

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG
 (19) Weltorganisation für geistiges Eigentum

Eigen
 Internationales Büro

(43) Internationales
 Veröffentlichungsdatum
 15. Juni 2017 (15.06.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2017/097281 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
 A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/021 (2006.01) G06F 19/00 (2011.01)
 A61B 5/022 (2006.01) G06N 3/08 (2006.01)
- (72) Erfinder: **SCHUMACHER, Gerhard**; Elisabethenstrasse 8, 35510 Butzbach (DE).
- (74) Anwalt: **KÖRNER, Volkmar**; Frankfurter Strasse 34, 61231 Bad Nauheim (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, 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, 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,
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2016/000429
- (22) Internationales Anmeldedatum: 7. Dezember 2016 (07.12.2016)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 10 2015 015 784.1
 8. Dezember 2015 (08.12.2015) DE
- (71) Anmelder: **WSH ENGINEERING SERVICES GBR**
 (VERTRETUNGSBERECHTIGTER
 GESELLSCHAFTER: **HIERONYMI, ANDREAS**)
 [DE/DE]; Franz-Dietz-Strasse 12, 61440 Oberursel (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

- (54) Title: METHOD FOR DETECTING ARTERIAL PARAMETERS OF A HUMAN BEING AND DEVICE FOR CARRYING OUT SAID METHOD
- (54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR ERFASSUNG VON ARTERIELLEN PARAMETERN EINES MENSCHEN UND VORRICHTUNG ZUR DURCHFÜHRUNG DES VERFAHRENS

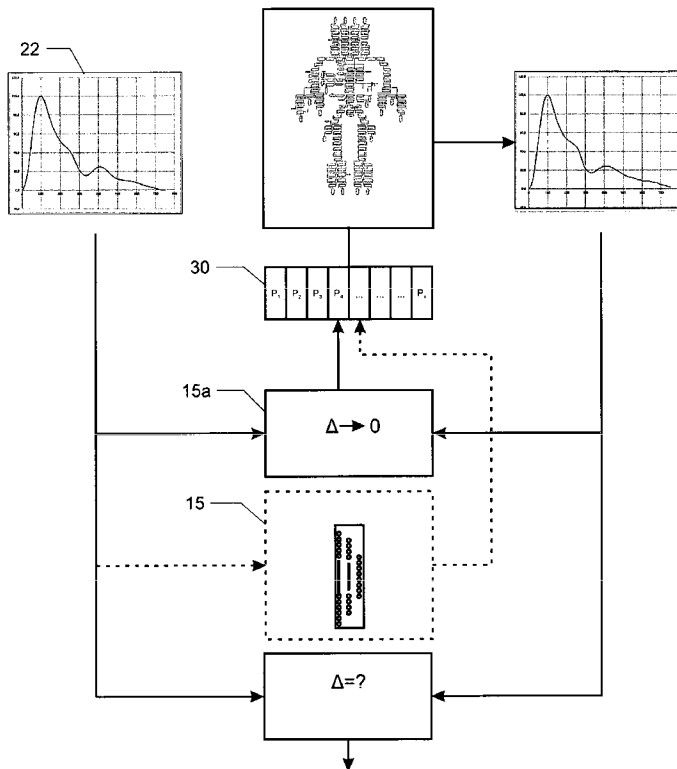


FIG 5a

(57) Abstract: In order to detect arterial parameters, an averaged pulse curve of a human being is fed to a calculating unit. Said calculating unit adapts the parameters of a simulation model, a so-called analogue, in such a manner that the averaged pulse curve corresponds to the pulse curve of the simulation model. The arterial parameters output by the analogue can be displayed in a radar chart.

(57) Zusammenfassung: Zur Erfassung arterieller Parameter wird eine gemittelte Pulscurve eines Menschen einer Berechnungseinheit zugeführt. Diese Berechnungseinheit passt die Parameter eines Simulationsmodells, eines sogenannten Analogons, so an, dass die gemittelte Pulscurve der Pulscurve des Simulationsmodells entspricht. Die aus dem Analogon ausgegebenen arteriellen Parameter lassen sich in einem Radardiagramm anzeigen.

WO 2017/097281 A1



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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

Beschreibung

Verfahren zur Erfassung von arteriellen Parametern eines Menschen und Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens

Die Untersuchung hämodynamischer Eigenschaften des menschlichen Gefäßsystems erfolgt meist pulskonturbasiert unter Bestimmung und Auswertung charakteristischer Merkmale der Verlaufskurve wie beispielsweise Punkte bestimmter Steigung oder Krümmung. Oft werden dabei Surrogatparameter wie z.B. die Pulskurvengeschwindigkeit als Maß für die generelle Steifigkeit der Arterien oder die Auswurfdauer als Maß für die Leistungsfähigkeit des Herzens aus der Lage dieser charakteristischen Punkte wie z.B. dem Beginn der Erregungswelle, deren Maximum sowie der Inzisur ermittelt und zur Diagnose kardiovaskulärer Krankheiten herangezogen. Direkte Messung auch solcher Surrogatparameter sind nur invasiv möglich, während die nicht-invasive Erfassung solcher Parameter immer durch die direkte Gefäßumgebung (Muskel- und Fettgewebe bzw. Knochenmasse) behindert wird und teilweise einer Korrektur unterzogen werden muss.

Bei Anwendung dieser pulskonturbasierten Verfahren erfolgt jedoch meist keine eindeutige Trennung zwischen der Compliance der Arterien, dem Leitungswiderstand, der dem Blutfluss entgegensteht, und der Fließfähigkeit des Blutes. Unter Fließfähigkeit verstehen wir eine Kombination aus Massenträgheit, Viskosität und ähnlicher Größen des Blutes. Zur Verbesserung der Diagnose und Behandlung kardiovaskulärer Krankheiten sowie krankhafter Veränderungen wie beispielsweise Bluthochdruck, Arteriosklerose, Stenosen, Aneurysmen oder Herzinsuffizienz ist es jedoch wünschenswert, eine zuverlässige Unterscheidung hinsichtlich der Gefäß-

Compliance, des Gefäß-Leitungswiderstandes und der Fließfähigkeit des Bluts zu treffen, da sich diesen Eigenschaften spezifische Krankheitsbilder zuordnen lassen. So geht beispielsweise generell verminderte arterielle Compliance mit altersbedingtem Bluthochdruck einher, während erhöhter Leitungswiderstand ein Indiz für athero- und/oder arterio-sklerotische Veränderungen ist und verminderte Fließfähigkeit des Bluts beispielsweise auf eine erhöhte Herzbelastung oder erhöhtes Schlaganfall-Risiko hinweisen kann. Die Messung der Fließfähigkeit des Bluts erfolgt bisher üblicherweise durch Bestimmung des Hämatokritwertes von Blutproben in Zentrifugen.

Lösungen zur oszillometrischen Messung arterieller Compliance werden z.B. in US 5,447,163 und US 6,733,461 beschrieben. Hierzu sind jedoch meist umständliche Kalibrierungen und Rekalibrierungen erforderlich. Die daraus resultierenden Messunsicherheiten und eingeschränkte Reproduzierbarkeit der Messergebnisse können jedoch den verbreiteten Einsatz entsprechender Technologien behindern. Andere Verfahren zur Messung vaskulärer Impedanzen, wie beispielsweise in US 5,211,177 beschrieben, stützen sich auf Berechnungen, die auf dem sogenannten Windkesselmodell basieren, setzen hierzu jedoch die Messung weiterer physiologischer Parameter, wie z.B. des Herzzeitvolumens und des Mittleren Arteriellen Drucks (MAP), voraus und arbeiten dabei ebenfalls pulskonturbasiert, d.h. unter Bestimmung und Auswertung charakteristischer Merkmale der Verlaufskurve. Wer mit der visuellen Abschätzung oder automatischen Detektion solcher charakteristischen Merkmale vertraut ist, wird zustimmen, dass es häufig Fälle gibt, in denen die exakte Position und Amplitude, z.B. aufgrund der Überlagerung von Erregungswelle und reflektierter Welle, nicht eindeutig bestimmt werden können. Daher sind solche

Messergebnisse im Falle wiederholter Messungen zum Teil hohen Schwankungen unterworfen.

Die vorliegende Erfindung beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens, die eine Ermittlung der arteriellen Compliance, des arteriellen Leitungswiderstandes und der Massenträgheit des Blutes zuverlässig und reproduzierbar unter Vermeidung der oben aufgeführten Nachteile erlauben.

Das erstgenannte Problem wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass eine Pulskurve an einem Menschen gemessen wird, dass die Pulskurve mit einer simulierten Pulskurve eines Simulationsmodells verglichen und verschiedene Parameter des Simulationsmodells so lange variiert werden, bis die simulierte Pulskurve der gemessenen Pulskurve des Menschen entspricht und anschließend die arteriellen Parameter ausgegeben werden.

Die dem Simulationsmodell des Menschen zuzuführenden Parameter könnten beispielsweise aus der Pulskurve iterativ bestimmt werden. Das Verfahren lässt sich jedoch gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung deutlich beschleunigen, wenn die an dem Menschen gemessene Pulskurve einem geeigneten, trainierten Neuronalen Netzwerk zugeführt wird und dieses die gesuchten Parameter mit Hilfe des in ihm gespeicherten Wissens über die Beziehungen zwischen Pulskurvenform und der zugehörigen Parameter ausgibt. Die berechneten Parameter lassen sich anschließend im Simulationsmodell des Menschen verwenden, um Pulskurven an verschiedenen Stellen des simulierten Arterienbaums zu untersuchen.

Besonders genaue Parameter zur arteriellen Gefäßsteifigkeit oder Gefäß-Impedanz lassen sich gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung einfach

schaffen, wenn die Pulskurve gemessen wird, indem der Manschettendruck bis zum Blutflussstillstand durch Okklusion der Arterien gesteigert wird, wenn dieser Manschettendruck eine vorgegebene Anzahl an Herzzyklen aufrechterhalten wird und wenn der Druckverlauf mehrerer Pulskurven in der Manschette gemessen wird und wenn aus dem Druckverlauf mehrerer Pulskurven eine gemittelte Pulskurve erzeugt wird. Damit kann die Ermittlung der Pulskurvengeschwindigkeit im Bereich der Aorta, des Aorta-Blutdrucks (auch Zentraldruck genannt), des Augmentations-Index oder der linksventrikulären Auswurfdauer durch kurzzeitiges vollständiges Verschießen, beispielsweise der Handgelenk-Arterien ermöglicht werden. Durch diese vollständige Okklusion können die ermittelten Pulskurven in ausreichendem Maße von störenden Einflüssen lokaler Blutflussturbulenzen und distaler Reflektionen, die beide zu verfälschten Messergebnissen führen können, befreit werden.

Das zweitgenannte Problem, nämlich die Schaffung einer Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass die Vorrichtung eine Eingabeschnittstelle zur Eingabe der Daten einer Pulskurve, eine Berechnungseinheit mit einem Optimierungsalgorithmus zur Bestimmung der Gefäß- und Kreislaufparameter, eine Vergleichseinrichtung zur Bestimmung der Qualität der berechneten Pulskurve im Vergleich zur eingegebenen Pulskurve und eine Ausgabeschnittstelle zum Ausgeben der Parameter der berechneten Pulskurve hat.

Eine besonders schnelle Bestimmung der Gefäß- und Kreislaufparameter lässt sich gemäß einer anderen vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung erreichen, wenn die Berechnungseinheit anstelle des Optimierungsalgorithmus ein Neuronales Netzwerk ist.

Durch diese Gestaltung erkennt das Neuronale Netzwerk das Muster der eingegebenen Pulskurve und kann die Parameter direkt ausgeben. Eine derartige Mustererkennung ist in der Praxis deutlich schneller als ein Optimierungsalgorithmus zur Bestimmung der Parameter.

Das Simulationsmodell des Menschen ermöglicht gemäß einer anderen vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung einen Rückschluss einer am Arm oder Bein gemessenen Pulskurve auf arterielle Parameter des Menschen, wenn im Simulationsmodell des menschlichen Körpers die Arterien in einzelne Arterienabschnitte unterteilt sind und die Arterienabschnitte als elektrisches Ersatzschaltbild mittels Widerständen, Kapazitäten und Induktivitäten angenähert sind. Damit bildet das ein Arterienmodell nachbildende elektro-hydraulische Simulationsmodell ein Analogon, mit dem über eine nichtinvasive Messung an Arm oder Bein bis zum Zentraldruck, der Aortensteifigkeit und dem Aorta-Blutfluss zurückgerechnet werden kann.

Die in-vivo-Erfassung der Verlaufskurve eines hämodynamischen Vorgangs gestaltet sich gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung besonders einfach, wenn eine Vorrichtung zur Messung der Pulskurve eine zur Anlage an dem menschlichen Körper vorgesehene Druckmanschette und eine Druckquelle zur Erzeugung eines zum Blutflussstillstand durch Okklusion der Arterien, insbesondere den Handgelenk-Arterien, ermöglichenden Drucks und zur Aufrechterhaltung dieses Drucks für eine vorgesehene Anzahl an Herzzyklen ausgebildet ist.

Beschreibung der Zeichnungen

Fig. 1 zeigt das elektrische Ersatzschaltbild eines Windkessелеlements

Fig. 2 zeigt ein elektro-hydraulisches Arterienmodell (Analogon), Quelle: [1]

Fig. 3 zeigt einen möglichen Amplitudenverlauf der elektrischen Quelle eines Analogons

Fig. 4 zeigt die Präsentation von Amplituden an den Eingängen eines erfindungsgemäßen Neuronalen Netzes bei dessen Training

Fig. 5 zeigt die Komponenten einer Vorrichtung zur Messung arterieller Parameter

Fig. 5a zeigt eine Übersichtabbildung zum erfindungsgemäßen Verfahren

Fig. 6 zeigt die Darstellung der arteriellen Parameter in einem Radar-Diagramm

Fig. 7 zeigt ein Beispiel für eine Simulation einer in-vivo ermittelten Verlaufskurve

Beschreibung der Erfindung

Es ist bereits bekannt, dass sich Fluss- und Druckverhältnisse im arteriellen Gefäßsystem mit Hilfe sogenannter elektro-hydraulischer Analoga künstlich nachbilden lassen. Dabei werden mehrere sogenannte Windkessелеlemente (Fig. 1) aneinandergereiht. Durch die Reihenschaltung mehrerer dieser aus Kapazitäten C, ohmschen Widerständen R und Induktivitäten L bestehenden Windkessелеlemente (Fig.1) und der Beaufschlagung des Eingangs der Reihenschaltung mit einer elektrischen Strom- oder Spannungsquelle mit Verläufen entsprechend Fig.3, die die Pumpfunktion des Herzens nachbildet, können Fluss- oder Druckwerte an beliebigen Stellen des somit gebildeten Körpermodells, im Folgenden Analogon (2), (Fig. 2) genannt, errechnet werden. Die Kapazitäten C, Widerstände R und Induktivitäten L der einzelnen

Windkessелеlemente (Fig. 1) repräsentieren die arterielle Compliance (C), den arteriellen Leitungswiderstand (R) und die Fließfähigkeit des Bluts (L) im betrachteten Gefäßabschnitt. Die berechneten elektrischen Ströme repräsentieren dabei den arteriellen Blutfluss, die elektrischen Spannungen den arteriellen Druck.

Zweck des beschriebenen Gefäßmodells ist die Simulation hämodynamischer Vorgänge. Der vorliegenden Erfindung liegt jedoch die Umkehrung dieses Prinzips zu Grunde: Aus vorhandenen, hämodynamischen Verläufen sollen die medizinisch maßgeblichen arteriellen Parameter Compliance, Leitungswiderstand und Fließfähigkeit des Bluts bestimmt werden. Zur Lösung der erfindungsgemäßen Aufgabenstellung wird daher zunächst ein elektro-hydraulisches Arterienmodell als Simulationsmodell erstellt. Dieses Simulationsmodell wird auch Analogon genannt. Ein solches, sogenanntes elektro-hydraulisches Analogon (2) kann z.B. mittels computerunterstützter Analyse elektrischer Netzwerke, wie sie unter dem Begriff SPICE (*Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis*) geläufig ist, ohne großen apparativen Aufwand erstellt werden. Daraus können Ströme und Spannungen an beliebigen Stellen des Modells berechnet werden.

Es ist auch bekannt, dass auf dieser Technik basierende Modellbildungen fehlerbehaftet sein können, da sie, aufgrund ihrer Komplexität, zwangsläufig vereinfachende Annahmen enthalten. So erfolgt beispielsweise bei der Modellbildung eine künstliche Einteilung in einzelne Arteriensegmente, wohingegen im Körper von Lebewesen eine kontinuierliche Veränderung des Durchmessers der Arterien und ihrer Elastizität gegeben ist. Des Weiteren bleiben auf schwankendem Druck basierende, nichtlineare Zusammenhänge unberücksichtigt. Die mit dieser Technik erzielbaren Simulationsergebnisse zeigen u.a. deshalb

immer wieder Abweichungen von in-vivo ermittelten hämodynamischen Verläufen. Beispielsweise ist den Erfindern aufgefallen, dass zunächst die C-, R- und L-Werte für 121 Windkessel-elemente (Fig. 1) mit arteriellen Segmentlängen von 1 cm ermittelt wurden, bei der anschließenden Simulation aber, aufgrund des zum damaligen Zeitpunkt zur Nachbildung des Analogons 2 erforderlichen hohen apparativen Aufwands, mehrere (bis zu 8) dieser Windkessel-elemente (Fig. 1) durch Bildung von Parallelersatz-Kapazitäten sowie Reihenersatz-Widerständen und -Induktivitäten zusammengefasst wurden. Der hierbei aufgrund der Vernachlässigung des dynamischen Schwingungsverhaltens der einzelnen Windkessel-elemente (Fig. 1) entstehende Fehler führt zu deutlichen Abweichungen der simulierten Ergebnisse gegenüber realen hämodynamischen Verhältnissen, weshalb im vorliegenden Ausführungsbeispiel des Analogons 2 anstelle der 121 Segmente gemäß nun 711 Segmente mit auf 1 cm Segmentlänge zurückgerechneten R, L und C Werten berücksichtigt werden. Berücksichtigt man, dass der Einfluss des Korrektornetzwerks, bestehend aus R_0 und R_2 bis R_m sowie L_2 bis L_m , auf das Simulationsergebnis gering ist, erhält man das in Fig. 1 dargestellte Windkessel-element. Zusätzlich wurden empirisch ermittelte Korrekturfaktoren eingeführt, um die hämodynamischen Pulscurvenverläufe möglichst exakt nachbilden zu können. Die Korrekturfaktoren lagen im Bereich zwischen 0,3 und 1,0 und wurden für den Arm berechnet. Aus der wissenschaftlichen Literatur sind verschiedene Windkesselmodelle bekannt, die sich in Anzahl und Anordnung der eingesetzten Kapazitäten C, Widerstände R und Induktivitäten L sowie in ihren Vor- und Nachteilen unterscheiden. Verschiedene, von dem in Fig. 1 als Ausführungsbeispiel gezeigten Windkessel-element (Fig. 1) und dem in Fig. 2 beispielhaft dargestellten Analogon (2) abweichende Ausprägungen sind daher im Sinne dieser

Erfindung ebenfalls zur Lösung der Aufgabenstellung denkbar. Dies betrifft z.B. Anzahl, Wert und Position der Komponenten jedes einzelnen Windkessellements (Fig. 1), genannt seien hier exemplarisch 2-, 3- oder 4-Element- sowie symmetrische und unsymmetrische Windkesselmodelle, sowie die spezifische Anordnung und Kombination der einzelnen Windkessellemente (Fig. 1) innerhalb des Analogons (2).

An einem geeigneten Analogon (2) müsste das Simulationsergebnis an einem bestimmten Gefäßsegment theoretisch mit dem Verlauf einer in-vivo am gleichen Gefäßabschnitt ermittelten Verlaufskurve übereinstimmen. In der Praxis existieren jedoch oft Abweichungen zwischen beiden Verlaufskurven. Diese Abweichungen basieren auf zuvor beschriebenen Modellmängeln, auf individuellen, generellen in-vivo-Abweichungen der arteriellen Compliance, des Leitungswiderstands oder der Fließfähigkeit des Bluts von den Durchschnittswerten des Modells sowie auf Abweichungen der Werte einzelner Segmente, z.B. durch Stenosen und Aneurysmen. Abweichungen, die auf solche krankhaften Veränderungen zurückzuführen sind, sind vermeidbar, wenn an Bereichen gemessen wird, wo solche Veränderungen selten auftreten, wie z.B. an den Arm-Arterien.

Die zuvor beschriebenen individuellen, generellen Abweichungen der arteriellen Compliance, des Leitungswiderstands oder der Fließfähigkeit des Bluts kommen dadurch zustande, dass die Komponentenwerte für C, R1 und L1 für einen gesunden Durchschnittsprobanden mit einer Körpergröße von 175 cm, einem Gewicht von 75 kg etc. berechnet wurden. Zur Ermittlung der erfindungsgemäß zu bestimmenden, individuell unterschiedlichen, arteriellen Parameter Compliance, Leitungswiderstand und Fließfähigkeit wird daher stellvertretend für jeden

dieser Parameter ein zusätzlicher Korrekturfaktor $\alpha(C)$, $\alpha(R)$ und $\alpha(L)$ eingeführt. Zur Simulation der hämodynamischen Verläufe mit dem Analogon (2) wird jeder der Komponentenwerte C , R_1 und L_1 mit seinem Korrekturfaktor multipliziert. Die Korrekturfaktoren $\alpha(C)$, $\alpha(R)$ und $\alpha(L)$ nehmen dabei, im Gegensatz zu den in [1] angeführten segmentspezifischen Komponentenwerten C , R_1 und L_1 für alle Segmentabschnitte den gleichen Wert an. Durch manuelle Einstellung der drei Korrekturfaktoren $\alpha(C)$, $\alpha(R)$, $\alpha(L)$ lässt sich nun das Simulationsergebnis so adjustieren, dass die zuvor beschriebenen individuellen Abweichungen verschwinden und das Simulationsergebnis mit der in-vivo ermittelten Verlaufskurve übereinstimmt (Fig. 7). Bei der Auswertung der Messergebnisse einer Vielzahl von Probanden zeigte sich, dass ein gewisser Bereich für alle Korrekturfaktoren existiert. Für die graphische Darstellung dieser individuellen Korrekturfaktoren wird weiter unten ein so genanntes Radardiagramm vorgeschlagen. Zu diesem Zweck wurde der jeweilige Bereich auf 100% skaliert, wodurch die Vergleichbarkeit der Korrekturdaten für alle Probanden gewährleistet ist. Der Einfluss von Abweichungen, die auf Modellmängeln basieren, wird durch Anwendung dieser Korrekturfaktoren ebenfalls verringert.

Um übereinstimmende Kurvenverläufe zu erhalten, ist es darüber hinaus noch erforderlich, das Verhalten der elektrischen Quelle (3) so nachzubilden, dass dies mit dem individuellen Verhalten des Herzens zum Zeitpunkt der in-vivo-Erfassung der hämodynamischen Verläufe übereinstimmt. In vorliegendem Ausführungsbeispiel wird dazu eine elektrische Quelle (3) verwendet, deren zeitlicher Verlauf der Ausgangsgröße dem Verlauf in Fig. 3 entspricht, wobei bei $HMaxTime$ das Maximum der Ausgangsgröße (Druck- oder Flusskurve) erreicht wird. Der

Zeitpunkt des Aortenklappenschlusses, HMinTime, ist im hämodynamischen Verlauf durch ein lokales Minimum mit einem Fluss der Amplitude HMinValue in umgekehrter Richtung gekennzeichnet und wird oft auch als Inzisur, linksventrikuläre Auswurfzeit oder Systolendauer bezeichnet und beträgt z.B. bei gesunden Menschen ca. 250 ms. Das Maximum der hämodynamischen Verlaufskurve, HMaxTime, ist bei Menschen im Normalfall bereits nach ca. 100 ms der Periodendauer eines gesamten Herzzyklus erreicht. Die Periodendauer des gesamten Herzzyklus, Cycle length, lässt sich an der vorliegenden in-vivo-Kurve ablesen und kann manuell in die Parametrisierung der Quelle (3) des Analogons (2) übertragen werden. Zur möglichst exakten Simulation realer Verhältnisse wird in diesem Beispiel zusätzlich ein zweites, positives Maximum, dessen Amplitude 10% des Hauptmaximums entspricht, zum Zeitpunkt HRetTime eingeführt. Zur weiteren Verfeinerung kann das Modell um einen HPreShut-Wert erweitert werden, der sowohl positiv als auch negativ (Fig. 3) sein kann und wodurch der Abfall der Erregungswelle variiert werden kann. Die einzelnen, geraden Segmente der in Fig. 3 dargestellten Amplitudenverläufe können zwecks originalgetreuerer Herznachbildung auch aus gekrümmten Kurvensegmenten bestehen. Dies kann im Analogon (2) beispielsweise annähernd durch Verwendung einer sogenannten abschnittsweise-linearen Quelle (3) mit entsprechender Anzahl an Stützstellen oder kontinuierlich durch einen der Quelle (3) im Analogon (2) nachgeschalteten elektrischen Tiefpass erreicht werden.

Da die zuvor beschriebene, manuelle Ermittlung der Korrekturfaktoren $\alpha(C)$, $\alpha(R)$, $\alpha(L)$ und der Quellen-Parameter HMaxTime, HMinTime, HMinValue, HRetTime und HPreShut für eine individuelle in-vivo-Bestimmung zu aufwändig ist, soll nun ein erfindungsgemäßes Verfahren

beschrieben werden, mit dem dies automatisiert werden kann. Dieses Verfahren kann in der Schaffung einer Software bestehen, die es gestattet auf direktem Wege die gesuchten Parameter zu ermitteln. Dieses Verfahren besteht in dieser Erfindung aus einem Genetischen Algorithmus, kann aber auch durch jeden anderen Optimierungs-Algorithmus realisiert werden. Da die Optimierungs-Algorithmen i.a. sehr zeitaufwändig sind, können die gesuchten Parameter auch mit Hilfe eines entsprechend trainierten neuronalen Netzes bestimmt werden. Das Training des in dem Verfahren beschriebenen Algorithmus beinhaltet zunächst die in-vivo-Erfassung einer ausreichenden Anzahl hämodynamischer Verlaufskurven (3). Bei diesen Verlaufskurven kann es sich um einen sogenannten Druck-, Volumen- oder Flusspuls handeln, da sich die beschriebene elektro-hydraulische Analogie auf diese Größen bezieht. In gleicher Weise können auch bereits vorhandene Kurven, z.B. aus Datenbanken, für das Training verwendet werden, sofern diese Kurven auf Größen basieren, auf die die elektro-hydraulische Analogie anwendbar ist.

In der Erfindung wird ein evolutionärer Optimierungs-Algorithmus verwendet, es können jedoch auch andere Optimierungsverfahren angewendet werden. Der hier verwendete evolutionäre Optimierungs-Algorithmus definiert als "Gene" die zu bestimmenden Modellparameter $P_1 \dots P_n$. Die Gesamtheit der Gene kann als "Chromosom" bezeichnet werden. Der Algorithmus generiert zunächst eine Anfangspopulation der Größe 30, die aus einzelnen "Individuen" mit jeweils zufallsbestimmten Chromosomen besteht. Zu diesen 30 Individuen wird jeweils mit Hilfe des Simulationsmodells die resultierende simulierte Pulskontur bestimmt. Eine "Fitnessfunktion" bestimmt anschließend zu jedem Individuum die Summe der Fehlerquadrate zwischen der gemessenen Pulskontur und der

Pulskontur des Individuums. Damit kann die Population gemäß der Fitness, also der Güte der Simulationen, sortiert werden. Anschließend wird die folgende Sequenz durchlaufen, bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist:

- Selektion: Auswahl der besten 40% der Individuen für die Rekombination
- Rekombination: Kombination von Teilen der Chromosomen der ausgewählten Individuen und damit Erzeugung von Nachfahren
- Mutation: Zufällige Veränderung der Nachfahren
- Evaluation: Bestimmung der Fitness der Nachfahren
- Einsortierung der neuen Nachfahren (der neuen "Generation") in die Population gemäß der Güte ihrer Simulationen.

Als Abbruchkriterium wird eine vorher festgelegte Fitness, also eine festgelegte Summe der Fehlerquadrate zwischen der Simulationskontur des besten Individuums und der gemessenen Pulskontur verwendet. Zusätzlich wird für den Fall, dass die gemessene Pulskontur aufgrund starker Artefakte keine hohe Übereinstimmung mit dem besten Individuum erreichen kann, als Abbruchkriterium eine festgelegte Anzahl von Generationen herangezogen, die seit der letzten Verbesserung der Population erzeugt wurden, ohne dass ein neues, verbessertes Individuum entstand.

Ein wesentlicher Vorteil der vorliegenden Erfindung ist, dass das Analogon (2) an die Spezifika verschiedener Messmethodiken anpassbar ist. So kann beispielsweise für suprasystolische Brachialmessungen, bei denen die Erfassung des hämodynamischen Verlaufs unter Volloklusion der Brachialarterie erfolgt, ein Abschlusswiderstand ∞ (=Unterbrechung) hinter dem Segment der Brachialarterie (s. Fig. 2) platziert werden, bei

gleichzeitigem Entfall aller weiteren, distalen Segmente. Ebenso ist denkbar, die vorliegende Erfindung für oszillometrische oder tonometrische Messungen zu verwenden, bei denen ein hämodynamischer Verlauf unter Teilokklusion einer Arterie erfolgt, wenn dazu im Analogon (2) der Wert des Leitungswiderstands R am Windkessелеlement (Fig. 1) des betreffenden Gefäßabschnitts entsprechend erhöht wird.

Die hämodynamischen Verläufe werden anschließend durch Signalverarbeitung so aufbereitet, dass diese in Form zeitlich digitalisierten Amplitudenwerte zur Verfügung stehen und dann nach Herzzyklen segmentiert werden, so dass hierdurch einzelne Pulsationen (10, Fig. 4) abgebildet werden. Durch Mittelwertbildung kann zusätzlich aus mehreren Einzelpulsationen (10) eine durchschnittliche Pulsation (10) gebildet werden, um die Robustheit des Verfahrens, z.B. gegenüber arrhythmischen Varianzen oder Wiederholungsmessungen zu erhöhen.

Zum Training des oben beispielhaft beschriebenen neuronalen Netzwerkes (15) werden dann gemäß des vorliegenden Ausführungsbeispiels die ersten Fünfhundert digitalisierten Amplitudenwerte einer so gewonnenen Pulsation (10) an einer korrespondierenden Anzahl von Eingängen eines Backpropagation-Netzes präsentiert, womit dann ein sogenanntes Überwachtes Lernen mit zufälliger Initialisierung der Neuronen-Gewichtung, eine Input-Unit mit Fünfhundert Eingängen, eine Hidden Unit sowie eine Output-Unit mit acht Ausgängen ermöglicht wird. Ergebnis sind die Parameter $\alpha(C)$, $\alpha(R)$, $\alpha(L)$, HMaxTime, HMinTime, HMinValue, HRetTime und HPreShut. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wurde eine praktikable Anzahl von Fünfhundert Amplitudenwerten gewählt, da einerseits die Anzahl der Eingangsdaten so niedrig wie möglich gewählt werden sollte, andererseits aber alle wesentlichen

Merkmale eines Herzzyklus unter Berücksichtigung der minimal und maximal auftretenden Herzrate vollständig präsentiert werden müssen. Fünfhundert Amplitudenwerte entsprechen bei einer Signal-Abtastraste von 1 ms einem Zeitraum von 500 ms. Andere Sample-Anzahlen sind jedoch ebenfalls möglich, ebenso ist es im Sinne der vorliegenden Erfindung denkbar, dem erfindungsgemäßen Verfahren an dessen Eingängen Amplitudenwerte mehrerer, aufeinander folgender Einzelpulsationen (10) eines hämodynamischen Verlaufs gleichzeitig zu präsentieren.

Ein zweiter Aspekt dieser Erfindung zielt auf die Schaffung einer Vorrichtung, mit der die arterielle Compliance, der arterielle Leitungswiderstand und die Fließfähigkeit des Bluts automatisch, zuverlässig und reproduzierbar messbar sind.

Fig. 5 und Fig. 5a illustrieren die Komponenten des vorliegenden Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Vorrichtung. An einem Individuum werden mittels einer Sensorik (20) hämodynamische Verläufe abgenommen und einer Signalverarbeitungskette (21) zugeführt. Bei diesen hämodynamischen Verläufen kann es sich beispielsweise um einen sogenannten Druck-, Volumen- oder Flusspuls handeln, da sich die eingangs beschriebene elektrohydraulische Analogie auf diese Größen bezieht.

Die so gewonnenen hämodynamischen Verläufe werden anschließend durch Signalverarbeitung (21) so aufbereitet, dass diese in Form zeitlich digitalisierter Amplitudenwerte zur Verfügung stehen und dann nach Herzzyklen segmentiert, so dass hierdurch einzelne Pulsationen (22) abgebildet werden. Durch Mittelwertbildung kann auch hier zusätzlich aus mehreren Einzelpulsationen (22) eine durchschnittliche Pulsation (22) gebildet werden, um die Robustheit des Verfahrens

z.B. gegenüber arrhythmischen Varianzen oder Wiederholungsmessungen zu erhöhen. Darüber hinaus können mittels spezieller Analyseverfahren (z.B. Fourieranalyse) höherfrequente Artefakte in den Messungen eliminiert werden. Im Zuge der weiteren Verarbeitung werden die Amplitudenwerte der so gewonnenen Pulsation (22) der korrespondierenden Anzahl von Eingängen einer Vorrichtung (15) (Fig. 5) zugeführt, an dessen Ausgängen dann ~~sefer~~ die gesuchten Werte der Parameter

- $\alpha(C)$ als Maß für die Compliance
- $\alpha(R)$ als Maß für den arteriellen Leitungswiderstand
- $\alpha(L)$ als Maß für die Massenträgheit des Bluts
- HMaxTime als Zeitpunkt des Maximums des Druck- oder Flusszyklus
- HMinTime als Zeitpunkt des Aortaherzklappenschlusses
- HMinValue
- HRetTime
- HPreShut

zur Verfügung stehen.

Ein wesentlicher Vorteil der Erfindung besteht darin, dass die gesuchten Parameter auf diese Weise sehr präzise ermittelt werden können. Die in Fig. 5 bzw. Fig. 5a dargestellten Komponenten können innerhalb einer mechanisch gekoppelten Apparatur untergebracht oder auf separate Sensor-, Rechen- und Anzeige-Systeme verteilt sein. Die Parameterwerte am Ausgang der Vorrichtung(15) können kurz- oder langfristig gespeichert und dadurch jederzeit mit einer Anzeigevorrichtung (30) dargestellt werden. Fig. 6 zeigt die vorteilhafte Darstellung der ermittelten, arteriellen Parameter Compliance $\alpha(C)$, Leitungswiderstand $\alpha(R)$ und Massenträgheit des Bluts $\alpha(L)$

in einem sogenannten Netz- oder Radar-Diagramm, wobei hier die sogenannte arterielle Steifheit als Kehrwert der Compliance $1/\alpha(C)$ abgebildet ist.

Die in-vivo ermittelten hämodynamischen Druck-, Volumen- oder Fluss-Pulsverläufe können mittels Sensorik (20) invasiv oder nicht-invasiv aufgenommen werden, ohne von der grundlegenden Idee dieser Erfindung abzuweichen. Ein bereits zuvor beschriebener, wesentlicher Vorteil der Erfindung ist, dass die Ausführung, basierend auf der konkreten Gestaltung des Analogons 2, an verschiedene Messmethodiken anpassbar ist. So eignet sich eine Vorrichtung gem. Fig. 5 und Fig. 5a beispielsweise für invasive, aber auch für oszillometrische, suprasystolische Brachialmessungen, die Photoplethysmographie oder andere oszillometrische oder tonometrische Verfahren, die auf einer Teilokklusion verschiedener Gefäßabschnitte basieren, vorausgesetzt die Windkessелеlemente (Fig. 1) des Analogons 2 wurden entsprechend den aus der in-vivo-Applikation des Sensors (20) resultierenden, physiologischen Auswirkungen angepasst.

In Fig. 5a werden beide Wege der Auswertung mittels neuronalem Netzwerk (15) oder Optimierungs-Algorithmus (15a) dargestellt ohne noch einmal auf die Sensorik (20) und die Signalverarbeitung (21) einzugehen. Die Anwendung des Optimierungs-Algorithmus bietet den Vorteil, dass die Ergebnisse sehr präzise und ohne vorheriges Training eines neuronalen Netzes erreicht werden. D.h., es werden in diesem Fall auch keine Trainingsdaten zur Verwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens benötigt.

Figur 7 zeigt die Ausgabe ein Diagramm, in dem eine gemessene Pulsdruckkurve (1) und die zugehörige simulierte Pulsdruckkurve (2) übereinander dargestellt sind.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erfassung von arteriellen Parametern eines Menschen **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Pulskurve an dem Menschen gemessen wird, dass die Pulskurve mit simulierten Pulskurven eines Simulationsmodells verglichen wird und verschiedene Parameter des Simulationsmodells solange variiert werden, bis die Pulskurve des Simulationsmodells mit der gemessenen Pulskurve in einer vorgesehenen Näherung übereinstimmt und dass die arteriellen Parameter ausgegeben werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die gemessene Pulskurve einer die Kurvenform erfassenden Berechnungseinheit zugeführt wird, und dass die Berechnungseinheit die Parameter eines Simulationsmodells einstellt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Pulskurve gemessen wird, indem ein Manschettendruck bis zum Blutflussstillstand durch Okklusion der Arterien gesteigert wird, dass dieser Manschettendruck eine vorgegebene Anzahl an Herzzyklen aufrechterhalten wird und dass der Druckverlauf mehrerer Pulskurven in der Manschette gemessen wird und dass aus dem Druckverlauf mehrerer Pulskurven eine gemittelte Pulskurve erzeugt wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 - 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass mit Hilfe des Simulationsmodells für den menschlichen Körper für jeden Arterienabschnitt proximal zum Messpunkt gelegen die Compliance, der arterielle Leitungswiderstand und die Massenträgheit des Bluts berechnet werden kann.

5. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Berechnungseinheit eine Eingabeschnittstelle zur Eingabe der Daten einer Pulskurve, eine Optimierungseinrichtung zur Bestimmung derjenigen Parameter eines Simulationsmodells, die eine optimale Übereinstimmung der Pulskurve mit einer simulierten Pulskurve ermöglichen und eine Ausgabeschnittstelle zum Ausgeben der Parameter der nächstkommenden abgespeicherten Pulskurve hat.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Berechnungseinheit ein neuronales Netzwerk ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Simulationsmodell des menschlichen Körpers die Arterien in einzelne Arterienabschnitte unterteilt sind und die Arterienabschnitte als elektrisches Ersatzschaltbild mittels Widerständen, Kapazitäten und Induktivitäten angenähert sind.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Vorrichtung zur Messung der Pulskurve eine zur Anlage an dem menschlichen Körper vorgesehene Druckmanschette und eine Druckquelle zur Erzeugung eines den Stillstand des Blutflusses in den Arterien, insbesondere den Handgelenk-Arterien, ermöglichenden Drucks und zur Aufrechterhaltung dieses Drucks für eine vorgesehene Anzahl an Herzzyklen ausgebildet ist.

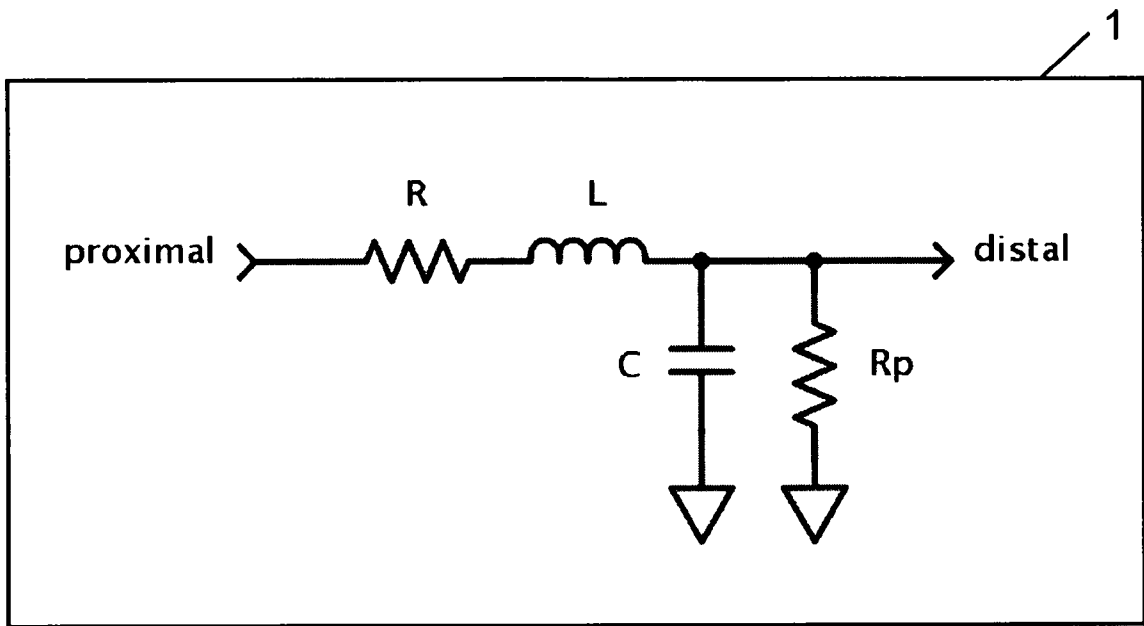


FIG 1

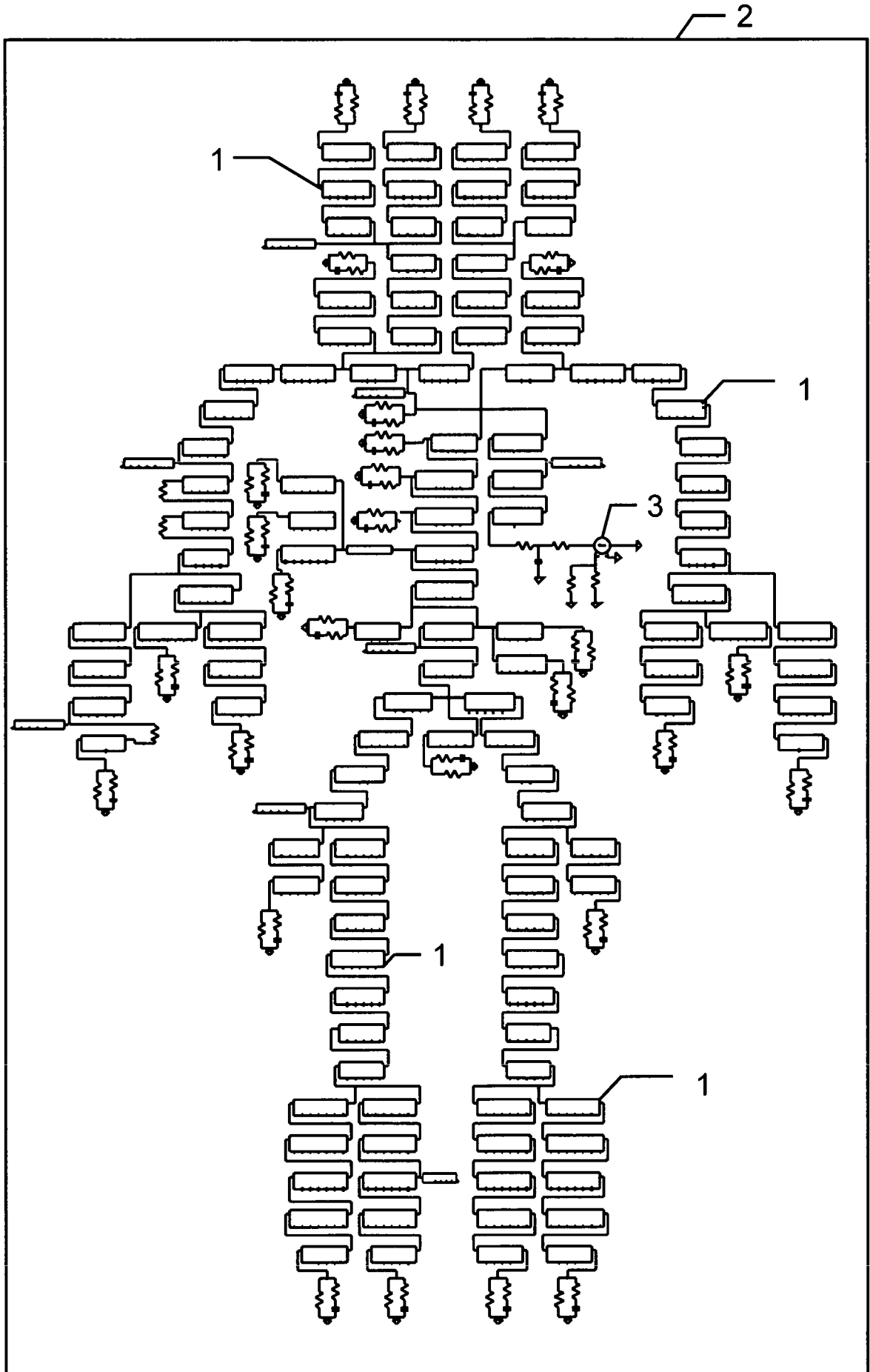


FIG 2

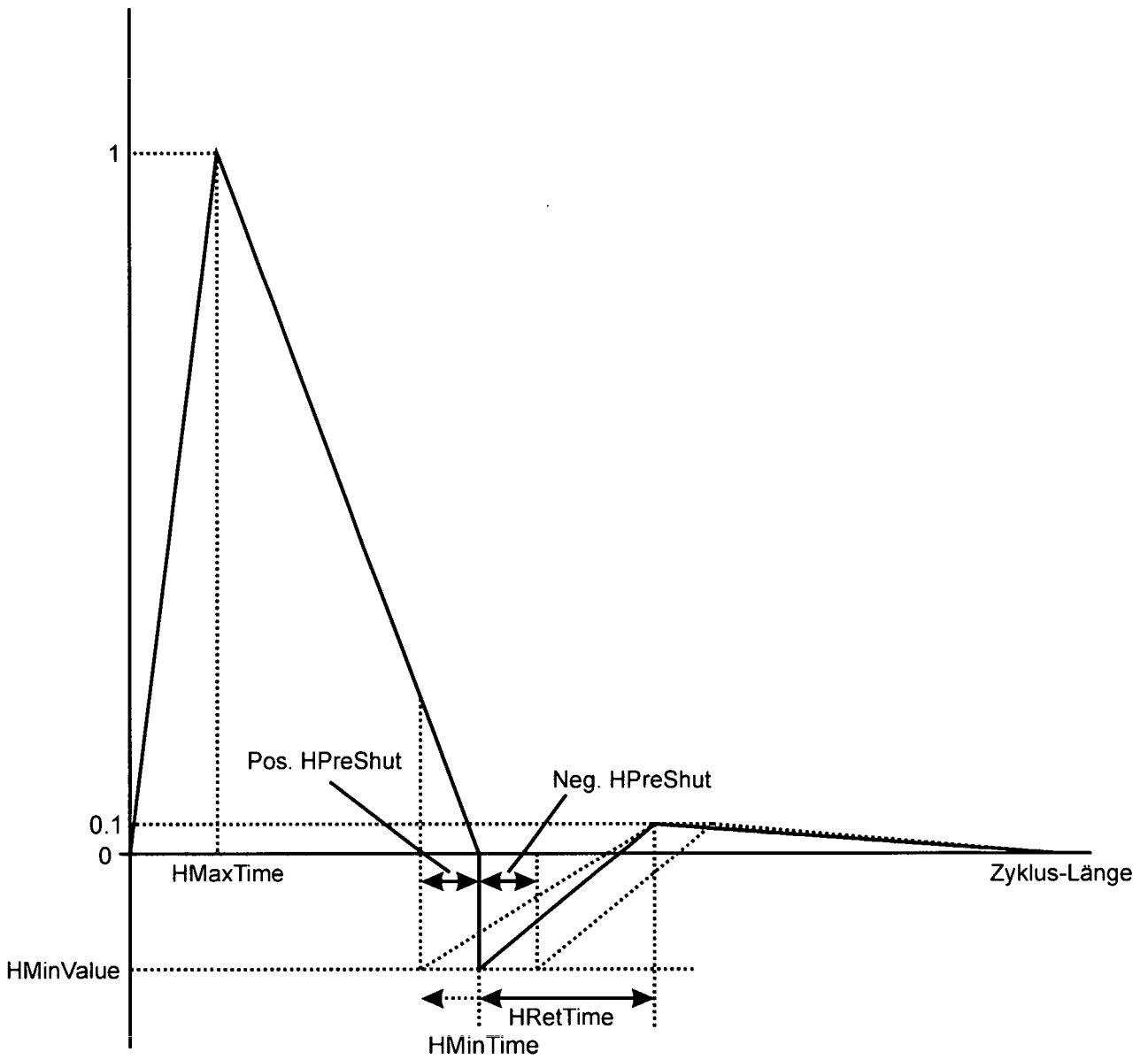


FIG 3

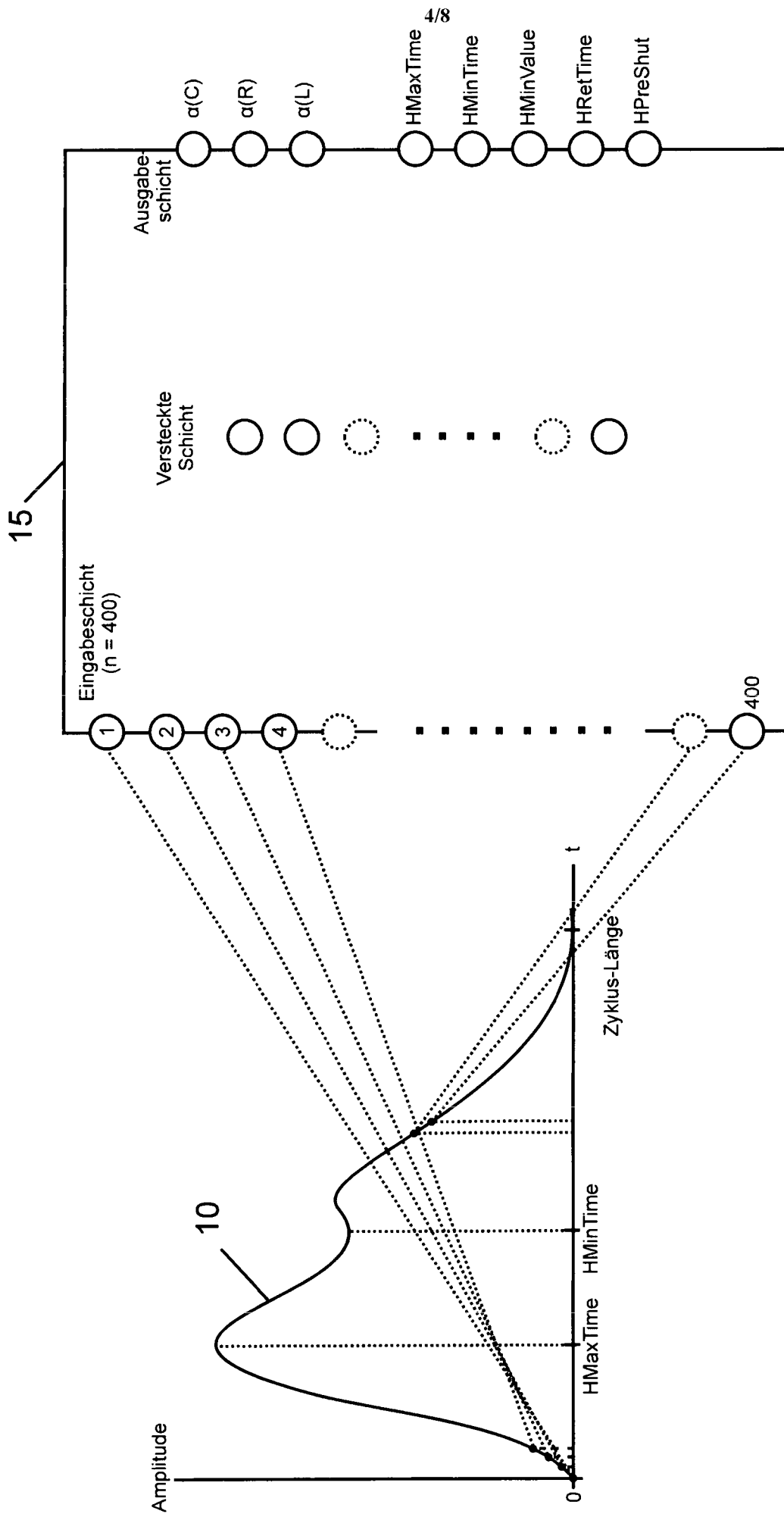


FIG 4

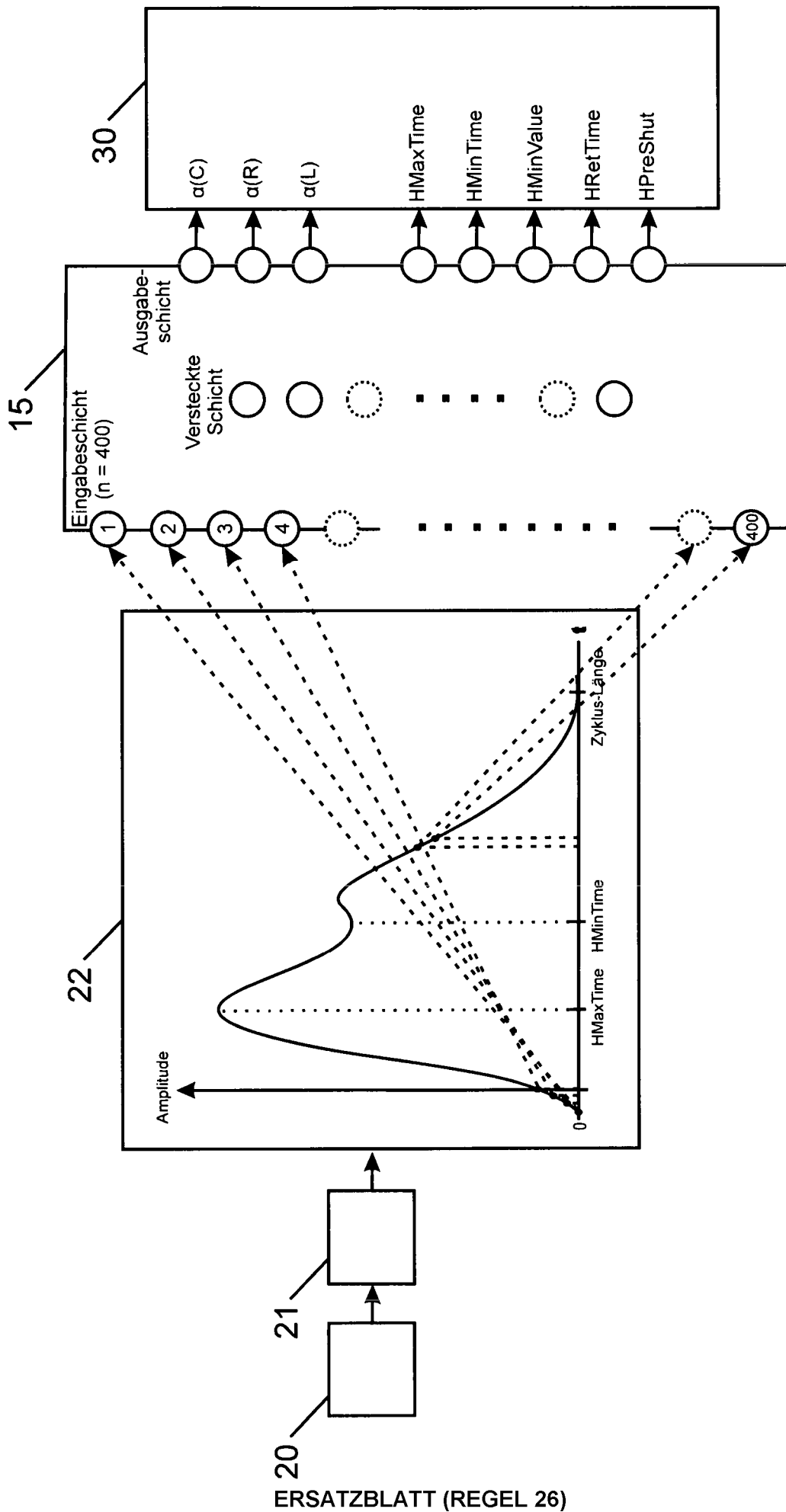


FIG 5

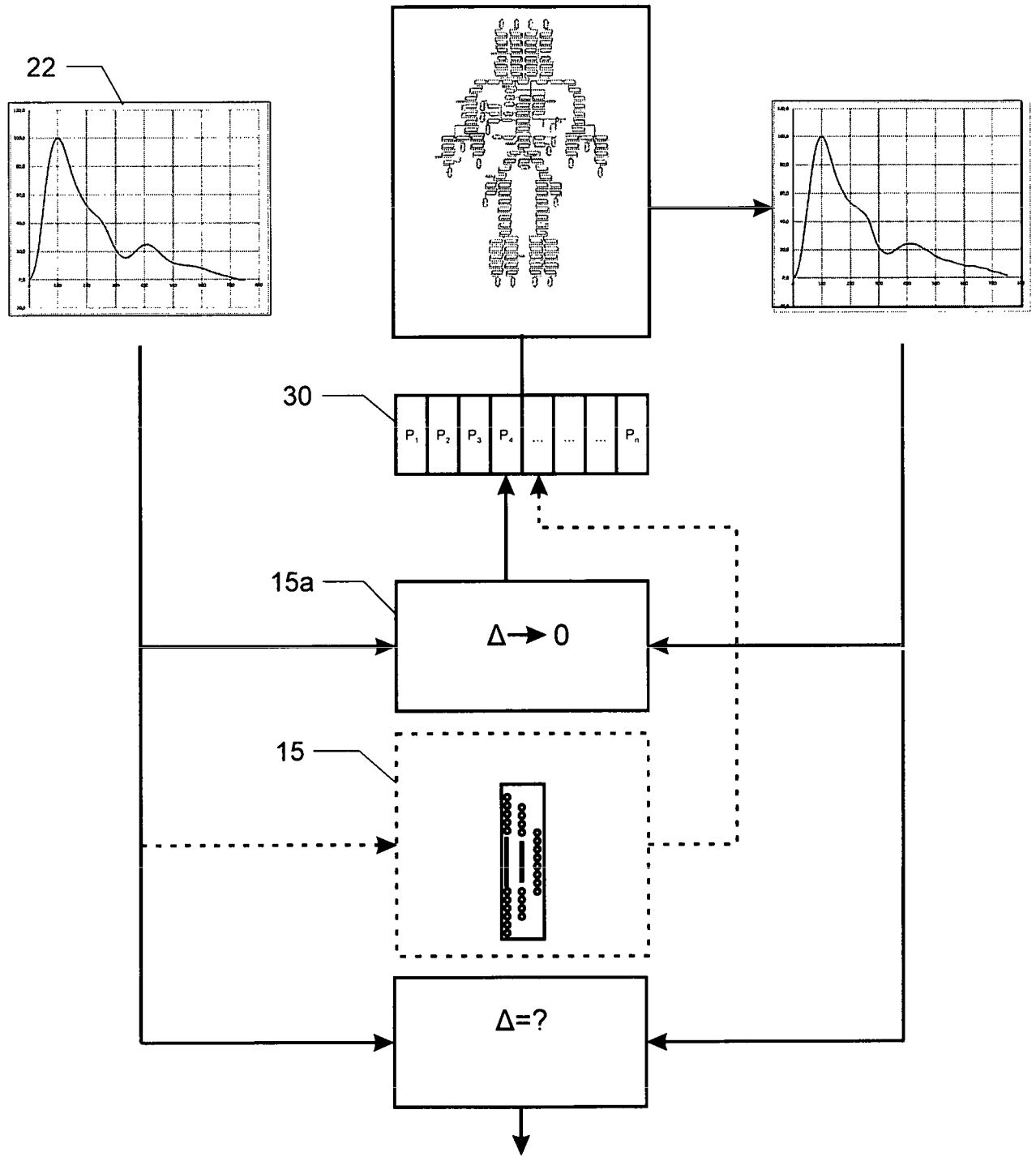


FIG 5a

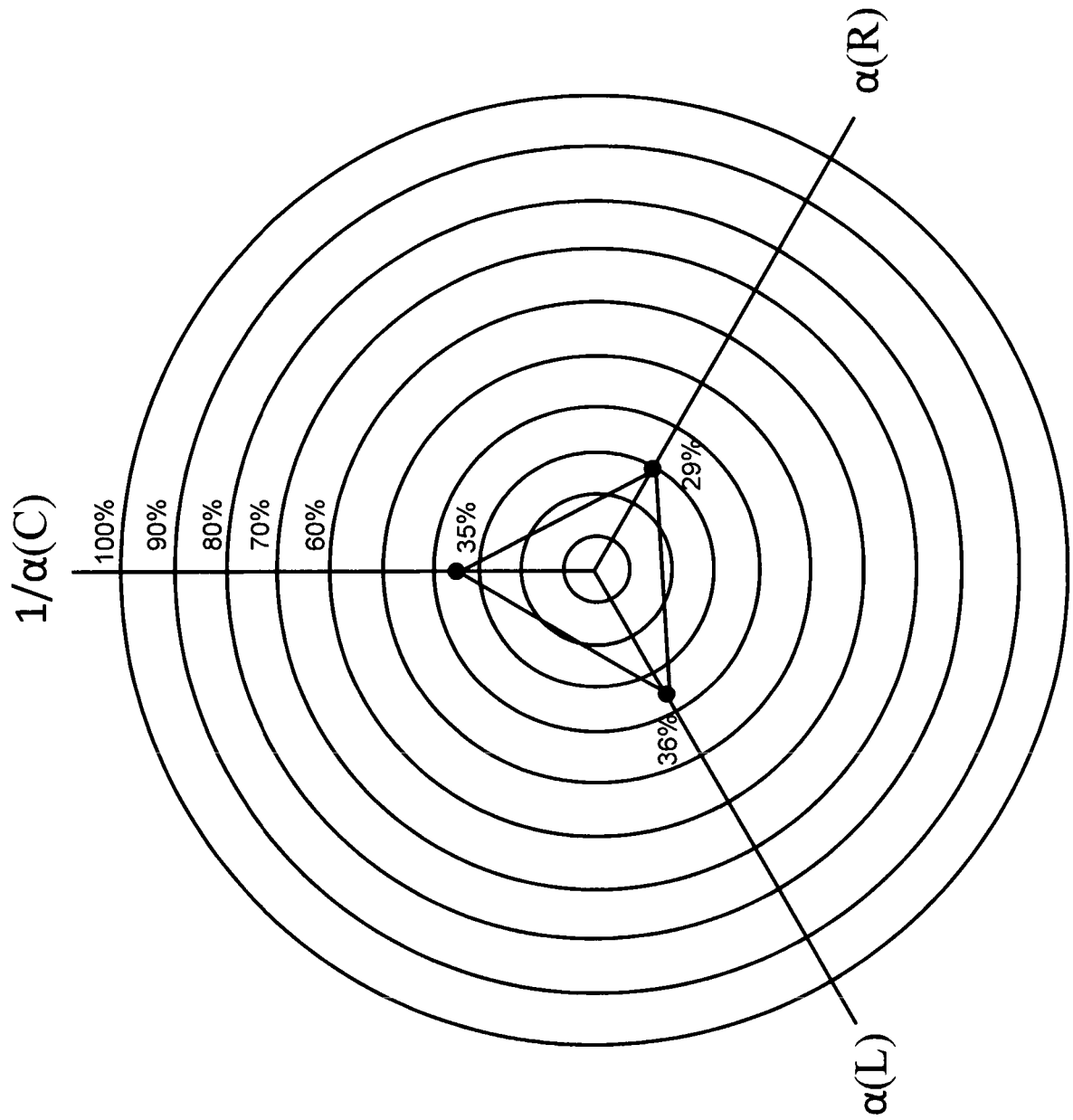


FIG 6

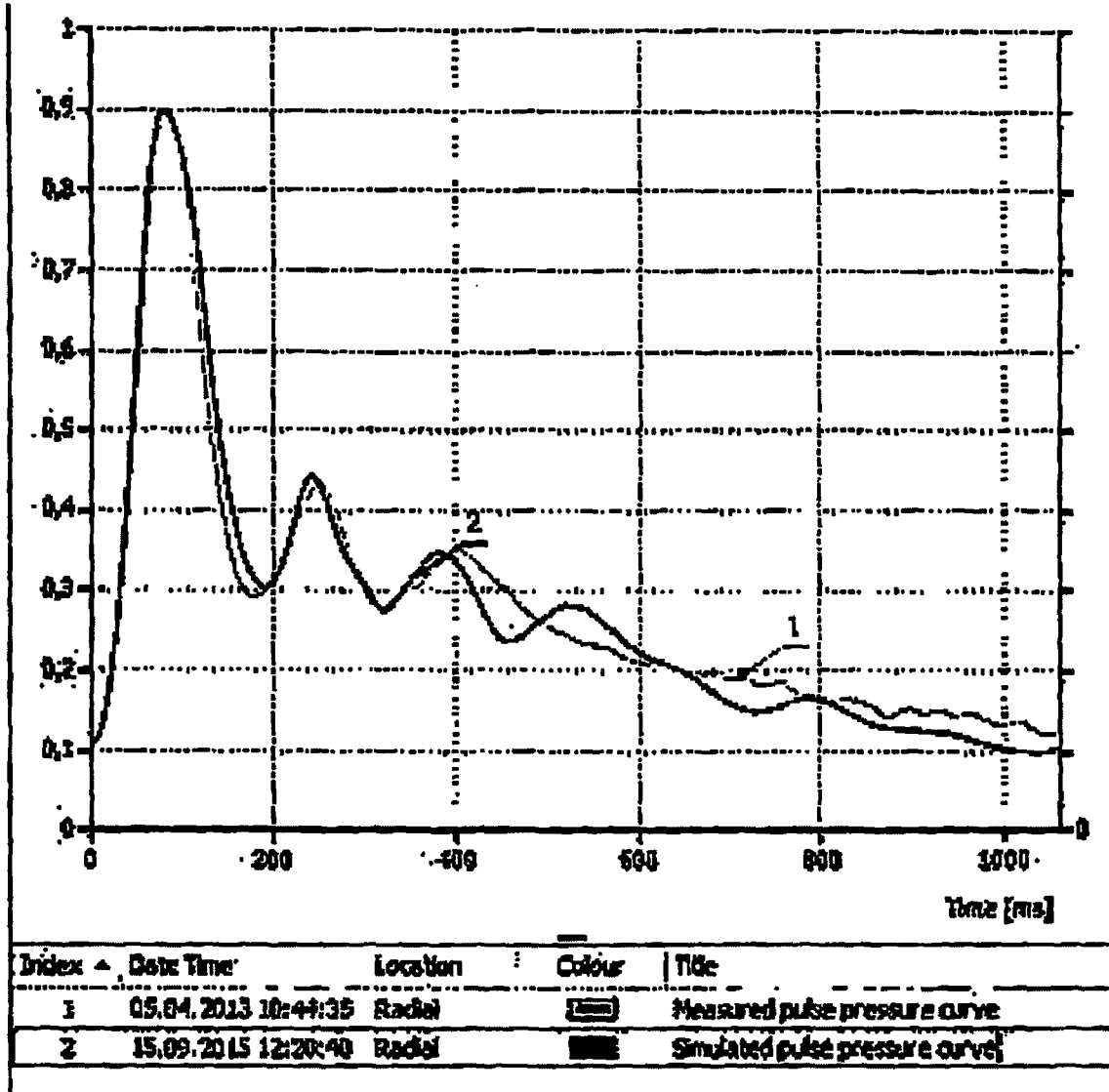


FIG 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/DE2016/000429

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. A61B5/02 A61B5/021 A61B5/022 A61B5/00 G06F19/00
 G06N3/08
 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 G06F G06N

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	US 2006/235323 A1 (HATIB FERAS [US] ET AL) 19 October 2006 (2006-10-19) paragraphs [0019], [0024], [0029], [0049], [0052], [0057], [0063], [0064], [0072], [0105], [0114] figure 2	1-8
X	US 2010/274102 A1 (TEIXEIRA RODRIGO E [US]) 28 October 2010 (2010-10-28) paragraphs [0031], [0032], [0040], [0044], [0064], [0066], [0071]	1,2,4-7
A	US 2010/121204 A1 (UTSUNO HIDEO [JP] ET AL) 13 May 2010 (2010-05-13) the whole document	1-8
	----- -/--	

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 28 March 2017	Date of mailing of the international search report 03/04/2017
--	--

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 Meyer, Wolfgang
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/DE2016/000429

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 5 680 866 A (KANGAS LARS J [US] ET AL) 28 October 1997 (1997-10-28) the whole document	1-8
A	----- WO 2009/029386 A1 (NEURO DIAGNOSTIC DEVICES INC [US]; SWOBODA MAREK [US]; HOCHMAN MATIAS) 5 March 2009 (2009-03-05) the whole document -----	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/DE2016/000429

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006235323	A1	19-10-2006	AU 2006236761 A1 26-10-2006
			BR PI0608784 A2 26-01-2010
			CA 2602195 A1 26-10-2006
			CN 101193590 A 04-06-2008
			CN 103315720 A 25-09-2013
			CN 105726006 A 06-07-2016
			EP 1868495 A2 26-12-2007
			HK 1115289 A1 09-11-2012
			JP 4896125 B2 14-03-2012
			JP 2008536567 A 11-09-2008
			JP 2012066101 A 05-04-2012
			US 2006235323 A1 19-10-2006
			US 2010087743 A1 08-04-2010
			WO 2006113337 A2 26-10-2006
US 2010274102	A1	28-10-2010	EP 2512325 A2 24-10-2012
			US 2010274102 A1 28-10-2010
			WO 2010124034 A2 28-10-2010
US 2010121204	A1	13-05-2010	CN 101686806 A 31-03-2010
			DE 112008000861 T5 29-04-2010
			JP 5109027 B2 26-12-2012
			JP 2008246010 A 16-10-2008
			US 2010121204 A1 13-05-2010
			WO 2008120627 A1 09-10-2008
US 5680866	A	28-10-1997	NONE
WO 2009029386	A1	05-03-2009	US 2010204589 A1 12-08-2010
			US 2013289422 A1 31-10-2013
			WO 2009029386 A1 05-03-2009

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2016/000429

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B5/02 A61B5/021 A61B5/022 A61B5/00 G06F19/00
 G06N3/08
 ADD.
 Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE
 Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B G06F G06N

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	US 2006/235323 A1 (HATIB FERAS [US] ET AL) 19. Oktober 2006 (2006-10-19) Absätze [0019], [0024], [0029], [0049], [0052], [0057], [0063], [0064], [0072], [0105], [0114] Abbildung 2	1-8
X	US 2010/274102 A1 (TEIXEIRA RODRIGO E [US]) 28. Oktober 2010 (2010-10-28) Absätze [0031], [0032], [0040], [0044], [0064], [0066], [0071]	1,2,4-7
A	US 2010/121204 A1 (UTSUNO HIDEO [JP] ET AL) 13. Mai 2010 (2010-05-13) das ganze Dokument	1-8
	----- -/--	



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	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
28. März 2017	03/04/2017

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 Meyer, Wolfgang
--	--

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 680 866 A (KANGAS LARS J [US] ET AL) 28. Oktober 1997 (1997-10-28) das ganze Dokument	1-8
A	----- WO 2009/029386 A1 (NEURO DIAGNOSTIC DEVICES INC [US]; SWOBODA MAREK [US]; HOCHMAN MATIAS) 5. März 2009 (2009-03-05) das ganze Dokument -----	1-8

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2016/000429

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung	
US 2006235323	A1	19-10-2006	AU 2006236761 A1	26-10-2006
			BR PI0608784 A2	26-01-2010
			CA 2602195 A1	26-10-2006
			CN 101193590 A	04-06-2008
			CN 103315720 A	25-09-2013
			CN 105726006 A	06-07-2016
			EP 1868495 A2	26-12-2007
			HK 1115289 A1	09-11-2012
			JP 4896125 B2	14-03-2012
			JP 2008536567 A	11-09-2008
			JP 2012066101 A	05-04-2012
			US 2006235323 A1	19-10-2006
			US 2010087743 A1	08-04-2010
			WO 2006113337 A2	26-10-2006

US 2010274102	A1	28-10-2010	EP 2512325 A2	24-10-2012
			US 2010274102 A1	28-10-2010
			WO 2010124034 A2	28-10-2010

US 2010121204	A1	13-05-2010	CN 101686806 A	31-03-2010
			DE 112008000861 T5	29-04-2010
			JP 5109027 B2	26-12-2012
			JP 2008246010 A	16-10-2008
			US 2010121204 A1	13-05-2010
			WO 2008120627 A1	09-10-2008

US 5680866	A	28-10-1997	KEINE	

WO 2009029386	A1	05-03-2009	US 2010204589 A1	12-08-2010
			US 2013289422 A1	31-10-2013
			WO 2009029386 A1	05-03-2009

专利名称(译)	检测人的动脉参数的方法和实施所述方法的装置		
公开(公告)号	EP3445233A1	公开(公告)日	2019-02-27
申请号	EP2016836147	申请日	2016-12-07
[标]发明人	SCHUMACHER GERHARD		
发明人	SCHUMACHER, GERHARD		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/022 A61B5/00 G06F19/00 G06N3/08		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/6824 A61B5/7264 G06N3/084 G06N3/086 G16H50/50		
优先权	102015015784 2015-12-08 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了检测动脉参数，将人的平均脉冲曲线馈送到计算单元。所述计算单元以这样的方式调整仿真模型的参数，即所谓的模拟，使得平均脉冲曲线对应于仿真模型的脉冲曲线。模拟输出的动脉参数可以在雷达图中显示。