

(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  
12. Oktober 2017 (12.10.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2017/174334 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0295 (2006.01)  
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)  
A61B 5/0285 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/056484

(22) Internationales Anmeldedatum:  
20. März 2017 (20.03.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2016 004 462.4 6. April 2016 (06.04.2016) DE

(71) Anmelder: FACHHOCHSCHULE LÜBECK [DE/DE];  
Mönkhofweg 239, 23562 Lübeck (DE).

(72) Erfinder: RYSCHKA, Martin; Morier Strasse 10b,  
23617 Stockelsdorf (DE). KUSCHE, Roman; Konsul-  
Francke-Straße 24, 21075 Hamburg (DE).

(74) Anwalt: WALLINGER RICKER SCHLOTTER  
TOSTMANN; Patent- und Rechtsanwälte Partnerschaft

mbB, WALLINGER, Michael, Zweibrückenstraße 5-7,  
80331 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, DJ, 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, KH,  
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, ST,  
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,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEASUREMENT METHOD AND MEASURING DEVICE FOR NONINVASIVELY MEASURING THE AORTAL PULSE WAVE VELOCITY OF A MEASUREMENT SUBJECT

(54) Bezeichnung : MESSVERFAHREN UND MESSVORRICHTUNG ZUR NICHT-INVASIVEN MESSUNG DER AORTALEN PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT EINER MESSPERSON

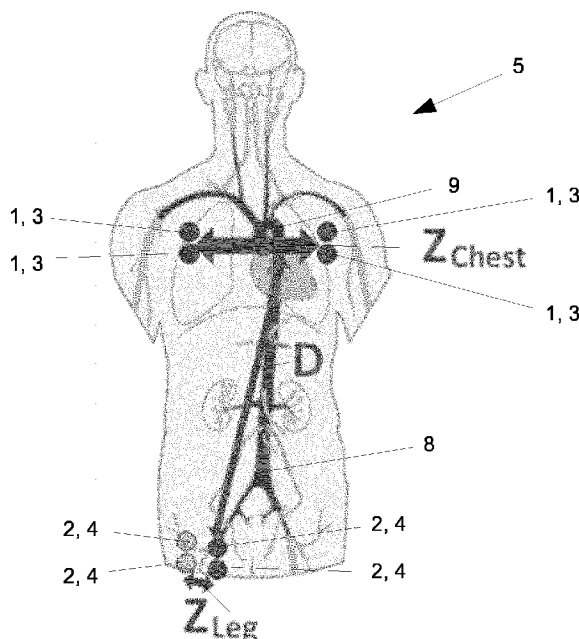


Fig. 2

(57) Abstract: In the case of a measurement method and in a measuring apparatus for noninvasively measuring the aortal pulse wave velocity of a test subject (5), i.e. for measuring the propagation velocity of pressure waves in the blood of the aorta (8) of the test object (5), two pulse wave sensors (1, 2) that are applied to different locations on the skin surface of the test subject (5) in the region of the aorta (8) detect the same pulse wave in the aorta (8) of the test subject (5). An acoustic actuator (3) produces an acoustic signal in the region of the first pulse wave sensor (1) and an acoustic sensor (4) detects the acoustic signal in the region of the second pulse wave sensor (2). From the travel time of the acoustic signal, the signal path thereof and hence, approximately, the path of the pulse wave are determined. The aortal pulse wave velocity is determined from the path of the acoustic signal and the travel time of the pulse wave. The pulse wave is preferably detected by bioimpedance measurements. As a result, there is no need for pressure cuffs that are uncomfortable and mechanically influence the arterial system during the measurement. The electrodes of the pulse wave sensors (1, 2) are preferably attached in the region of the heart, in particular at the aortic arch (9), and on an upper thigh of the test subject (5).

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2017/174334 A1



---

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, **Veröffentlicht:**  
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, — *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz*  
TG). *3)*

---

Bei einem Messverfahren und in einer Messvorrichtung zur nicht-invasiven Messung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit einer Messperson (5), d. h. der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Druckwellen im Blut der Aorta (8) der Messperson (5), detektieren zwei an unterschiedlichen Stellen auf der Hautoberfläche der Messperson (5) im Bereich der Aorta (8) angebrachte Pulswellensensoren (1, 2) dieselbe Pulswelle in der Aorta (8) der Messperson (5). Ein akustischer Aktor (3) erzeugt im Bereich des ersten Pulswellensensors (1) ein akustisches Signal, und ein akustischer Sensor (4) detektiert das akustische Signal im Bereich des zweiten Pulswellensensors (2). Aus der Laufzeit des akustischen Signals wird dessen Signallaufweg und damit näherungsweise der Laufweg der Pulswelle bestimmt. Aus dem Laufweg des akustischen Signals und der Laufzeit der Pulswelle wird die aortale Pulswellengeschwindigkeit bestimmt. Die Detektion der Pulswelle erfolgt vorzugsweise durch Bioimpedanzmessungen. Dadurch sind keine unkomfortablen und das Arteriensystem während der Messung mechanisch beeinflussenden Druckmanschetten erforderlich. Die Elektroden der Pulswellensensoren (1, 2) werden vorzugsweise in der Herzregion, insbesondere am Aortenbogen (9), und an einem Oberschenkel der Messperson (5) angebracht.

---

**Messverfahren und Messvorrichtung zur nicht-invasiven Messung  
der aortalen Pulswellengeschwindigkeit einer Messperson**

---

5

**B e s c h r e i b u n g**

10

Hiermit wird der gesamte Inhalt der Prioritätsanmeldung DE 10 2016 004 462.4 durch Bezugnahme Bestandteil der vorliegenden Anmeldung.

15

Die Erfindung betrifft ein Messverfahren und eine Messvorrichtung zur Messung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit (pulse wave velocity, PWV) einer Messperson, d. h. der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Druckwellen im Blut der Aorta, also der Hauptschlagader, der Messperson.

20

Ausgangspunkt für die Erfindung ist die hohe Zahl von Gefäßerkrankungen, für deren Diagnose und Prävention die Untersuchung der arteriellen Gefäßsteifigkeit mittels Pulswellenanalyse geeignet ist, da die Pulswellengeschwindigkeit ein deutlicher Indikator für die arterielle Gefäßsteifigkeit ist. Von besonders hohem medizinischem Interesse ist dabei die Pulswellengeschwindigkeit innerhalb der Aorta.

25

Unter anderem liefert diese Untersuchungsmethode eine prädiktive Größe für die Feststellung und Beurteilung kardiovaskulärer Ereignisse. Weiter liefert sie wesentliche Ergebnisse zur Bestimmung einer Therapie oder Therapieoptimierung.

30

Ein weiterer wesentlicher Vorteil diese Untersuchungsmethode gegenüber Me-

thoden mit Eingriffen in den Körper ist die nicht-invasive Bestimmung des Aortendruckverlaufs und die Ableitung prädiktiver Parameter wie etwa, neben der Pulswellengeschwindigkeit, des Augmentationsindex.

- 5 Grundsätzlich kann die aortale Pulswellengeschwindigkeit aus der Zeitdifferenz des Auftretens der Pulswelle in der Aorta an zwei verschiedenen Stellen mit einem bekannten Abstand voneinander bestimmt werden, wobei der Anstoß der Pulswelle an die Arterienwand am Messort durch eine Kontraktion des Herzmuskels ausgelöst wird.

10

Herkömmliche Messmethoden zur Bestimmung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit basieren u. a. auf einer Auswertung der Morphologie der detektierten Pulswelle oder auf einer Laufzeitabschätzung der Pulswelle durch Detektion der Pulswelle am Hals (Arteria carotis) und am Oberschenkel (Arteria femoralis).

15

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, ein verbessertes Messverfahren und eine verbesserte Messvorrichtung zur Bestimmung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit zu schaffen.

- 20 Diese Aufgabe wird durch das Messverfahren gemäß Anspruch 1 und durch die Messvorrichtung gemäß Anspruch 8 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen enthalten.

Das erfindungsgemäße Messverfahren zur nicht-invasiven Messung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit weist die folgenden Schritte auf:

25

- Anbringen wenigstens eines ersten Pulswellensensors an jeweils einer ersten Stelle auf der Hautoberfläche der Messperson im Bereich der Aorta,
- Anbringen wenigstens eines zweiten Pulswellensensors an jeweils einer
- 30 zweiten Stelle, welche von jeder der ersten Stellen verschieden ist, auf der Hautoberfläche der Messperson im Bereich der Aorta,
- Anbringen wenigstens eines akustischen Aktors zur Erzeugung akustischer

- Signale an jeweils einer dritten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der ersten Stellen liegt,
- Anbringen wenigstens eines akustischen Sensors zur Detektion akustischer Signale an jeweils einer vierten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der zweiten Stellen liegt,
- 5
- Detektieren wenigstens einer Pulswelle in der Aorta der Messperson durch wenigstens einen der ersten Pulswellensensoren an der jeweiligen ersten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
- 10
- Detektieren derselben Pulswelle durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren an der jeweiligen zweiten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
  - Erzeugen wenigstens eines akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Aktoren an der jeweiligen dritten Stelle und Bestimmen des
- 15
- Zeitpunkts der Erzeugung,
  - Detektieren desselben akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Sensoren an der jeweiligen vierten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
- 20
- Bestimmen einer Laufzeit wenigstens einer der Pulswellen zwischen wenigstens einer der ersten und wenigstens einer der zweiten Stellen,
  - Bestimmen einer Laufzeit wenigstens eines der akustischen Signale zwischen wenigstens einer der dritten und wenigstens einer der vierten Stellen,
  - Bestimmen eines Signallaufwegs des wenigstens einen akustischen Signals
- 25
- zwischen der wenigstens einen dritten Stelle und der wenigstens einen vierten Stelle aus der Laufzeit des wenigstens einen akustischen Signals,
  - Bestimmen einer Pulswellengeschwindigkeit aus dem Signallaufweg des wenigstens einen akustischen Signals und der Laufzeit der wenigstens einen Pulswelle.
- 30

Der Begriff "Pulswellensensor" ist hierbei nicht notwendigerweise als ein einzelner punkt- oder flächenförmiger Sensor zu verstehen, sondern kann insbeson-

dere auch mehrere einzelne Sensoren, insbesondere mehrere Einzelelektroden, aufweisen.

5 Der Begriff "Stelle auf der Hautoberfläche im Bereich der Aorta" bezeichnet im vorliegenden Kontext eine Stelle auf der Hautoberfläche, welche von der senkrechten Projektion der Aorta auf die Hautoberfläche bevorzugt höchstens 5 cm, weiter bevorzugt höchstens 3 cm und noch weiter bevorzugt höchstens 1 cm entfernt ist und besonders bevorzugt auf dieser Projektion liegt.

10 Entsprechend bezeichnet der Begriff "Stelle im Bereich wenigstens einer der ersten/zweiten Stellen" eine Stelle, welche von der betreffenden ersten bzw. zweiten Stelle bevorzugt höchstens 5 cm, weiter bevorzugt höchstens 3 cm und noch weiter bevorzugt höchstens 1 cm entfernt ist und besonders bevorzugt mit dieser ersten bzw. zweiten Stelle zusammenfällt.

15

Der Erfindung liegt der Gedanke zu Grunde, den Laufweg der Pulswelle indirekt über den Laufweg eines akustischen Signals zu bestimmen, indem die Pulswellensensoren und die akustischen Aktoren bzw. Sensoren jeweils an benachbarten oder an den gleichen Stellen angebracht werden. In diesem Fall kann der  
20 Laufweg der Pulswelle sehr gut durch den Laufweg des akustischen Signals approximiert werden.

Vorzugsweise erfolgt die Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit dann aus einer Division des Signallaufweges des akustischen Signals durch die Laufzeit  
25 der Pulswelle. Weiter vorzugsweise werden mehrere Einzelwerte für die Pulswellengeschwindigkeit, insbesondere aufgrund einer Erzeugung verschiedener Signale durch verschiedene Aktoren und/oder von Messungen durch verschiedene Sensoren, berechnet und der endgültige Wert der Pulswellengeschwindigkeit insbesondere als Mittelwert dieser Einzelwerte bestimmt.

30

Das akustische Signal breiten sich im Körper der Messperson als Körperschall mit Schallgeschwindigkeit aus, welche im menschlichen Körper ca. 1540 m/s

beträgt. Vorzugsweise erfolgt daher die Bestimmung des Signallaufweges des akustischen Signals durch eine Multiplikation dieser Schallgeschwindigkeit mit der Signallaufzeit des akustischen Signals.

5 Das erfindungsgemäße Messverfahren hat mehrere Vorteile:

- Es lässt sich ein kostengünstiges Messsystem mit hoher Messgenauigkeit realisieren.
- Die von der Pulswelle innerhalb der gemessenen Differenzzeit zurückgelegte
- 10 Stecke braucht nicht grob abgeschätzt oder manuell gemessen zu werden, sondern wird über die Laufzeit der akustischen Signale mit hoher Genauigkeit gemessen.
- Es sind eine zeitkontinuierliche Messung der Pulswellengeschwindigkeit sowie Langzeitmessungen möglich.

15

Das erfindungsgemäße Messverfahren sowie die erfindungsgemäße Messvorrichtung können unter anderem im Operationssaal, für die ambulante Pulswellengeschwindigkeitsmessung, für Langzeitmessungen sowie im Fitnessbereich eingesetzt werden.

20

Zusätzlich können mit dem erfindungsgemäßen Messverfahren auch noch weitere Vitalparameter gemessen werden.

In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung sind wenigstens zwei erste

25 Pulswellensensoren und/oder wenigstens zwei zweite Pulswellensensoren vorgesehen. Ebenso können vorzugsweise wenigstens zwei akustische Aktoren und/oder wenigstens zwei akustische Sensoren vorgesehen sein.

Durch die mehrfache Auslegung der Sensoren bzw. Aktoren lassen sich Mes-

30 sungen an unterschiedlichen, vorzugsweise nahe beieinander gelegenen Stellen vornehmen und die daraus gewonnenen Messwerte vorzugsweise mitteln, um genauere Werte für die Pulswellengeschwindigkeit zu erhalten.

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung sind wenigstens eine der ersten und wenigstens eine der dritten Stellen benachbart oder fallen zusammen, und/oder es sind wenigstens eine der zweiten und wenigstens eine der vierten Stellen benachbart oder fallen zusammen.

Dies bedeutet, dass zumindest einzelne Pulswellensensoren nahe bei oder gemeinsam mit akustischen Aktoren oder Sensoren auf der Hautoberfläche der Messperson angebracht werden. Dadurch ist zum einen eine Messung der Pulswellen und der akustischen Signale zwischen benachbarten oder den gleichen Stellen und damit eine besonders genaue Messung der Pulswellengeschwindigkeit gewährleistet. Zum anderen vereinfacht dies die Ausführung des Messverfahrens, da die Pulswellensensoren und die akustischen Aktoren bzw. Sensoren ggf. gemeinsam auf einem Trägermaterial befestigt und auf der Hautoberfläche der Messperson angebracht, insbesondere aufgeklebt, werden können.

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung erfolgt die Detektion der Pulswelle durch wenigstens einen der ersten und/oder durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren durch eine Bioimpedanzmessung.

Bei einer Bioimpedanzmessung wird die Impedanz, d. h. der Wechselstromwiderstand, bestimmter Körperbestandteile, im vorliegenden Fall von Blutgefäßen und insbesondere der Aorta, gemessen. Aus dem zeitlichen Verlauf der Impedanz kann dabei auch auf das Auftreten einer Pulswelle in der Aorta geschlossen werden.

Bei der Bioimpedanzmessung werden typischerweise vier Elektroden auf der Hautoberfläche der Messperson angebracht. Dabei wird über die zwei äußeren (distalen) Elektroden ein elektromagnetisches Feld im Körper der Messperson aufgebaut und über zwei weitere, innere (proximale) Elektroden der Spannungsabfall und die Phasenverschiebung der Signalspannung gemessen.

Das distale und das proximale Elektrodenpaar werden vorzugsweise derart auf der Hautoberfläche der Messperson angebracht, dass die Verbindungsstrecke zwischen den distalen und/oder den proximalen Elektroden die Projektion der Aorta auf die Hautoberfläche schneidet. Die erste bzw. die zweite Stelle, an der der jeweilige Pulswellensensor auf der Hautoberfläche der Messperson angebracht ist, entspricht dann vorzugsweise diesem Schnittpunkt oder einem dieser Schnittpunkte.

10 Mit den bei der Bioimpedanzmessung genutzten Elektroden lässt sich insbesondere zusätzlich auch ein Elektrokardiogramm aufzeichnen.

Die Elektroden können auch mit weiteren Sensoren, insbesondere mit thermischen und/oder optischen Sensoren, ausgestattet werden.

15

Weiterhin müssen bei einer Bioimpedanzmessung keine Druckmanschetten verwendet werden, welche zu einer Manipulation des Arteriensystems während des Messvorgangs führen können. Die Elektroden für die Bioimpedanzmessung beeinflussen dagegen das Arteriensystem mechanisch nicht und beeinträchtigen außerdem den Patienten weniger. Weiterhin erlauben sie eine Messung auch ohne speziell geschultes Personal.

20

Die Elektroden bei der Bioimpedanzmessung können in einfacher Weise als Klebeelektroden ausgebildet sein.

25

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung liegt wenigstens eine der ersten Stellen in der Herzregion, insbesondere im Bereich des Aortenbogens, der Messperson.

30

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung liegt wenigstens eine der zweiten Stellen im Bereich eines Oberschenkels der Messperson, insbesondere im oberen Bereich eines Oberschenkels.

Auf diese Weise sind ein genügend langer Signallaufweg des akustischen Signals und ein genügend langer Laufweg der Pulswelle gegeben, um genaue Messergebnisse für die Pulswellengeschwindigkeit zu erzielen.

- 5    Sofern mit dem erfindungsgemäßen Verfahren die Pulswelle zu Beginn der Aorta und nach Austritt aus der Aorta detektiert wird, lässt sich aus der Morphologie der Pulswelle auch die Systemfunktion der Aorta ermitteln.

Eine erfindungsgemäße Messvorrichtung weist die folgenden Komponenten auf,  
10 wobei sich durch Merkmale, die dem erfindungsgemäßen Verfahren entsprechen, auch entsprechende Wirkungen und Vorteile ergeben:

- wenigstens ein erster Pulswellensensor zur Anbringung an jeweils einer ersten Stelle auf der Hautoberfläche der Messperson im Bereich der Aorta,  
15
- wenigstens ein zweiter Pulswellensensor zur Anbringung an jeweils einer zweiten Stelle, welche von jeder der ersten Stellen verschieden ist, auf der Hautoberfläche der Messperson im Bereich der Aorta,
- wenigstens ein akustischer Aktor zur Erzeugung akustischer Signale zur Anbringung an jeweils einer dritten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der ersten Stellen liegt,  
20
- wenigstens ein akustischer Sensor zur Detektion akustischer Signale zur Anbringung an jeweils einer vierten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der zweiten Stellen liegt,  
25
- eine erste Auswerteeinrichtung zur Bestimmung der Zeitpunkts einer Detektion wenigstens einer Pulswelle durch wenigstens einen der ersten Pulswellensensoren an der jeweiligen ersten Stelle,
- eine zweite Auswerteeinrichtung zur Bestimmung der Zeitpunkts einer Detektion derselben Pulswelle durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren an der jeweiligen zweiten Stelle,  
30
- eine dritte Auswerteeinrichtung zur Bestimmung des Zeitpunkts einer Er-

- zeugung wenigstens eines akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Aktoren an der jeweiligen dritten Stelle,
- eine vierte Auswerteeinrichtung zur Bestimmung des Zeitpunkts einer Detektion desselben akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Sensoren an der jeweiligen vierten Stelle,
- 5
- eine erste Laufzeitbestimmungseinrichtung zur Bestimmung einer Laufzeit wenigstens einer der Pulswellen zwischen wenigstens einer der ersten und wenigstens einer der zweiten Stellen,
- 10
- eine zweite Laufzeitbestimmungseinrichtung zur Bestimmung einer Laufzeit wenigstens eines der akustischen Signale zwischen wenigstens einer der dritten und wenigstens einer der vierten Stellen,
  - eine Signallaufwegbestimmungseinrichtung zur Bestimmung eines Signallaufwegs des wenigstens einen akustischen Signals zwischen der wenigstens einen dritten und der wenigstens einen vierten Stelle aus der Laufzeit des wenigstens einen akustischen Signals,
- 15
- eine Pulswellengeschwindigkeitsbestimmungseinrichtung zur Bestimmung einer Pulswellengeschwindigkeit aus dem Signallaufweg des wenigstens einen akustischen Signals und der Laufzeit der wenigstens einen Pulswelle.
- 20

In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung sind wenigstens zwei erste Pulswellensensoren und/oder wenigstens zwei zweite Pulswellensensoren vorgesehen.

25

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung sind wenigstens zwei akustische Aktoren und/oder wenigstens zwei akustische Sensoren vorgesehen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung ist wenigstens ein erster Pulswellensensor und/oder wenigstens ein zweiter Pulswellensensor als Elektrode, insbesondere als Textil- oder Kunststoffelektrode, ausgebildet.

30

Dies erlaubt eine besonders einfache und bequeme Anbringung auf der Hautoberfläche der Messperson.

5 In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung sind wenigstens ein erster Pulswellensensor und wenigstens ein akustischer Aktor und/oder wenigstens ein zweiter Pulswellensensor und wenigstens ein akustischer Sensor jeweils zur gemeinsamen Anbringung auf der Hautoberfläche der Messperson ausgebildet.

10 Dies bewirkt, dass wenigstens eine der ersten und wenigstens eine der dritten Stellen benachbart sind oder zusammenfallen und/oder dass wenigstens eine der zweiten und wenigstens eine der vierten Stellen benachbart sind oder zusammenfallen.

15 In einer weiteren bevorzugten Ausführung der Erfindung ist wenigstens einer der ersten und/oder wenigstens einer der zweiten Pulswellensensoren ein Bioimpedanzsensor.

20 Es sei angemerkt, dass die Erfindung auch für Messungen an Tieren Verwendung finden kann, der Begriff „Messperson“ umfaßt somit auch Tiere.

Weitere Vorteile, Merkmale und Anwendungsmöglichkeiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung im Zusammenhang mit den Figuren. Es zeigen:

25

Fig. 1 ein Prinzipschaubild einer erfindungsgemäßen Messvorrichtung und

Fig. 2 eine vereinfachte Darstellung des menschlichen Arteriensystems mit einer Kennzeichnung der für das erfindungsgemäße Messverfahren angebrachten Elektroden und der für das Verfahren maßgeblichen Strecken.  
30

Fig. 1 zeigt schematisch ein Prinzipschaubild einer erfindungsgemäßen Mess-

vorrichtung, wobei links eine Messperson 5 mit auf dessen Hautoberfläche befestigten Sensoren und Aktoren, in der Mitte eine Mess- und Auswerteeinrichtung 6 und rechts eine Anzeigeeinrichtung 7 abgebildet sind. Die Fluss der Signale und Informationen in dem Messverfahren ist durch die beiden dicken Pfeile angedeutet.

An der Messperson sind im linken sowie im rechten Bereich der Brust Elektroden für eine Bioimpedanzmessung angebracht, vorzugsweise aufgeklebt, welche gemeinsam einen ersten Pulswellensensor 1 bilden. Wenigstens eine der Elektroden ist mit einem akustischen Aktor, insbesondere einem Vibrationsgeber oder Lautsprecher, kombiniert. Entsprechende Elektroden, welche gemeinsam einen zweiten Pulswellensensor 2 bilden und von denen wenigstens eine mit einem akustischen Sensor, insbesondere einem Mikrofon, kombiniert ist, sind im oberen Bereich des linken Unterschenkels der Messperson angebracht.

Wie in Fig. 2 zu erkennen ist, misst bei der Ausführung des erfindungsgemäßen Messverfahrens der erste Pulswellensensor 1 die Bioimpedanz  $Z_{\text{Chest}}$  an einer ersten Stelle an der Aorta 8 im Herzbereich, insbesondere am Aortenbogen 9, der Messperson 5. Der zweite Pulswellensensor 2 misst gleichzeitig die Bioimpedanz  $Z_{\text{Leg}}$  an einer zweiten Stelle an der Aorta 8 im Oberschenkel der Messperson 5.

Die Messwerte werden an die Mess- und Auswerteeinrichtung 6 weitergegeben. Diese bestimmt aus den Messwerten den zeitlichen Verlauf einer Pulswelle an der ersten sowie an der zweiten Stelle, wie er beispielhaft in Fig. 1 auf dem Bildschirm der Anzeigevorrichtung 7 für eine der beiden Stellen dargestellt ist. Daraus bestimmt die Mess- und Auswerteeinrichtung 6 die beiden Zeitpunkte, an denen die Pulswelle an der ersten bzw. an der zweiten Stelle den größten Druck auf die Aorta 8 ausübt, d. h. die Peaks der Pulswelle, sowie die Zeitdifferenz zwischen diesen beiden Zeitpunkten und damit die Laufzeit der Pulswelle zwischen der ersten und der zweiten Stelle.

Weiterhin gibt der akustische Aktor 3 ein akustisches Signal einer bestimmten Frequenz ab, welches sich im Körper der Messperson mit einer Schallgeschwindigkeit von ca. 1540 m/s ausbreitet und von dem akustischen Sensor 4 detektiert wird. Auch das erzeugte und das detektierte akustische Signal werden von dem akustischen Aktor 3 bzw. von dem akustischen Sensor 4 an die Mess- und Auswerteeinrichtung 6 weitergegeben bzw. im Falle der Erzeugung des akustischen Signals von einer (nicht dargestellten) Steuereinheit für die Signalerzeugung der Mess- und Auswerteeinrichtung 6 mitgeteilt.

Die Mess- und Auswerteeinrichtung 6 bestimmt den Zeitpunkt der Erzeugung und den Zeitpunkt der Detektion des akustischen Signals und berechnet daraus die Zeitdifferenz zwischen diesen beiden Zeitpunkten sowie durch Multiplikation dieser Zeitdifferenz mit der Schallgeschwindigkeit den Signallaufweg des akustischen Signals und damit den Abstand  $D$  zwischen dem akustischen Aktor 3 und dem akustischen Sensor 4.

Da der akustische Aktor 3 gemeinsam mit einer Elektrode des ersten Pulswellensensors 1 und der akustische Sensor 4 gemeinsam mit einer Elektrode des zweiten Pulswellensensors 2 angebracht ist, entspricht der Abstand  $D$  näherungsweise dem Laufweg der Pulswelle zwischen der ersten und der zweiten Stelle.

Durch Division des Abstands  $D$  durch die Laufzeit der Pulswelle berechnet die Mess- und Auswerteeinrichtung 6 schließlich die Pulswellengeschwindigkeit. Diese wird vorzugsweise gespeichert und/oder auf der Anzeigeeinrichtung 7, bei welcher es sich vorzugsweise um einen Bildschirm oder Drucker handelt, ausgegeben.

**Bezugszeichenliste**

	1	Erster Pulswellensensor
5	2	Zweiter Pulswellensensor
	3	Akustischer Aktor
	4	Akustischer Sensor
	5	Messperson
	6	Mess- und Auswerteeinrichtung
10	7	Anzeigeeinrichtung
	8	Aorta
	9	Aortenbogen
	$Z_{\text{Chest}}$	Impedanz im Brustbereich
15	$Z_{\text{Leg}}$	Impedanz im Oberschenkelbereich
	D	Länge des Signallaufwegs

## Patentansprüche

1. Messverfahren zur nicht-invasiven Messung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit einer Messperson (5), d. h. der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Druckwellen im Blut der Aorta (8) der Messperson (5), mit den
- 5 Schritten:
- 10 – Anbringen wenigstens eines ersten Pulswellensensors (1) an jeweils einer ersten Stelle auf der Hautoberfläche der Messperson (5) im Bereich der Aorta (8),
  - Anbringen wenigstens eines zweiten Pulswellensensors (2) an jeweils einer zweiten Stelle, welche von jeder der ersten Stellen verschieden ist, auf der Hautoberfläche der Messperson (5) im Bereich der Aorta (8),
  - 15 – Anbringen wenigstens eines akustischen Aktors (3) zur Erzeugung akustischer Signale an jeweils einer dritten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der ersten Stellen liegt,
  - Anbringen wenigstens eines akustischen Sensors (4) zur Detektion akustischer Signale an jeweils einer vierten Stelle, welche an oder im
  - 20 Bereich wenigstens einer der zweiten Stellen liegt,
  - Detektieren wenigstens einer Pulswelle in der Aorta (8) der Messperson (5) durch wenigstens einen der ersten Pulswellensensoren (1) an der jeweiligen ersten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
  - 25 – Detektieren derselben Pulswelle durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren (2) an der jeweiligen zweiten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
  - Erzeugen wenigstens eines akustischen Signals durch wenigstens
  - 30 einen der akustischen Aktoren (3) an der jeweiligen dritten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Erzeugung,

- Detektieren desselben akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Sensoren (4) an der jeweiligen vierten Stelle und Bestimmen des Zeitpunkts der Detektion,
  - 5 – Bestimmen einer Laufzeit wenigstens einer der Pulswellen zwischen wenigstens einer der ersten und wenigstens einer der zweiten Stellen,
  - Bestimmen einer Laufzeit wenigstens eines der akustischen Signale zwischen wenigstens einer der dritten und wenigstens einer der vier-
  - 10 – Bestimmen eines Signallaufwegs des wenigstens einen akustischen Signals zwischen der wenigstens einen dritten Stelle und der wenigstens einen vierten Stelle aus der Laufzeit des wenigstens einen akustischen Signals,
  - 15 – Bestimmen einer Pulswellengeschwindigkeit aus dem Signallaufweg des wenigstens einen akustischen Signals und der Laufzeit der wenigstens einen Pulswelle.
2. Messverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei erste Pulswellensensoren (1) und/oder wenigstens zwei zweite Pulswellensensoren (2) vorgesehen sind.
  3. Messverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei akustische Aktoren (3) und/oder wenigstens zwei akustische Sensoren (4) vorgesehen sind.
  4. Messverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens eine der ersten und wenigstens eine der dritten Stellen benachbart sind oder zusammenfallen und/oder dass wenigstens eine der zweiten und wenigstens eine der vierten Stellen benachbart sind oder zusammenfallen.

5. Messverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektion der Pulswelle durch wenigstens einen der ersten Pulswellensensoren (1) und/oder durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren (2) durch eine Bioimpedanzmessung erfolgt.
- 5
6. Messverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens eine der ersten Stellen in der Herzregion, insbesondere im Bereich des Aortenbogens (9), der Messperson (5) liegt.
- 10
7. Messverfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens eine der zweiten Stellen im Bereich eines Oberschenkels der Messperson (5) liegt.
- 15
8. Messvorrichtung zur nicht-invasiven Messung der aortalen Pulswellengeschwindigkeit einer Messperson (5), d. h. der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Druckwellen im Blut der Aorta (8) der Messperson (5), mit:
- 20
- wenigstens einem ersten Pulswellensensor (1) zur Anbringung an jeweils einer ersten Stelle auf der Hautoberfläche der Messperson (5) im Bereich der Aorta (8),
  - wenigstens einem zweiten Pulswellensensor (2) zur Anbringung an jeweils einer zweiten Stelle, welche von jeder der ersten Stellen verschieden ist, auf der Hautoberfläche der Messperson (5) im Bereich der Aorta (8),
  - wenigstens einem akustischen Aktor (3) zur Erzeugung akustischer Signale zur Anbringung an jeweils einer dritten Stelle, welche an oder im Bereich wenigstens einer der ersten Stellen liegt,
  - wenigstens einem akustischen Sensor (4) zur Detektion akustischer Signale zur Anbringung an jeweils einer vierten Stelle, welche an o-
- 25
- 30

der im Bereich wenigstens einer der zweiten Stellen liegt,

- 5 – einer ersten Auswerteeinrichtung (6) zur Bestimmung der Zeitpunkts einer Detektion wenigstens einer Pulswelle durch wenigstens einen der ersten Pulswellensensoren (1) an der jeweiligen ersten Stelle,
- einer zweiten Auswerteeinrichtung (6) zur Bestimmung der Zeitpunkts einer Detektion derselben Pulswelle durch wenigstens einen der zweiten Pulswellensensoren (2) an der jeweiligen zweiten Stelle,
- 10 – einer dritten Auswerteeinrichtung (6) zur Bestimmung des Zeitpunkts einer Erzeugung wenigstens eines akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Aktoren (3) an der jeweiligen dritten Stelle,
- einer vierten Auswerteeinrichtung (6) zur Bestimmung des Zeitpunkts einer Detektion desselben akustischen Signals durch wenigstens einen der akustischen Sensoren (4) an der jeweiligen vierten Stelle,
- 15 – einer ersten Laufzeitbestimmungseinrichtung (6) zur Bestimmung einer Laufzeit wenigstens einer der Pulswellen zwischen wenigstens einer der ersten und wenigstens einer der zweiten Stellen,
- 20 – einer zweiten Laufzeitbestimmungseinrichtung (6) zur Bestimmung einer Laufzeit wenigstens eines der akustischen Signale zwischen wenigstens einer der dritten und wenigstens einer der vierten Stellen,
- einer Signallaufwegsbestimmungseinrichtung (6) zur Bestimmung eines Signallaufwegs des wenigstens einen akustischen Signals zwischen der wenigstens einen dritten und der wenigstens einen vierten Stelle aus der Laufzeit des wenigstens einen akustischen Signals,
- 25 – einer Pulswellengeschwindigkeitsbestimmungseinrichtung (6) zur Bestimmung einer Pulswellengeschwindigkeit aus dem Signallaufweg des wenigstens einen akustischen Signals und der Laufzeit der wenigstens einen Pulswelle.
- 30

9. Messvorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei erste Pulswellensensoren (1) und/oder wenigstens zwei zweite Pulswellensensoren (2) vorgesehen sind.
- 5 10. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei akustische Aktoren (3) und/oder wenigstens zwei akustische Sensoren (4) vorgesehen sind.
- 10 11. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein erster Pulswellensensor (1) und/oder wenigstens ein zweiter Pulswellensensor (2) als Elektrode, insbesondere als Textil- oder Kunststoffelektrode, ausgebildet ist.
- 15 12. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein erster Pulswellensensor (1) und wenigstens ein akustischer Aktor (3) und/oder dass wenigstens ein zweiter Pulswellensensor (2) und wenigstens ein akustischer Sensor (4) jeweils zur gemeinsamen Anbringung auf der Hautoberfläche der Messperson (5) ausgebildet sind.
- 20 13. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens einer der ersten Pulswellensensoren (1) und/oder wenigstens einer der zweiten Pulswellensensoren (2) ein Bioimpedanzsensor ist.

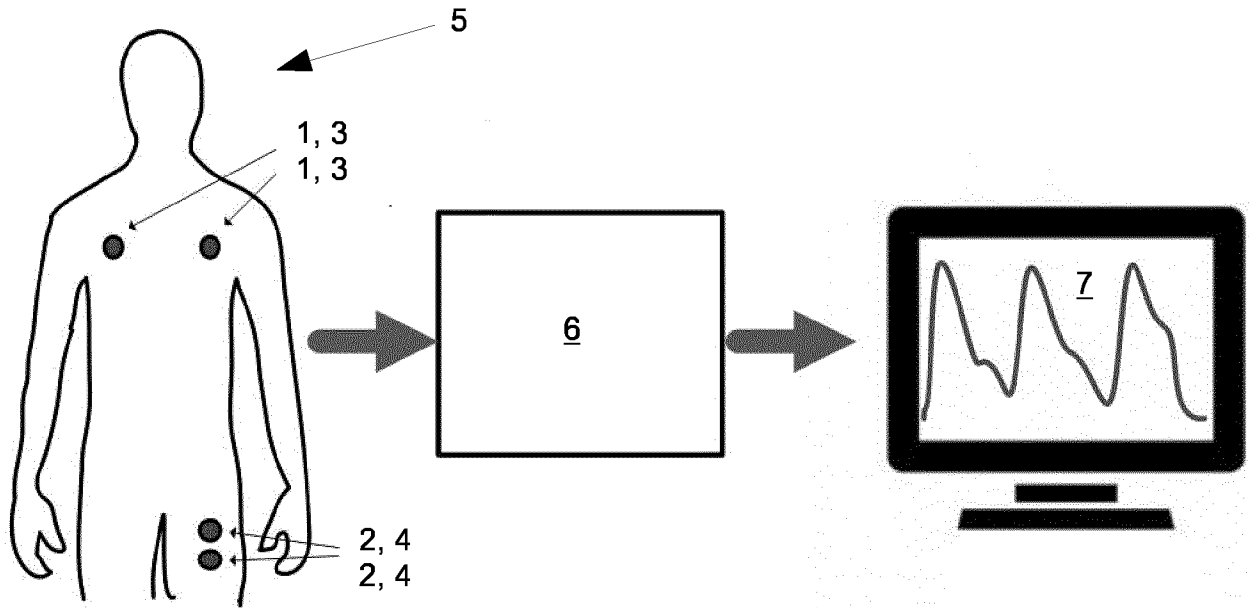


Fig. 1

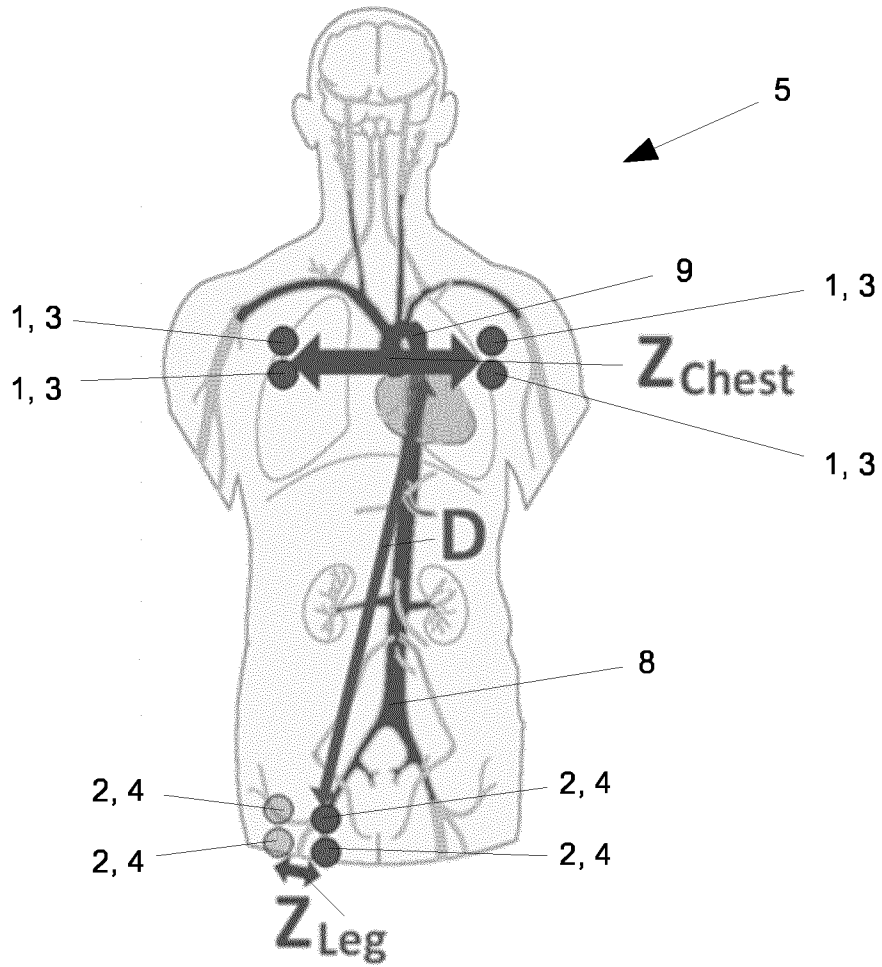


Fig. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/056484

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. A61B5/00 A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B5/053  
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.
A	DILPREET BUXI ET AL: "A survey on signals and systems in ambulatory blood pressure monitoring using pulse transit time", PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, vol. 36, no. 3, 19 February 2015 (2015-02-19), XP020280790, ISSN: 0967-3334, DOI: 10.1088/0967-3334/36/3/R1 [retrieved on 2015-02-19] abstract table 1 2. Overview 3.3. Phonocardiogram figure 2 ----- -/--	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents :

<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search  30 May 2017	Date of mailing of the international search report  06/06/2017
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  Weiss-Schaber, C

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No  
 PCT/EP2017/056484

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2015/282718 A1 (WIARD RICHARD M [US] ET AL) 8 October 2015 (2015-10-08) paragraph [0053] paragraph [0056] - paragraph [0057] paragraph [0076] - paragraph [0078]; figure 1 paragraph [0160] - paragraph [0161]; figures 2, 10 -----	1-13
A	EP 1 179 317 A2 (COLIN CORP [JP]) 13 February 2002 (2002-02-13) paragraph [0016] - paragraph [0017]; figure 1 paragraph [0018] - paragraph [0020]; figure 2 paragraph [0023]; figure 3 -----	1-13
A	IBRAHIM EL-SAYED H ET AL: "Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques", JOURNAL OF CARDIOVASCULAR MAGNETIC RESONANCE, BIOMED CENTRAL LTD, LONDON UK, vol. 12, no. 1, 11 May 2010 (2010-05-11), page 26, XP021079030, ISSN: 1532-429X, DOI: 10.1186/1532-429X-12-26 the whole document -----	1-13
A	EP 0 575 984 A2 (N I MEDICAL LTD [IL]) 29 December 1993 (1993-12-29) page 6, line 34 - page 8, line 28; figure 1 -----	1-13

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2017/056484
---

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 2015282718	A1	08-10-2015	AU 2012211300 A1	09-05-2013
			CA 2825405 A1	02-08-2012
			EP 2667769 A2	04-12-2013
			JP 5955341 B2	20-07-2016
			JP 6130474 B2	17-05-2017
			JP 2014507213 A	27-03-2014
			JP 2016101504 A	02-06-2016
			US 2013310700 A1	21-11-2013
			US 2015282718 A1	08-10-2015
			US 2016095522 A1	07-04-2016
			WO 2012103296 A2	02-08-2012
EP 1179317	A2	13-02-2002	EP 1179317 A2	13-02-2002
			JP 2002051997 A	19-02-2002
			US 2002035337 A1	21-03-2002
EP 0575984	A2	29-12-1993	EP 0575984 A2	29-12-1993
			IL 102300 A	23-07-1996
			JP 2875137 B2	24-03-1999
			JP H0731604 A	03-02-1995
			US 5469859 A	28-11-1995

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/00 A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B5/053 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.
A	DILPREET BUXI ET AL: "A survey on signals and systems in ambulatory blood pressure monitoring using pulse transit time", PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, Bd. 36, Nr. 3, 19. Februar 2015 (2015-02-19), XP020280790, ISSN: 0967-3334, DOI: 10.1088/0967-3334/36/3/R1 [gefunden am 2015-02-19] Zusammenfassung Tabelle 1 2. Overview 3.3. Phonocardiogram Abbildung 2  -----  -/--	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> 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	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts	
30. Mai 2017	06/06/2017	
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  Weiss-Schaber, C	

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>US 2015/282718 A1 (WIARD RICHARD M [US] ET AL) 8. Oktober 2015 (2015-10-08)  Absatz [0053]  Absatz [0056] - Absatz [0057]  Absatz [0076] - Absatz [0078]; Abbildung 1  Absatz [0160] - Absatz [0161]; Abbildungen 2, 10</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>EP 1 179 317 A2 (COLIN CORP [JP])  13. Februar 2002 (2002-02-13)  Absatz [0016] - Absatz [0017]; Abbildung 1  Absatz [0018] - Absatz [0020]; Abbildung 2  Absatz [0023]; Abbildung 3</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>IBRAHIM EL-SAYED H ET AL: "Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques", JOURNAL OF CARDIOVASCULAR MAGNETIC RESONANCE, BIOMED CENTRAL LTD, LONDON UK, Bd. 12, Nr. 1, 11. Mai 2010 (2010-05-11), Seite 26, XP021079030, ISSN: 1532-429X, DOI: 10.1186/1532-429X-12-26  das ganze Dokument</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>EP 0 575 984 A2 (N I MEDICAL LTD [IL])  29. Dezember 1993 (1993-12-29)  Seite 6, Zeile 34 - Seite 8, Zeile 28;  Abbildung 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/056484

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2015282718 A1	08-10-2015	AU 2012211300 A1	09-05-2013
		CA 2825405 A1	02-08-2012
		EP 2667769 A2	04-12-2013
		JP 5955341 B2	20-07-2016
		JP 6130474 B2	17-05-2017
		JP 2014507213 A	27-03-2014
		JP 2016101504 A	02-06-2016
		US 2013310700 A1	21-11-2013
		US 2015282718 A1	08-10-2015
		US 2016095522 A1	07-04-2016
		WO 2012103296 A2	02-08-2012
-----			
EP 1179317 A2	13-02-2002	EP 1179317 A2	13-02-2002
		JP 2002051997 A	19-02-2002
		US 2002035337 A1	21-03-2002
-----			
EP 0575984 A2	29-12-1993	EP 0575984 A2	29-12-1993
		IL 102300 A	23-07-1996
		JP 2875137 B2	24-03-1999
		JP H0731604 A	03-02-1995
		US 5469859 A	28-11-1995
-----			

专利名称(译)	用于非侵入性地测量测量对象的主动脉脉搏波速度的测量方法和测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">EP3439538A1</a>	公开(公告)日	2019-02-13
申请号	EP2017712098	申请日	2017-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	高等专业学院LUBECK		
申请(专利权)人(译)	吕贝克应用科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	吕贝克应用科技大学		
[标]发明人	RYSCHKA MARTIN KUSCHE ROMAN		
发明人	RYSCHKA, MARTIN KUSCHE, ROMAN		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B5/0535 A61B5/6823 A61B5/6828 A61B2562/0204		
优先权	102016004462 2016-04-06 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在测量方法和用于非侵入性地测量测试对象(5)的主动脉脉搏波速度的测量装置的情况下,即用于测量测试对象的主动脉(8)的血液中的压力波的传播速度的情况(5),应用于主动脉(8)区域内的测试对象(5)的皮肤表面上的不同位置的两个脉搏波传感器(1,2)在主动脉(8)中检测相同的脉搏波测试对象(5)。声音致动器(3)在第一脉搏波传感器(1)的区域中产生声学信号,并且声学传感器(4)在第二脉搏波传感器(2)的区域中检测声学信号。根据声信号的传播时间,确定其信号路径并因此确定脉冲波的路径。根据声信号的路径和脉搏波的传播时间确定主动脉脉搏波速度。优选通过生物阻抗测量来检测脉搏波。结果,不需要在测量期间不舒服并且机械地影响动脉系统的压力袖带。脉搏波传感器(1,2)的电极优选地附着在心脏区域中,特别是在主动脉弓(9)处,以及在测试对象(5)的大腿上部。