet, dass durch eine Kalibrierung mittels einer Klemmdruckmessung aus der Pulswellenlaufzeitänderung der Blutdruck ermittelt wird.



WO 2015/149822 A1

5 **Verfahren zur Bestimmung des Blutdrucks in einem Blutgefäß sowie Vorrichtung zur Durchführung derselben**

Bei der arteriellen Blutdruckmessung wird der Druck in einem arteriellen Blutgefäß eines Menschen oder Tiers gemessen. Er spielt in der medizinischen Diagnostik eine zentrale Rolle für eine Vielzahl von Erkrankungen, insbesondere des Herz-/Kreislaufsystems.

Weiterhin unterscheidet man die direkte, invasive Blutdruckmessung mittels eines mit dem Blut in einem Blutgefäß in direkter hydraulischer Verbindung stehenden Druckfühlers von der indirekten, nicht-invasiven Blutdruckmessung, die üblicherweise mit Hilfe einer pneumatischen Manschette an einer Extremität durchgeführt wird.

15 Bei der direkten Messung wird ein Blutgefäß, meist eine periphere Arterie, punktiert und ein Katheter eingebracht. Dieser wird über einen flüssigkeitsgefüllten Schlauch mit einem Drucksensor verbunden, über welchen sich die arterielle Blutdruckkurve auf einem Monitor darstellen lässt. Die Messung ist genau und bietet den Vorteil einer kontinuierlichen Überwachung, solange eine durchgehende und keine Blutgerinnsel oder Luftblasen enthaltene Flüssigkeitssäule zwischen Blutgefäß und Drucksensor gewährleistet ist und der Druckschlauch die erforderliche Steifigkeit aufweist, was in der klinischen Praxis nicht immer gegeben ist. Zusätzlich können die Herzfrequenz, der systolische, diastolische und der mittlere arterielle Blutdruck (SAP, DAP, MAP), die Pulsdruckvariation (PPV) sowie mittels Pulsconturverfahren das Herzzeitvolumen (PCCO) und die Schlagvolumenvariation (SVV) bestimmt werden. Da die Methode zeitaufwendig und invasiv ist, verursacht sie erheblich höhere Kosten und geht mit dem Risiko von Blutungen, Hämatomen, Thromboembolien, Infektionen und Nervenverletzungen einher. Sie wird vor allem zur Überwachung während einer Operation, auf Intensivstationen und im Herzkatheterlabor eingesetzt, außerhalb dieser Anwendungen jedoch in der Regel nicht.

30 Bei der indirekten arteriellen Druckmessung wird der arterielle Druck mit Hilfe eines Blutdruckmessgerätes an einer Extremität, meist am Arm, gemessen. Obwohl indirekte Messungen nicht so genau wie direkte Messungen des Blutdrucks sind, machen die leichte, schnell-

le, ungefährliche und kostengünstige Durchführung sie zum Mittel der Wahl bei den meisten medizinischen Anwendungen. Die manuelle oder automatisierte Messung kann auskultatorisch, palpatorisch und oszillatorisch durchgeführt werden.

Bei der auskultatorischen Messung wird eine pneumatische Druckmanschette am Oberarm
5 bis oberhalb des erwarteten arteriellen Drucks aufgeblasen. Beim langsamen Absenken des Manschettendrucks kann das Auftreten und danach wieder das Verschwinden eines sogenannten Korotkov-Geräuschs mit Hilfe eines Stethoskops über der Arterie des Armes gehört werden. Der Wert, der bei erstmaliger akustischer Wahrnehmbarkeit des Korotkov-Geräuschs auf der Skala des Manometers abgelesen werden kann, entspricht dem oberen,
10 systolischen Blutdruck. Der systolische Blutdruck ist in diesem Moment größer als der Druck in der Manschette. Der Druck in der Manschette wird mit geeigneter Geschwindigkeit weiter verringert. Unterschreitet dieser den diastolischen arteriellen Druck, verschwindet das Korotkov-Geräusch. Dieser Wert entspricht dem diastolischen Blutdruck. Die auskultatorische Messung dient nach wie vor als Referenzverfahren bei den nicht-invasiven
15 Messverfahren.

Auch bei der palpatorischen Messung wird eine Druckmanschette am Oberarm angelegt. Beim erneuten Verringern des Manschettendrucks wird der Puls an der Arteria radialis getastet. Der Wert, der beim erstmals getasteten Puls auf der Skala des Messgerätes abgelesen werden kann, entspricht dem systolischen Blutdruck. Der diastolische Blutdruck kann auf
20 diese Weise nicht ermittelt werden. Das Verfahren bietet sich insbesondere für eine Anwendung in einer lauten Umgebung oder dann, wenn ein Stethoskop nicht griffbereit wäre, an.

Bei der oszillatorischen Messung wird mit Hilfe einer Druckmanschette die Arterie am Oberarm oder Handgelenk oder Bein abgedrückt. Während die Luft langsam aus der
25 Druckmanschette abgelassen wird, beginnt das Blut wieder durch die Arterie zu fließen. Hierbei können Schwingungen der Arterienwände, die durch den beginnenden Blutfluss ausgelöst werden, registriert werden. Diese Schwingungen, auch Oszillationen genannt, werden zuerst stärker, nehmen ab und klingen vollkommen ab, wenn das Blut wieder normal durch die Blutgefäße fließt. Die Schwingungen werden auf die Druckmanschette übertragen und führen so zu einem oszillierenden Zeigerausschlag des Manometers. Die Maxi-
30 ma und Minima des Zeigerausschlags entsprechen zeitlich dem systolischen und diastolischen Blutdruck. Aus dem Manschettendruck zum Zeitpunkt der maximalen Oszillationen

und der Halbwertsbreite kann der systolische und diastolische Druck berechnet werden. Bei einer manuellen Messung lassen sich mit diesem Verfahren nur ungenaue Ergebnisse erzielen. Dieses Verfahren wird jedoch in automatischen Blutdruckmessvorrichtungen insbesondere auch bei dauerhafter Überwachung, z.B. intraoperativ und/oder postoperativ im Aufwachraum, eingesetzt. Dabei messen die Blutdruckmessvorrichtungen als Alternative zur kontinuierlichen invasiven Druckmessung den arteriellen Blutdruck des Patienten intermittierend in Intervallen von wenigen Minuten. Bei einer elektronischen Auswertung der ermittelten Schwingungen wird aus dem Kurvenverlauf der Schwingungen mathematisch mit Hilfe eines Algorithmus der systolische und diastolische Blutdruck berechnet.

10

Gemäß der EP 0 467 853 B1 ist in der Publikation „Possible determinants of pulse wave velocity in vivo“, Masahiko Okada, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 35, Nr. 5, Mai 1988, Seiten 357 bis 361 offenbart, dass eine gewisse Korrelation zwischen der Pulswellengeschwindigkeit und dem systolischen und diastolischen Blutdruck feststellbar sei. Diese schwache geringe Korrelation soll jedoch nach dieser Lehre keine Bestimmung des Blutdrucks ermöglichen.

15

Darauf aufbauend wird in der EP 0 467 853 B1 ein Verfahren zur kontinuierlichen Ermittlung des Blutdrucks eines Patienten vorgeschlagen, bei dem mittels einer elektronischen Messvorrichtung, die zwei in einem definierten Abstand angeordnete Sensoren aufweist, zumindest eine sich zeitlich im Takt des Pulses ändernde Größe ermittelt wird, die ein Maß für die Strömungsgeschwindigkeit, die Durchflussmenge, das Volumen des arteriellen Blutes oder den Durchlassquerschnitt eines arteriellen Blutgefäßes ist, und eine zweite Größe ermittelt wird, die ein Maß für die Pulswellengeschwindigkeit einer durch einen Herzschlag bedingten Druckwelle in dem Blut in diesem Blutgefäß ist. Aus beiden Größen wird unter Einbeziehung von Kalibrationswerten der Blutdruck ermittelt. Dabei könnte beispielsweise ausgenutzt werden, dass der Blutdruck proportional zu der Strömungsgeschwindigkeit des Blutes ist. Als Proportionalitätsfaktor dient dabei der Quotient: k_v/r^2 , wobei k_v eine Konstante und r der Radius des betrachteten Gefäßabschnitts (bei angenommenem kreisförmigem Querschnitt) ist. Wäre r konstant, ließe sich der Blutdruck aus mehreren Messungen der Strömungsgeschwindigkeit direkt ermitteln. Da die Gefäßwand jedoch elastisch und r demnach nicht konstant, sondern hochvariabel ist, erfolgt die Verknüpfung mit der Messung der

20

25

30

Pulswellengeschwindigkeit. Dabei wird ausgenutzt, dass sich der Elastizitätsmodul der Gefäßwand aus der Pulswellengeschwindigkeit ermitteln lässt.

Die Funktion der Sensoren bei dem in der EP 0 467 853 B1 offenbarten Verfahren kann optisch basiert sein. Dazu können diese jeweils einen als Lichtstrahler dienenden optoelektronischen Wandler, z.B. eine Laser-Leuchtdiode, und einen als Lichtempfänger dienenden optoelektronischen Wandler, z.B. eine Photodiode, aufweisen. Beide Sensoren können in eine Manschette integriert sein und zur Blutdruckermittlung, beispielsweise an einem der Unterarme eines Patienten, befestigt werden. Eine Kalibration der sensorbasierten Ermittlung des Blutdrucks kann, einem konventionellen, nicht-invasiven Verfahren nach Riva-Rocci entsprechend, mit einer aufblasbaren Manschette erfolgen. Dabei soll die Manschette an einer anderen Extremität des Patienten angelegt werden, als dies für die Sensor-Manschette vorgesehen ist, um eine Verfälschung der sensorbasierten Messungen zu vermeiden. Eine Kalibration kann einmal zu Beginn der sensorbasierten Langzeitmessung oder mehrfach nach jeweils einem definierten Zeitraum, z.B. täglich, erfolgen.

Die US 2013/0079648 A1 offenbart ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Messung der Pulswellengeschwindigkeit in einer Ader, wobei mittels zweier Drucksensoren, die in einem definierten, kurzen Abstand in beispielsweise eine Manschette integriert sind, eine druckbedingte Aufweitung der Ader unterhalb der Sensoren detektiert werden. Die Pulswellenlaufzeit kann mittels der Sensoren ermittelt werden, wenn beispielsweise die Zeitdifferenz der Ermittlung eines der gleichen Pulswelle zugeordneten Druckmaximums durch die beiden Sensoren herangezogen wird. Aus der Pulswellenlaufzeit kann dann in Verbindung mit der bekannten Distanz zwischen den Sensoren auf die Pulswellenlaufzeit geschlossen werden.

In der US 2013/0079648 A1 ist weiterhin offenbart, dass anhand der (beiden) Drucksensoren auch auf den Blutdruck geschlossen werden kann. Dabei wird die Spannung, die von den beiden Drucksensoren gemessen wird, anhand einer Transformationskoeffizientenmatrix jeweils in einen Wert für den Blutdruck umgerechnet. Als ermittelter Wert für den Blutdruck wird dann der Mittelwert aus den beiden Werten der beiden Drucksensoren genommen. Da die Transformationskoeffizientenmatrix im Allgemeinen nicht bekannt und mit der Zeit veränderlich ist, ist diese Methode praktisch nicht umsetzbar.

Ausgehend von diesem Stand der Technik lag der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein konstruktiv möglichst einfach umsetzbares, einfach anwendbares und/oder den Patienten nicht beeinträchtigendes Verfahren zur kontinuierlichen nichtinvasiven Messung des Blutdrucks anzugeben.

5

Diese Aufgabe wird mittels eines Verfahrens gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Eine Vorrichtung zur Durchführung eines solchen Verfahrens ist Gegenstand des Patentanspruchs 12. Vorteilhafte Ausführungsformen des Verfahrens und vorteilhafte Ausgestaltungen der Vorrichtung sind Gegenstand der weiteren Patentansprüche und ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung der Erfindung.

10

Das erfindungsgemäße Verfahren basiert auf der Erkenntnis, dass, obwohl die in der EP 0 467 853 B1 beschriebene Korrelation zwischen der Pulswellengeschwindigkeit und dem Blutdruck als zu schwach bezeichnet wird, als dass daraus der Blutdruck ermittelt werden könnte, eine Ermittlung des Blutdrucks hierdurch gleichwohl ermöglicht wird. Das erfindungsgemäße Verfahren benötigt im Gegensatz zum in der EP 0467 853 B1 beschriebenen Verfahren kein zur Strömungsgeschwindigkeit proportionales Signal. Es reicht ein beliebiges sich synchron zum Pulsschlag veränderndes Signal aus. Es wurde nämlich erkannt, dass die Pulswellenlaufzeitänderung als zumindest funktional abhängig von und unter bestimmten Voraussetzungen bei nicht zu großen Veränderungen des Blutdruckverlaufs als umgekehrt proportional zur Blutdruckänderung angesehen werden kann. Insbesondere kann die mittlere Pulswellenlaufzeitänderung unter bestimmten Voraussetzungen als umgekehrt proportional zu der mittleren Blutdruckänderung angesehen werden. Insbesondere kann auch die Laufzeitänderung zum Systolen- oder Diastolen-Zeitpunkt unter bestimmten Voraussetzungen als umgekehrt proportional zu den systolischen oder diastolischen Blutdruckänderungen angesehen werden. Der funktionale Zusammenhang bzw. die Proportionalitätskonstante muss für jeden Probanden bzw. Patienten und ev. bei größeren physiologischen Änderungen durch Kalibrierung neu ermittelt werden. Vorteilhaft können während eines Pulsschlags auch mehrere Laufzeitänderungen und damit mehrere Druckänderungen bestimmt werden. Der aktuelle Blutdruck wird dann aus dem ursprünglichen mittels Kalibrierung bestimmten Blutdruck und der Blutdruckänderung bestimmt. Dieser zumindest funktionale Zusammenhang ermöglicht in Verbindung mit einer Kalibrierung mittels zumindest zwei quantitativen Werten für den Blutdruck, insbesondere des diastolischen

15

20

25

30

Blutdrucks (DAP) und/oder des systolischen Blutdrucks (SAP) und/oder des mittleren Blutdrucks (MAP), ergebenden Messung eine Ableitung eines quantitativen Blutdruckverlaufs aus dem Blutdruck, insbesondere des DAP und/oder SAP und/oder MAP

- 5 Demnach ist bei einem erfindungsgemäßen Verfahren zur Bestimmung eines Blutdrucks in einem Blutgefäß, bei dem in einem Messvorgang mittels mindestens zweier, in einem definierten Abstand zueinander angeordneter Sensoren eine Pulswellenlaufzeit ermittelt wird, vorgesehen, dass durch eine Kalibrierung aus der Pulswellenlaufzeitänderung der Blutdruck ermittelt wird. Die Kalibrierung kann im einfachsten Fall der umgekehrt proportionalen Ab-
- 10 hängigkeit mit mindestens zwei bekannten Druckwerten erfolgen, Zum Beispiel mit dem mittleren Druck und dem diastolischen Druck aus einer Klemmdruckmessung.

Unter einer Klemmdruckmessung wird ein Verfahren verstanden, bei dem mittels einer an einer Extremität des Menschen oder Tieres, dessen Blutdruck bestimmt werden soll, ange-

15 legten Druckmanschette (insbesondere durch deren Aufblasen) ein Druck auf den entsprechenden Abschnitt der Extremität ausgeübt wird, der zunächst so groß gewählt wird, dass ein Blutfluss durch das betrachtete Blutgefäß in diesem Abschnitt der Extremität unterbrochen wird. Der mittels der Druckmanschette aufgebrachte Druck wird anschließend kontrolliert reduziert und aus dabei auftretenden Vorgängen auf den Blutdruck(verlauf) ge-

20 schlossen. Umgekehrt kann auch schon während der mit konstanter oder variierender Geschwindigkeit vorgenommenen Inflation der Druckmanschette auf den Blutdruck(verlauf) rückgeschlossen werden. Beispielsweise können die bereits beschriebenen auskultatorischen und palpatorischen Klemmdruckverfahren erfindungsgemäß zur Kalibrierung genutzt werden. Bevorzugt bietet sich jedoch das bereits beschriebene oszillatorische Klemmdruck-

25 verfahren an, da vorzugsweise eine vollständig automatische Auswertung der dabei ermittelten Messwerte und deren Nutzung zur Kalibrierung der sensorbasierten Messungen erfolgen soll.

Bei der Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens kann, insbesondere auch bei

30 nicht mehr erfüllten Voraussetzungen der umgekehrt proportionalen Abhängigkeit, weiter vorgesehen sein, dass eine aus der Klemmdruckmessung abgeleitete Pulskurvenform (d.h. dem Verlauf des Blutdrucks über einen Herzschlag) genutzt wird, um eine Transferfunktion zu bestimmen. Die Transferfunktion wird durch Rückfaltung eines gemessenen Sensorsig-

nals mit dem aus anderen Messverfahren bekannten Pulskurvensignal gewonnen. Mittels dieser Transferfunktion kann bei späteren Messungen ohne ein aus einem anderen Messverfahren bekanntes Pulskurvensignal aus dem Verlauf der mittels der Sensoren ermittelten Signale durch Faltung eine Pulskurvenform ermittelt werden. Zusätzlich dazu kann im Rahmen der Kalibrierung die aus dem Signalverlauf ermittelte Pulskurvenform quantitativ definiert werden.

Ein bevorzugtes Verfahren zur Bestimmung einer Pulskurvenform ausgehend von einer Klemmdruckmessung ist in der internationalen Patentanmeldung PCT/EP2014/000031 offenbart. Dieses Verfahren beruht darauf, mehrere Pulskurven bei verschiedenen konstanten Klemmdrücken oder kontinuierlich ansteigendem oder fallendem Klemmdruck aufzuzeichnen, wobei jede Pulskurve mit einer vom Klemmdruck abhängigen Funktion gewichtet wird. Die Summe der gewichteten Pulskurven kann dann als gute Näherung für den unskalierten invasiven Blutdruckverlauf, d.h. die hier relevante Pulskurvenform, angenommen werden. Vorzugsweise kann die Gewichtung in Abhängigkeit des Abstands des invasiven Blutdrucks vom Klemmdruck erfolgen, wobei als Ausgangswert für die Durchführung des Verfahrens ein Schätzwert für den invasiven Blutdruck genutzt werden kann. Der gesamte Inhalt der PCT/EP2014/000031 wird durch Bezugnahme zum Inhalt der vorliegenden Beschreibung gemacht.

Diese Ermittlung einer Pulskurvenform mittels einer zuvor ermittelten Transferfunktion kann somit insbesondere auch dann erfolgen, wenn gerade keine Klemmdruckmessung durchgeführt wird. Demnach kann vorzugsweise vorgesehen sein, dass eine Mehrzahl von Messvorgängen durchgeführt wird, wobei Kalibrierungen nur nach (jeweils) mehreren Messvorgängen durchgeführt werden. Ein Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens liegt dann darin, dass die vorzugsweise mittels Klemmdruckmessung erfolgende Kalibrierung nicht für jeden Messvorgang durchgeführt werden muss, sondern die sich dabei ergebenden Messwerte zur Kalibrierung für mehrere Messvorgänge genutzt werden können. Demnach kann eine kontinuierliche Ermittlung des Blutdrucks mittels der Sensoren erfolgen, während eine Pulskurvenform, die zur Kalibrierung der sensorbasierten Messwerte herangezogen und durch insbesondere eine Klemmdruckmessung ermittelt wird, nur intermittierend ermittelt wird. Dabei kann der Zeitraum zwischen jeweils zwei Kalibrierungsmessungen variabel gewählt werden. Zu beachten ist dabei, dass eine relativ häufige Kalibrierung die Genauig-

keit der sensorbasierten Ermittlung des Blutdrucks zwischen den Klemmdruckmessungen verbessern kann, jedoch wegen des (bei einer Klemmdruckmessung) kurzzeitig aufzubringenden Klemmdrucks auf eine Extremität des wachen Patienten in der Regel als weniger angenehm oder auch unangenehm wahrgenommen wird. Die Kalibrierungsmessungen sollten daher so selten wie möglich aber so häufig, wie für das Erreichen einer ausreichenden Ermittlungsgenauigkeit nötig ist, durchgeführt werden. Beispielsweise kann vorgesehen sein, Kalibrierungsmessungen in Abständen von zwei bis fünfzehn Minuten, bspw. in Abständen von ca. fünf oder ca. zehn Minuten durchzuführen. Selbstverständlich besteht auch die Möglichkeit, die Zeiträume zwischen jeweils zwei nacheinander erfolgenden Kalibrierungsmessungen unterschiedlich lang oder Serien von aufeinanderfolgenden Kalibrierungsmessungen in variablen Abständen vorzusehen.

In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens kann vorgesehen sein, dass der Druckverlauf bzw. die Pulswelle optisch ermittelt wird. Dabei können insbesondere mittels (jeweils) eines Leuchtmittels der Sensoren Lichtpulse in Richtung des Blutgefäßes ausgestrahlt werden, wobei mittels eines Detektors der Sensoren ein von dem Blut in dem Blutgefäß reflektierter Anteil und/oder ein durch das Blut in dem Blutgefäß transmittierter Anteil der Lichtpulse (bzw. eine Änderung desselben) detektiert wird. Schwankungen im Bereich der Herzfrequenz des detektierten Messsignalverlaufs der mindestens zwei Sensoren können dabei dem sich lokal verändernden Blutdruck zugeordnet werden. Die Verwendung von pulsierenden Leuchtmitteln und eine Detektion im aktivierten und nichtaktivierten Zustand des Leuchtmittels ermöglicht in bekannter Weise die Separation von Fehlersignalen z.B. Fremdlicht.

Eine Vorrichtung zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens umfasst zumindest die Sensoren, eine Druckmanschette zur Durchführung der Klemmdruckmessung und eine Auswerteeinheit, wobei die Sensoreinheit und gegebenenfalls auch die Auswerteeinheit in die Druckmanschette integriert ist/sind. Dadurch können sich ein kompakter Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung sowie eine einfache Handhabung ergeben. Problematisch dabei kann unter gewissen Umständen der relativ geringe Abstand zwischen den mindestens zwei Sensoren sein, der zu einer entsprechend kurzen (zu bestimmenden) Pulswellenlaufzeit führt.

Insbesondere um solche kurzen Pulswellenlaufzeiten ausreichend genau kontinuierlich messen zu können, kann in einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen sein, dass ein Zeitversatz zwischen der Aktivierung (d.h. dem Aus-

5 senden eines Lichtpulses und dem Detektieren eines reflektierten und/oder transmittierten Anteils dieses Lichts) der mindestens zwei optischen Sensoren (d.h. einem Aktivieren eines ersten (dem stromauf gelegenen) der Sensoren und dem darauffolgenden, zeitversetzten Aktivieren des zweiten Sensors) derart (insbesondere kontinuierlich) geregelt wird, dass für beide Sensoren möglichst gleiche relative Messwerte erzielt werden und demnach der Zeit-

10 versatz im Wesentlichen der Pulswellenlaufzeit entspricht. Dabei werden unter gleichen „relativen“ Messwerten solche verstanden, die im Wesentlichen die gleiche Stelle der hinsichtlich der Kurvenform vergleichbaren Messwertverläufe darstellen. Dabei können die gleichen „relativen“ Messwerte durchaus unterschiedliche absolute Messwerte darstellen. Dies kann insbesondere darin begründet sein, dass infolge der unterschiedlichen Positionie-

15 rung der mindestens zwei Sensoren (und dem damit möglicherweise einhergehenden unterschiedlichen Abstand zu dem jeweiligen Abschnitt des betrachteten Blutgefäßes und/oder des unterschiedlichen Aufbaus des zwischen den beiden Sensoren und den entsprechenden Blutgefäßabschnitten liegenden Gewebes) auch bei gleich starken von den beiden Sensoren ausgesendeten Lichtpulsen unterschiedlich große reflektierte und/oder transmittierte Anteile

20 detektiert werden. Diese hinsichtlich der absoluten Werte unterschiedlichen Messwertverläufe können deren vorausgehende Normierung ggf. sinnvoll machen.

Zur Vereinfachung der Regelung der zeitversetzten Aktivierung der beiden Sensoren kann vorgesehen sein, dass die (jeweilige) Zeitverzögerung anhand charakteristischer und somit

25 gut identifizierbarer und daher gut vergleichbarer Werte der Messwertverläufe ermittelt wird. Als charakteristische Werte können insbesondere die Minima (die dem daraus zu ermittelnden diastolischen Blutdruck entsprechen können), die Maxima (die dem daraus zu ermittelnden systolischen Blutdruck entsprechen können) und/oder die Stellen des maximalen Messwertanstiegs herangezogen werden.

30 Der Zeitversatz kann grundsätzlich analog oder digital, beispielsweise mit einer Auflösung von zwischen 3 und 15 ns, insbesondere 5 ns, geregelt werden.

Zur Ermittlung einer eventuellen Regelungsabweichung des Zeitversatzes für einen anstehenden Messvorgang kann die zeitliche Verzögerung zwischen der Ermittlung desselben charakteristischen Werts der von den Sensoren in einem vorausgegangenen Messvorgang ermittelten Messwertverläufe genutzt werden. Vorzugsweise kann vorgesehen sein, dass die

5 Verzögerung ständig nachgeregelt wird, so dass die von den mindestens zwei Sensoren ermittelten Messwertverläufe immer möglichst weitestgehend bis auf genau diese Verzögerung gleich sind.

Für die von den Sensoren ausgesendeten Lichtpulse kann (zumindest innerhalb eines Messvorgangs) eine gleichbleibende Dauer von beispielsweise ca. 1 ms vorgesehen sein. Vorteilhaft kann jedoch sein, wenn in Phasen eines Messwertanstiegs die Dauer der Lichtpulse im Vergleich zu Phasen eines Messwertabfalls verlängert gewählt wird. In Verbindung mit einer weiterhin bevorzugten mehrfachen oder länger (als in den anderen Phasen) andauernden Detektion des reflektierten und/oder transmittierten Anteils des Lichts je Lichtpuls während

10 eines Messwertanstiegs kann dadurch ohne übermäßigen Energieaufwand und unzulässige Erwärmung der Sensoren eine möglichst hohe Auflösung während des Messwertanstiegs und damit während desjenigen Abschnitts der einzelnen Messwertverläufe, die vorzugsweise die zur Ermittlung des Zeitversatzes genutzten charakteristischen Werte umfassen, erreicht werden. Dadurch kann sich zwar eine zeitliche Verzerrung der Messwerte

15 über der Zeit und unter Umständen auch der Messwertamplituden ergeben, was jedoch die erfindungsgemäße Auswertung der Messwertverläufe nicht behindert. Im Gegenteil können dadurch vorteilhaft besonders relevante Phasen (die betrachteten charakteristischen Werte) der Messwertverläufe stärker gewichtet werden.

Weiterhin, wiederum um die vom systolischen Druckanstieg verursachte schnelle Signaländerung zeitlich möglichst hoch aufzulösen, kann in einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen sein, dass zur Ermittlung von Messwerten nicht abgewartet wird, bis Einschwingvorgänge in den Detektoren beendet sind und somit im Wesentlichen konstante Messsignalwerte abgelesen werden können. Vielmehr erfolgt eine

25 Ermittlung der Messwerte anhand einer Auswertung (ggf. jeweils eines Abschnitts) der Einschwingvorgänge, insbesondere durch Ermittlung der maximalen Steigung und/oder des Integrals des Messsignalverlaufs.

30

In einer weiterhin bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens kann vorgesehen sein, dass die mittels der Klemmdruckmessung erfolgte Messung des Blutdrucks nicht nur zur Kalibrierung der sensorbasierten Messwertermittlungen herangezogen wird, sondern umgekehrt auch die Messung des Blutdrucks mittels der Klemmdruckmessung durch die gleichzeitig erfolgende, sensorbasierte Messwertermittlung verbessert wird. Demnach kann auch vorgesehen sein, dass während der Kalibrierungsmessung sensorbasierte Messwertverläufe ermittelt und ein mittels der Kalibrierungsmessung bestimmter Druckverlauf anhand dieser Messwertverläufe angepasst wird.

10 Durch die Integration der Sensoreinheit in die Druckmanschette kann diese vorteilhaft dazu genutzt werden, um die Sensoren auch dann sicher und insbesondere mit einer definierten Andrückkraft an den vorgesehenen Stellen der zur Bestimmung des Blutdrucks genutzten Extremität zu halten, wenn keine Klemmdruckmessung durchgeführt wird. Dazu kann vorgesehen sein, dass dann, wenn keine Klemmdruckmessung durchgeführt wird, ein Halteklemmdruck in der Druckmanschette aufgebracht wird. Dieser Halteklemmdruck ist vorzugsweise so bemessen, dass die Haltefunktion erfüllt, gleichzeitig eine Beeinflussung des venösen Rückflusses in dem Blutgefäßen jedoch möglichst gering gehalten oder vermieden wird. Beispielsweise kann der Halteklemmdruck ca. 5 bis 20 mmHg, insbesondere 10 mmHg betragen.

20 Um für die mindestens zwei Sensoren ein möglichst gleiches Einschwingverhalten für die Messsignale zu erhalten, kann vorzugsweise vorgesehen sein, dass beide Sensoren einen gemeinsamen Detektor oder zwei parallel geschaltete Detektoren aufweisen.

25 Um den Detektor eines Sensors möglichst vor Fremdlicht abzuschirmen, kann weiterhin vorgesehen sein, dass dieser zwischen dem Leuchtmittel des entsprechenden Sensors sowie einer in Umfangsrichtung der Extremität gerichteten Längsachse der Druckmanschette angeordnet ist. Bei zwei vorgesehenen Sensoren können sich somit die Detektoren zwischen den beiden außenliegenden Leuchtmitteln befinden.

30 Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt jeweils schematisch:

Fig. 1: die Verwendung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Fig. 2: ein Funktionsschaltbild zur Vorrichtung der Fig. 1;

5 Fig. 3: die Bestromung der zwei Leuchtdioden sowie der sich daraus ergebende Messsignalverlauf in einer Messequenz;

Fig. 4: die zwei mittels der zwei Sensoren der Vorrichtung ermittelten Messwertverläufe;

10 Fig. 5a: eine Ausführungsform einer Druckmanschette der Vorrichtung gemäß der Fig. 1 im nicht befüllten Zustand; und

Fig. 5b: die Druckmanschette gemäß der Fig. 5a im befüllten Zustand.

15 Die Fig. 1 zeigt schematisch eine erfindungsgemäße Vorrichtung zur Bestimmung des Blutdrucks in einem Blutgefäß, beispielsweise einer Arterie, eines Menschen oder Tieres. Die Vorrichtung umfasst eine Druckmanschette 1, die um eine Extremität 2, beispielsweise einen Oberarm eines Menschen, gelegt werden kann. Die Druckmanschette 1 kann variabel mit einem Fluid, beispielsweise Luft, befüllt werden, wodurch sich diese ausdehnt. Die damit einhergehende Verkleinerung des freien Innenquerschnitts der Druckmanschette 1 führt zu einem radialen Komprimieren des darin gelegenen Abschnitts der Extremität 2 und damit zur Ausübung eines Klemmdrucks auf einen in diesem Abschnitt der Extremität 2 verlaufenden Abschnitt einer Arterie 3. Mittels der Druckmanschette 1 wird in mehr oder weniger regelmäßigen Abständen in bekannter Weise eine Klemmdruckmessung durchgeführt. Diese dient der Ermittlung einer Transferfunktion sowie der Kalibrierung von sensorbasierten Messungen der Pulswellenlaufzeit und einer daraus mittels der Transferfunktion ermittelten Pulskurvenform des Blutdrucks. Die Klemmdruckmessung kann beispielsweise als oszillatorische Messung ausgeführt werden, bei der mittels eines den Innendruck der Druckmanschette 1 messenden Drucksensors (nicht dargestellt) Druckänderungen, die beim gezielten Absenken des Innendrucks durch eine einsetzende Blutströmung in der Arterie und die dadurch erzeugten Schwingungen erzeugt werden, gemessen werden. Anhand dieser Druckänderungen kann in bekannter Weise der quantitative Pulskurvenverlauf ermittelt werden.

20

25

30

Die Druckmanschette 1 kann vorzugsweise, wie dies in den Fig. 5a und 5b dargestellt ist, einen mit dem Fluid befüllbaren ersten Manschettenteil 15 sowie ein zwischen dem ersten
5 Manschettenteil 15 und der Extremität 2 angeordneten zweiten Manschettenteil 16 aufweisen, der derart ausgebildet ist, dass dieser die Ausbildung von Falten, insbesondere beim Befüllen des ersten Manschettenteils 15, vermeidet. Insbesondere kann der zweite Manschettenteil 16 aus einer Schicht eines relativ (bezogen auf den Werkstoff, aus dem der erste Manschettenteil 15 ausgebildet ist) steifen Materials, insbesondere Kunststoffmaterials, bestehen, und in seiner unbelasteten Ausgangsform spiralförmig aufgerollt mit sich überlap-
10 pendenden Enden ausgebildet sein. Der zweite Manschettenteil 16 ist dabei vorzugsweise derart elastisch deformierbar ausgebildet, dass dessen Spiralförmigkeit zumindest ein Stück weit aufgebogen werden kann, was insbesondere für ein Anlegen der Druckmanschette 1 an die Extremität 2 vorteilhaft sein kann. Durch den zweiten Manschettenteil 16 kann eine mög-
15 lichst gleichförmige Übertragung des von dem ersten Manschettenteil 15 bei der Befüllung mit dem Fluid erzeugten radialen Drucks auf den gesamten zwischen der Druckmanschette 1 und der Extremität 2 ausgebildeten Kontaktbereich bewirkt werden (vgl. Fig. 5b). Zudem kann die Rückstellkraft des elastisch aufgebogenen zweiten Manschettenteils 16 auch dann für ein sicheres und enges Anliegen der Druckmanschette 1 an der Extremität 2 sorgen,
20 wenn der erste Manschettenteil 15 nicht in einem Maße mit dem Fluid befüllt ist, dass von diesem ein relevanter radialer Druck auf die Extremität 2 ausgeübt wird (vgl. Fig. 5a).

Um den Tragekomfort der Druckmanschette 1 zu erhöhen, kann diese weiterhin noch einen dritten Manschettenteil 17 umfassen, der zwischen dem zweiten Manschettenteil 16 und
25 der Extremität 2 angeordnet ist. Der dritte Manschettenteil 17 kann insbesondere aus einem weichen, flexiblen Material, beispielsweise einem Gewebe bestehen und/oder als in sich (ringförmig) geschlossene Manschette ausgebildet sein. Ein besonderer Vorteil eines solchen dritten Manschettenteils 17 kann darin liegen, dass dieser ein Einklemmen eines Teils der Oberfläche der Extremität 2 im Bereich der sich überlappenden Enden des zweiten Man-
30 schettenteils 17 verhindern kann. Sofern der dritte Manschettenteil 17 zudem radial elastisch aufweitbar ausgebildet ist, kann sichergestellt werden, dass dieser (gemeinsam mit den anderen Manschettenteilen) durch Aufweitung problemlos auf die Extremität 2 aufgezogen

werden kann, danach beim Anliegen an der Extremität 2 aber ebenfalls (wie der zweite Manschettenteil 16) keine Falten ausbildet.

Es kann weiterhin ein vierter Manschettenteil 18 vorgesehen sein, der zwischen dem ersten
5 Manschettenteil 15 und dem zweiten Manschettenteil 16 angeordnet ist und entsprechend dem dritten Manschettenteil 17 ausgebildet sein kann. Der vierte Manschettenteil 18 kann insbesondere eine Beschädigung des ersten Manschettenteils 15 durch die freien Enden des zweiten Manschettenteils 16 verhindern.

10 Eine solche Druckmanschette ist in der internationalen Patentanmeldung PCT/EP2014/000340 offenbart, deren gesamter Inhalt durch Bezugnahme zum Inhalt der vorliegenden Beschreibung gemacht wird.

In die Druckmanschette sind zwei optische Sensoren integriert, wie beispielsweise in der
15 Fig. 1 dargestellt. Bei der bevorzugten Ausführung der Druckmanschette 1 mit mehreren Manschettenteilen (vgl. Fig. 5a und 5b) sind die Sensoren an der der Extremität 2 zugewandten Seite des zweiten Manschettenteils 16, oder, wenn ein dritter Manschettenteil 17 vorgesehen ist, an der entsprechenden Seite dieses dritten Manschettenteils 17 angeordnet.

20 Jeder der Sensoren umfasst ein Leuchtmittel in Form einer Leuchtdiode 4a, 4b (LED) sowie einen benachbart angeordneten Detektor in Form einer Photodiode 5a, 5b (PD). Durch die Anordnung unterhalb der vorzugsweise weitgehend lichtundurchlässigen Druckmanschette 1 werden die Photodioden 5a, 5b bereits gut vor einer Einstrahlung von Fremdlicht geschützt. Die Anordnung der Photodioden 5a, 5b jeweils zwischen einer in Umfangsrichtung
25 gerichteten Mittellängsachse 6 der Druckmanschette 1 sowie der jeweils dazugehörigen Leuchtdiode 4a, 4b sorgt zudem dafür, dass randseitig unter die Druckmanschette 1 einstrahlendes Licht die Photodioden 5a, 5b möglichst nicht erreicht. Die Leuchtdioden 4a, 4b sind antiparallel geschaltet, um die Anzahl der Anschlussleitungen gering zu halten.

30 Die Photodioden 5a, 5b sind parallel verschaltet und elektrisch mit einer Auswerteeinheit 7 der Vorrichtung verbunden. Durch die parallele Verschaltung wirken beide Photodioden 5a, 5b elektrisch wie eine einzelne Photodiode. Messsignale, die die Photodioden 5a, 5b aufgrund eines Lichteinfalls erzeugen, durchlaufen somit prinzipiell die gleiche Empfangs-

schaltung. Dadurch wird erreicht, dass das Einschwingverhalten für die Messsignale beider Photodioden 5a, 5b im Wesentlichen gleich ist.

Alternativ zu der hier dargestellten Ausgestaltung mit zwei parallel verschalteten Photodioden 5a, 5b kann auch eine für beide Sensoren gemeinsam genutzte Photodiode 5 eingesetzt werden (in der Fig. 2 schematisch dargestellt). Eine solche gemeinsame Photodiode 5 erzeugt Messsignale aufgrund von Lichteinstrahlungen, die auf Lichtpulsen beruhen, die von beiden Leuchtdioden 4a, 4b ausgestrahlt wurden. Eine solche gemeinsame Nutzung ist wegen des definierten Zeitversatzes, mit der die zwei Leuchtdioden 4a, 4b nacheinander aktiviert werden, problemlos möglich. Eine gemeinsame Photodiode 5 könnte beispielsweise mittig zwischen den beiden Leuchtdioden 4a, 4b angeordnet sein.

Zur Ermittlung der Pulswellenlaufzeit werden die beiden Leuchtdioden 4a, 4b von der Auswerteeinheit 7 (vgl. Fig. 1) gepulst angesteuert, wodurch diese in dem von der Ansteuerung vorgegebenen Takt Lichtpulse in das unterhalb der Sensoren liegende Gewebe sowie das durch die Arterie 3 strömende Blut ausstrahlen. Dabei wird ein Teil des Lichts von dem Gewebe und dem Blut reflektiert, wobei ein Anteil davon in die jeweils dazugehörige oder gemeinsame Photodiode 5, 5a, 5b einstrahlt. In der Fig. 1 ist beispielhaft jeweils ein Lichtstrahl dargestellt, der von einem Blutkörperchen 14 in die Photodiode 5a, 5b reflektiert wird. Tatsächlich erfolgt eine solche Reflektion von einer Vielzahl von Blutkörperchen 14 und auch von dem die Arterienwand ausbildenden und umgebenden Gewebe. Da sich das Gewebe jedoch kurzfristig nicht relevant verändert, stellt sich der von diesem reflektierte Anteil des Lichts bei kurz aufeinander folgenden Messsignalermittlungen als Gleichanteil dar, während Veränderungen (Wechselanteile im Bereich der Herzfrequenz) primär auf den Anteil des von dem Blut reflektierten Lichts zurück zu führen sind. Diese Veränderungen sind primär darin begründet, dass die herzschlagbedingten Druckwellen, die sich mit der Pulswellengeschwindigkeit durch die Arterie 3 bewegen, zu einem zyklischen, druckbedingten, lokalen Aufweiten der Arterie 3 führen und sich strömungsbedingt die Orientierung und Form der Blutkörperchen ändert.

Wie sich aus der Fig. 2 ergibt, umfasst die Auswerteeinheit 7 eine Recheneinheit 8 und jeweils einen Timer 9a, 9b für jede der Leuchtdioden 4a, 4b. Die Leuchtdioden 4a, 4b werden nach Vorgabe der Recheneinheit 8 mittels der Timer 9a, 9b angesteuert. Zwischen den

Timer 9b der zweiten, bezogen auf die Strömungsrichtung des Bluts in der Arterie stromab angeordneten Leuchtdiode 4b und die Recheneinheit 8 ist noch ein mittels eines Reglers 10 gesteuertes Verzögerungselement 11 geschaltet. Die zweite Leuchtdiode 4b wird somit erst durch das Verzögerungselement 11 mit einem von der Recheneinheit 8 vorgegebenen Zeitversatz nach einer Ansteuerung der ersten Leuchtdiode 4a angesteuert. Die Photodiode(n) 4a, 4b sind über zwei Integratoren 12a, 12b und Analog-Digital-Wandler 13a, 13b mit der Recheneinheit verbunden. Die in der Fig. 2 gezeigten Timer 9a, 9b, das Verzögerungselement 11, der Regler 10, die Integratoren 12a, 12b und die Analog-Digital-Wandler 13a, 13b sind funktionale Elemente, die auch in die Recheneinheit 8 integriert sein können beziehungsweise deren Funktion auch von der Recheneinheit 8 übernommen werden kann.

Ein Ablauf einer mittels der beiden Sensoren durchgeführten Messsequenz, deren Gesamtdauer beispielsweise 1 ms betragen kann, läuft folgendermaßen ab. Mittels der gemeinsamen oder der zu der ersten Leuchtdiode 4a zugehörigen Photodiode 5a wird eine Dunkelstrommessung durchgeführt. Dies dient dazu, den durch Fremdlichteinstrahlung begründeten Messfehler während einer darauffolgenden Messsignalerfassung bei angesteuerter erster Leuchtdiode 4a zu bestimmen und herausrechnen zu können. Daraufhin erfolgt eine pulsartige Ansteuerung der ersten Leuchtdiode 4a mit einem Ansteuerstrom (vgl. Fig. 3: I_{LED1}), was zu einem Ausstrahlen eines Lichtpulses durch die erste Leuchtdiode 4a führt. Ein Anteil des dabei ausgestrahlten Lichts wird von der (dazugehörigen) Photodiode 5, 5a detektiert und in ein entsprechendes Messsignal (I_{PD}) gewandelt. Wegen des Einschwingverhaltens der Photodiode 5, 5a und der damit verschalteten Empfangsschaltung stellt sich das Messsignal nicht digital als mit einem Endwert „vorhanden“ oder „nicht vorhanden“ ein, sondern es ist ein relativ langsamer Anstieg von Null (beziehungsweise des als Null definierten, bei der Dunkelstrommessung ermittelten Messsignals) erkennbar (vgl. Fig. 3). Die Pulsdauer der Ansteuerung der ersten Leuchtdiode 4a ist so kurz bemessen, dass diese wieder ausgeschaltet wird, noch bevor das Messsignal der (dazugehörigen) Photodiode 5, 5a überhaupt eingeschwungen ist und somit ein im Wesentlichen konstantes Signal liefert. Als Messwert für den entsprechenden Lichtpuls kann somit nicht ein eingeschwungenes Messsignal dienen. Vielmehr wird typischerweise das Integral unter der Messsignalkurve über dem Zeitraum des Lichtpulses (rechtsschraffierte Fläche in der Fig. 3) genutzt. Möglich und vorteilhaft kann aber auch sein, das Integral über die gesamte Zeitspanne zu bilden, in der das Messsignal von Null unterschiedlich ist (ca. doppelte Lichtpulsdauer; Summe aus

rechts- und linksschraffierter Fläche in der Fig. 3). Ein so erhaltener Messwert für den betrachteten Lichtpuls der ersten Leuchtdiode 4a wird mittels des dazugehörigen Analog-Digital-Wandlers 13a gewandelt und der Recheneinheit 8 zugeführt.

- 5 Nach einem definierten Zeitversatz (t_{delay}), der durch das Verzögerungselement 11 eingestellt wird, wird die zweite Leuchtdiode 4b entsprechend pulsartig angesteuert. Eine Messwertermittlung erfolgt entsprechend derjenigen bei der ersten Leuchtdiode 4a.

Die zwei innerhalb einer Messesequenz ermittelten Messwerte, einer für jeden der Sensoren,
10 sind abhängig von den jeweils vorliegenden Volumina, die von den unter den Sensoren liegenden Abschnitten der Arterie 3 ausgebildet werden. Diese Volumina und damit die Messwerte verändern sich infolge der mit der Pulswellengeschwindigkeit durch die Arterie 3 wandernden, herzsschlagbedingten Druckwellen. Sofern eine Vielzahl von entsprechenden Messesequenzen hintereinander durchgeführt wird, kann aus den Messwerten jedes der bei-
15 den Sensoren jeweils ein Messwertverlauf und in Verbindung mit der Transferfunktion jeweils eine Pulskurvenform abgeleitet werden (vgl. Fig. 4). Diese Pulskurvenformen sind, gegebenenfalls nach einer Normierung, weitgehend identisch, jedoch um den Zeitversatz (t_{delay}) versetzt.

- 20 Sofern der Zeitversatz zwischen der Ansteuerung der beiden Leuchtdioden 4a, 4b derart ist, dass die in einer Messesequenz ermittelten Messwerte relativ gesehen gleich sind, d.h. im Wesentlichen dieselbe Stelle auf den zwei normierten Pulskurvenformen darstellen, entspricht der Zeitversatz der (Pulswellen-)Laufzeit, die die Pulswellen für die Wanderung von dem ersten zu dem zweiten Sensor benötigen. In Verbindung mit dem bekannten Abstand
25 der zwei Sensoren (hier kann näherungsweise der Abstand zwischen den beiden Sensoren angesetzt werden, z.B. von ca. 5 bis 10 cm, insbesondere ca. 8 cm) kann aus der Pulswellenlaufzeit die Pulswellengeschwindigkeit ermittelt werden.

- Bekannt ist, dass die Pulswellengeschwindigkeit vom arteriellen Blutdruck abhängig ist.
30 Konkret ist die Pulswellengeschwindigkeit von der Steifigkeit der arteriellen Gefäßwände abhängig, die wiederum druckabhängig ist. Insbesondere kann bei kurzzeitiger Anwendung mit entsprechend geringen Änderungen (des Blutmitteldrucks) die Laufzeitänderung als umgekehrt proportional zu der Änderung des Blutmitteldrucks (MAP) angesehen werden. Bei

größeren Veränderungen kann immerhin noch eine funktionale Abhängigkeit von dem Blutmitteldruck angenommen werden. Demnach kann mittels der ermittelten Pulswellengeschwindigkeit auf den Blutmitteldruck geschlossen werden.

- 5 Über die Transferfunktion, die unter Nutzung des Ergebnisses einer Klemmdruckmessung erhalten wurde, kann der sensorbasiert ermittelte Blutmitteldruck in eine quantitative Puls-
kurvenform übertragen werden. Mittels der Messsignale kann somit kontinuierlich der Blut-
druckverlauf bestimmt werden, wobei vorgesehen ist, in definierten Zeitintervallen jeweils
eine Klemmdruckmessung durchzuführen, um eine Neukalibrierung der Messsignale bezie-
10 hungsweise des daraus abgeleiteten Blutdruckverlaufs zu ermöglichen.

- Ein solches Zeitintervall, das beispielsweise ca. 5 Minuten betragen kann, umfasst demnach
eine Vielzahl von Messvorgängen. Jeder Messvorgang (t_{Mess}) umfasst (zumindest) die Ermitt-
lung eines Zyklus der Messwertverläufe beider Sensoren. Da diese durch die kontinuierliche
15 Phasenregelung mit dem Herzschlag synchronisiert sind, beträgt die Dauer eines Messvor-
gangs ca. 0,25 s bis 2s (entsprechend einer Herzschlagfrequenz von 30 bis 240, zuzüglich
des nur geringfügig ins Gewicht fallenden, eingestellten Zeitversatzes, der der Pulswellen-
laufzeit entspricht und bei einer Sensordistanz von ca. 8 cm ca. 6,75 bis 10 ms beträgt).

- 20 Die Regelung des Zeitversatzes, mit dem in jeder Messesequenz die zweite Leuchtdiode 4b
nach der ersten Leuchtdiode 4a angesteuert wird, erfolgt mindestens einmal für jeden Mess-
vorgang. Dabei wird für eine oder mehrere Messesequenzen des gerade ablaufenden Mess-
vorgangs entschieden, ob die entspreche(n) Messesequenz(en) des vorherigen Messvorgangs
zu im Wesentlichen gleichen relativen Messwerten geführt hat/haben. Ist eine Abweichung
25 erkennbar, wird der bei dem vorherigen Messvorgang genutzte Zeitversatz entsprechend
angepasst. Dieser angepasste Zeitversatz wird dann den Messesequenzen des neuen bezie-
hungsweise eines diesem nachfolgenden Messvorgangs zugrunde gelegt.

- Ein Verfahren nach der vorliegenden Erfindung zur Blutdruckermittlung ist typischerweise
30 kein diagnostisches Verfahren. Es erlaubt keine finale Diagnose eines Krankheitsbildes, son-
dern dient dazu, die Funktionstüchtigkeit des kardiovaskulären Systems eines Probanden
oder Patienten zu bestimmen. Ermittelte Abweichungen vom Blutdruck einer als gesund
anerkannten Person, die pathologischer oder nicht-pathologischer Natur, bspw. bei erregten

Probanden, sein können, sind jedoch nur Anhaltspunkte für ggf. weitere erforderliche diagnostische Abklärungen.

Bezugszeichenliste

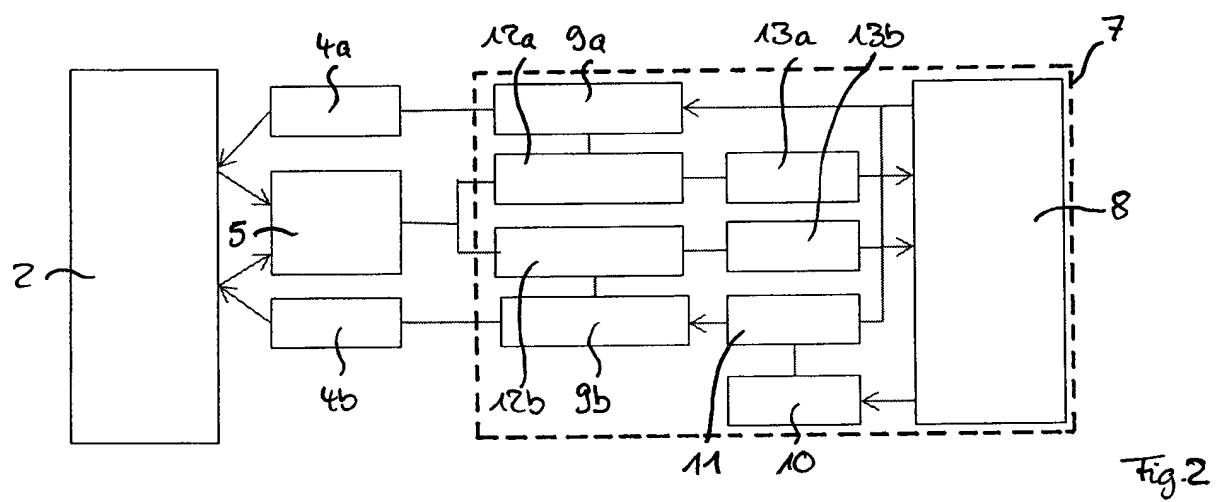
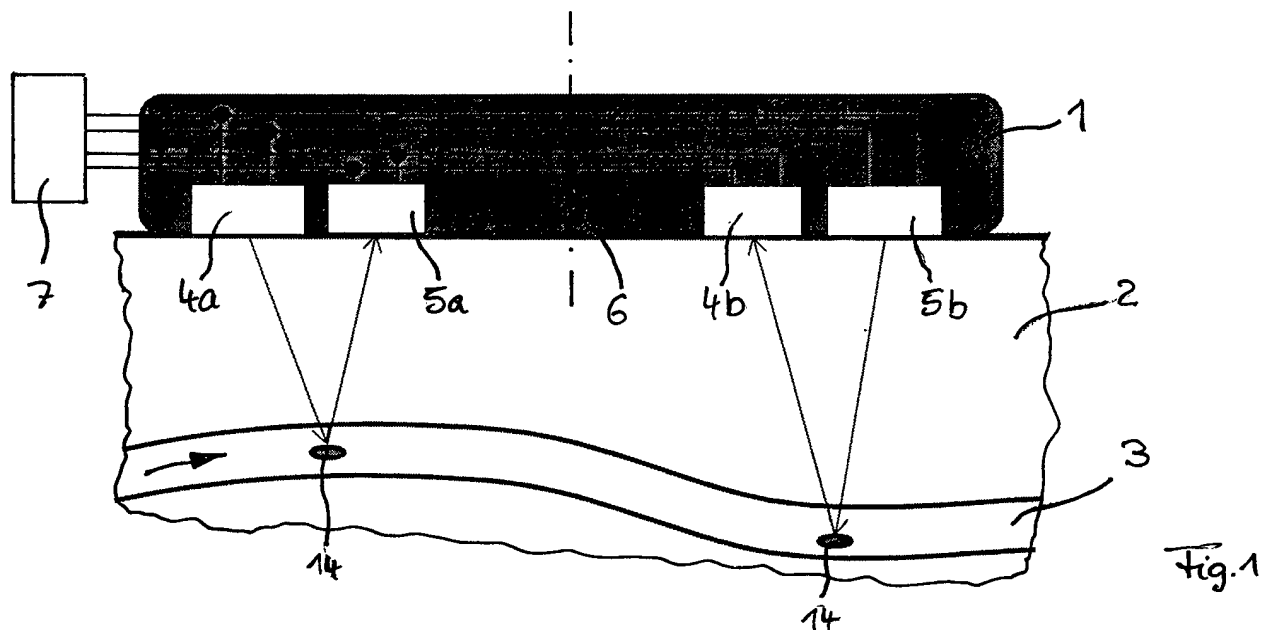
	1	Druckmanschette
	2	Extremität
5	3	Arterie
	4a	Leuchtdiode des ersten Sensors
	4b	Leuchtdiode des zweiten Sensors
	5a	Photodiode des ersten Sensors
	5b	Photodiode des zweiten Sensors
10	6	Mittellängsachse
	7	Auswerteeinheit
	8	Recheneinheit
	9a	Timer des ersten Sensors
	9b	Timer des zweiten Sensors
15	10	Regler
	11	Verzögerungselement
	12a	Integrator des ersten Sensors
	12b	Integrator des zweiten Sensors
	13a	Analog-Digital-Wandler des ersten Sensors
20	13b	Analog-Digital-Wandler des zweiten Sensors
	14	Blutkörperchen
	15	erster Manschettenteil
	16	zweiter Manschettenteil
	17	dritter Manschettenteil
25	18	vierter Manschettenteil

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung des Blutdrucks in einem Blutgefäß, wobei in einem Messvorgang mittels mindestens zweier in einem definierten Abstand zueinander angeordneten Sensoren eine Pulswellenlaufzeit ermittelt wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass durch eine Kalibrierung, insbesondere mittels einer Klemmdruckmessung, aus der Pulswellenlaufzeitänderung der Blutdruck ermittelt wird.
5
2. Verfahren gemäß Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Mehrzahl von Messvorgängen durchgeführt wird, wobei Kalibrierungen jeweils nach mehreren Messvorgängen durchgeführt werden.
10
3. Verfahren gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass mittels eines Leuchtmittels der Sensoren Lichtpulse in Richtung des Blutgefäßes ausgestrahlt werden, wobei mittels eines Detektors der Sensoren ein von dem Blut in dem Blutgefäß reflektierter Anteil und/oder ein durch das Blut in dem Blutgefäß transmittierter Anteil des Lichtpulses detektiert wird.
15
4. Verfahren gemäß Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Zeitversatz zwischen der Aktivierung der zwei Sensoren derart geregelt wird, dass möglichst gleiche relative Messwerte erzielt werden.
20
5. Verfahren gemäß Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Zeitversatz anhand charakteristischer Werte der Messwertverläufe ermittelt wird .
25
6. Verfahren gemäß Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass als charakteristische Werte die Minima, Maxima und/oder die Stellen des maximalen Messwertanstiegs herangezogen werden.
7. Verfahren gemäß Anspruch 3 oder einem der von Anspruch 3 abhängigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass in Phasen eines Messwertanstiegs die Dauer der Lichtpulse im Vergleich zu Phasen eines Messwertabfalls verlängert gewählt wird.
30

8. Verfahren gemäß Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass in Phasen eines Messwertanstiegs mehrere Detektionen je Lichtpuls durchgeführt werden.
- 5 9. Verfahren gemäß Anspruch 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass in Phasen eines Messwertanstiegs die Dauer der Detektion im Vergleich zu Phasen eines Messwertabfalls verlängert gewählt wird
- 10 10. Verfahren gemäß Anspruch 3 oder einem der von Anspruch 3 abhängigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Anzahl der Lichtpulse je Herzschlag in Abhängigkeit von der Herzfrequenz konstant gehalten wird.
- 15 11. Verfahren gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zur Ermittlung eines Messwerts die maximale Steigung und/oder das Integral des entsprechenden Messsignalverlaufs genutzt wird.
- 20 12. Verfahren gemäß Anspruch 2 oder einem der von Anspruch 2 abhängigen Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass dann, wenn keine Klemmdruckmessung durchgeführt wird, ein Halteklemmdruck mittels einer die Sensoren aufnehmenden Druckmanschette aufgebracht wird.
- 25 13. Vorrichtung zur Durchführung eines Verfahrens gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche mit mindestens zwei Sensoren, einer Druckmanschette (1) zur Durchführung der Klemmdruckmessung, und einer Auswerteeinheit (7), **dadurch gekennzeichnet**, dass die Sensoren in die Druckmanschette (1) integriert sind.
- 30 14. Vorrichtung gemäß Anspruch 13 zur Durchführung eines Verfahrens gemäß Anspruch 3 oder eines von Anspruch 3 abhängigen Anspruchs, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Sensoren einen gemeinsamen Detektor oder zwei parallel geschaltete Detektoren aufweisen.
15. Vorrichtung gemäß Anspruch 14 zur Durchführung eines Verfahrens gemäß Anspruch 3 oder eines von Anspruch 3 abhängigen Anspruchs, **dadurch gekennzeichnet**

net, dass der Detektor eines Sensors zwischen dem Leuchtmittel dieses Sensors sowie einer Mittellängsachse (6) der Druckmanschette (1) angeordnet ist.



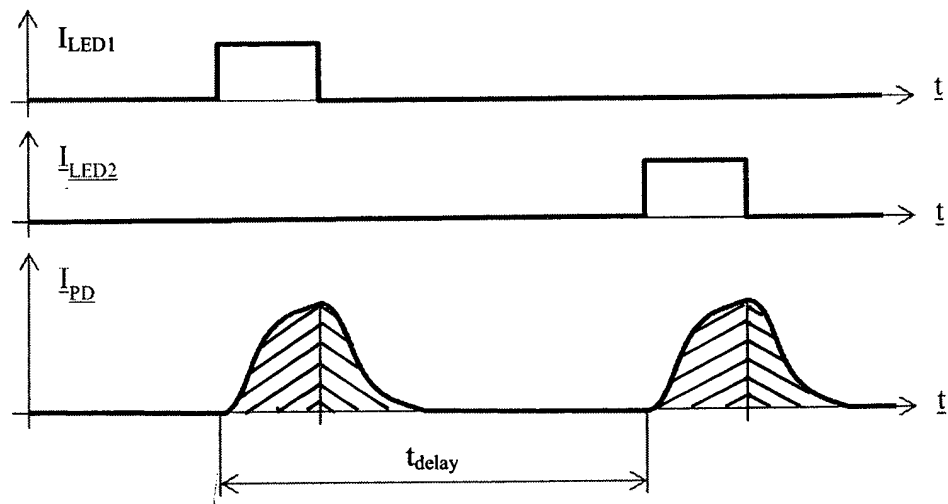


Fig. 3

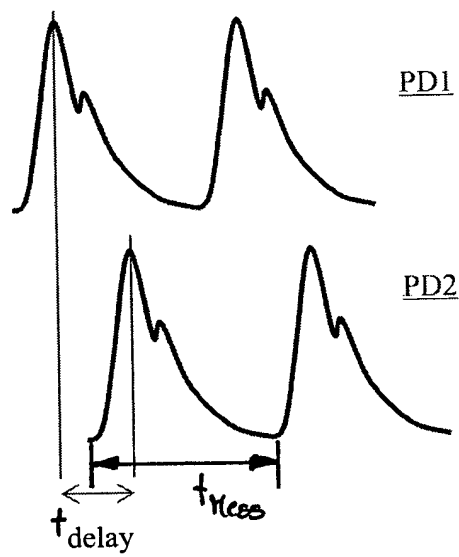


Fig. 4

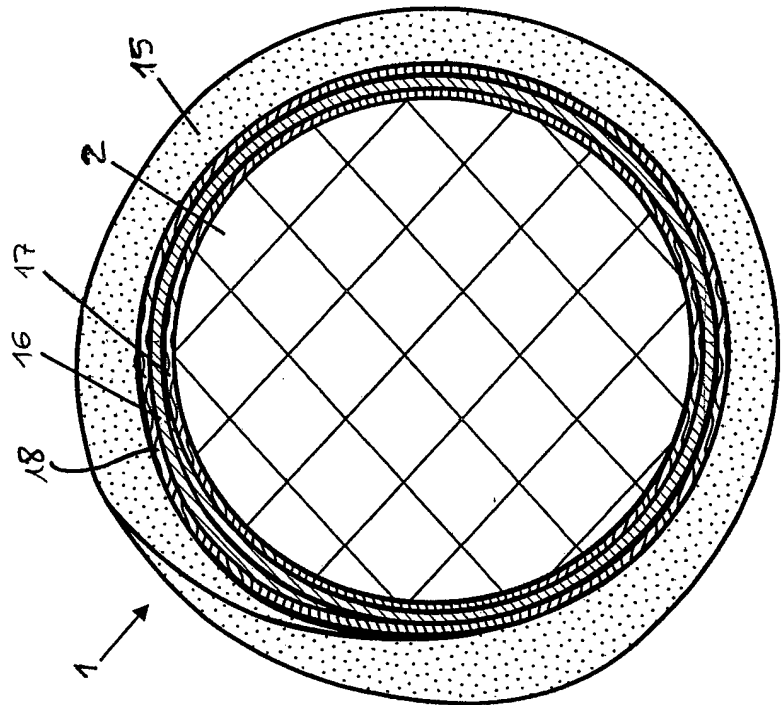


Fig. 5b

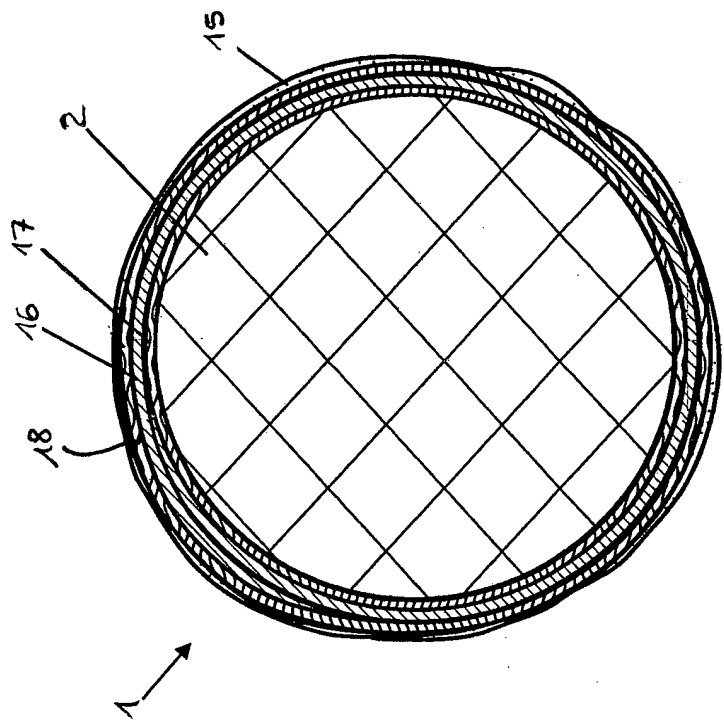


Fig. 5a

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2014/000905

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/022
ADD.

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 practicable, 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	EP 0 467 853 A1 (HATSCHEK RUDOLF A [CH]; HEITZ ERICH WILLI FRANZ DR MED [CH] AVL MEDICA) 22 January 1992 (1992-01-22) cited in the application	1,3,11
Y	page 6, line 11 - page 11, line 22	2,10,12, 14,15
X	----- WO 2009/141171 A2 (SECTORCON INGENIEURGESELLSCHAFT [DE]; KOPETSCH ROLAND [DE]; NASSERI MOH) 26 November 2009 (2009-11-26)	13
Y	page 10, line 23 - page 12, line 4	12,14,15
Y	----- EP 1 388 321 A1 (INSTRUMENTARIUM OYJ [FI]) 11 February 2004 (2004-02-11) paragraph [0031]	2
	----- -/-	



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 January 2015

Date of mailing of the international search report

04/02/2015

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

Trachterna, Morten

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/000905

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 475 153 B1 (KHAIR MOHAMMAD [US] ET AL) 5 November 2002 (2002-11-05) column 4, line 52 - column 5, line 24 -----	10
A	DE 35 33 912 A1 (SCHMID WALTER [DE]) 2 April 1987 (1987-04-02) column 8, lines 51-60 -----	11
A	US 2013/211208 A1 (VARADAN VIJAY K [US] ET AL) 15 August 2013 (2013-08-15) paragraph [0029]; figure 1 -----	14,15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2014/000905

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0467853	A1	22-01-1992	AT 132720 T 15-01-1996
		DE 59107232 D1 22-02-1996	
		EP 0467853 A1 22-01-1992	
		JP 2750023 B2 13-05-1998	
		JP H04250135 A 07-09-1992	
		US 5309916 A 10-05-1994	
WO 2009141171	A2	26-11-2009	DE 102008024737 B3 07-01-2010
		EP 2323545 A2 25-05-2011	
		US 2011166459 A1 07-07-2011	
		WO 2009141171 A2 26-11-2009	
EP 1388321	A1	11-02-2004	EP 1388321 A1 11-02-2004
		US 2004030261 A1 12-02-2004	
US 6475153	B1	05-11-2002	AU 767347 B2 06-11-2003
		AU 6140601 A 20-11-2001	
		CA 2379131 A1 15-11-2001	
		EP 1211974 A2 12-06-2002	
		JP 2003532475 A 05-11-2003	
		MX PA02000368 A 21-05-2004	
		US 6475153 B1 05-11-2002	
		WO 0185014 A2 15-11-2001	
DE 3533912	A1	02-04-1987	DE 3533912 A1 02-04-1987
		US 4907596 A 13-03-1990	
US 2013211208	A1	15-08-2013	NONE

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B5/00 A61B5/022
 ADD.

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	EP 0 467 853 A1 (HATSCHEK RUDOLF A [CH]; HEITZ ERICH WILLI FRANZ DR MED [CH] AVL MEDICA) 22. Januar 1992 (1992-01-22) in der Anmeldung erwähnt	1,3,11
Y	Seite 6, Zeile 11 - Seite 11, Zeile 22	2,10,12, 14,15
X	----- WO 2009/141171 A2 (SECTORCON INGENIEURGESELLSCHAFT [DE]; KOPETSCH ROLAND [DE]; NASSERI MOH) 26. November 2009 (2009-11-26)	13
Y	Seite 10, Zeile 23 - Seite 12, Zeile 4	12,14,15
Y	----- EP 1 388 321 A1 (INSTRUMENTARIUM OYJ [FI]) 11. Februar 2004 (2004-02-11) Absatz [0031] ----- -/-	2



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" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. 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 Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

16. Januar 2015

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

04/02/2015

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

Trachterna, Morten

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 6 475 153 B1 (KHAIR MOHAMMAD [US] ET AL) 5. November 2002 (2002-11-05) Spalte 4, Zeile 52 - Spalte 5, Zeile 24 -----	10
A	DE 35 33 912 A1 (SCHMID WALTER [DE]) 2. April 1987 (1987-04-02) Spalte 8, Zeilen 51-60 -----	11
A	US 2013/211208 A1 (VARADAN VIJAY K [US] ET AL) 15. August 2013 (2013-08-15) Absatz [0029]; Abbildung 1 -----	14,15

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2014/000905

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0467853	A1	22-01-1992	AT 132720 T 15-01-1996
		DE 59107232 D1	22-02-1996
		EP 0467853 A1	22-01-1992
		JP 2750023 B2	13-05-1998
		JP H04250135 A	07-09-1992
		US 5309916 A	10-05-1994
WO 2009141171	A2	26-11-2009	DE 102008024737 B3 07-01-2010
		EP 2323545 A2	25-05-2011
		US 2011166459 A1	07-07-2011
		WO 2009141171 A2	26-11-2009
EP 1388321	A1	11-02-2004	EP 1388321 A1 11-02-2004
		US 2004030261 A1	12-02-2004
US 6475153	B1	05-11-2002	AU 767347 B2 06-11-2003
		AU 6140601 A	20-11-2001
		CA 2379131 A1	15-11-2001
		EP 1211974 A2	12-06-2002
		JP 2003532475 A	05-11-2003
		MX PA02000368 A	21-05-2004
		US 6475153 B1	05-11-2002
		WO 0185014 A2	15-11-2001
DE 3533912	A1	02-04-1987	DE 3533912 A1 02-04-1987
		US 4907596 A	13-03-1990
US 2013211208	A1	15-08-2013	KEINE

专利名称(译)	用于确定血管中的血压的方法和用于执行所述方法的装置		
公开(公告)号	EP3125743A1	公开(公告)日	2017-02-08
申请号	EP2014715841	申请日	2014-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	UP MED		
申请(专利权)人(译)	UP-MED GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	UP-MED GMBH		
[标]发明人	PFEIFFER ULRICH KNOLL REINHOLD		
发明人	PFEIFFER, ULRICH KNOLL, REINHOLD		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/022		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/022 A61B5/6824 A61B5/7239 A61B2560/0238 A61B2562/043 A61B5/02416		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定血管中的血压的方法，根据该方法，借助于彼此以限定的距离布置的至少两个传感器在测量操作中计算脉搏波传播时间。该方法的特征在于，使用通过压缩压力测量进行的校准来计算血压。