



(12) **Patentschrift**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2008 000 861.2**  
 (86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2008/055677**  
 (87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2008/120627**  
 (86) PCT-Anmeldetag: **26.03.2008**  
 (87) PCT-Veröffentlichungstag: **09.10.2008**  
 (43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung  
 in deutscher Übersetzung: **29.04.2010**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **05.10.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 5/02 (2006.01)**  
**A61B 5/0245 (2006.01)**

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:  
**2007-092522**                      **30.03.2007**    **JP**

(73) Patentinhaber:  
**Omron Healthcare Co., Ltd., Kyoto-shi, Kyoto, JP**

(74) Vertreter:  
**Kilian Kilian & Partner mbB Patentanwälte, 81379 München, DE**

(72) Erfinder:  
**Utsuno, Hideo, Kyoto, JP; Umeda, Shinya, Tokyo, JP; Matsuhisa, Hiroshi, Kyoto, JP; Sato, Hironori, Kyoto-shi, Kyoto, JP; Ogura, Toshihiko, Kyoto, JP**

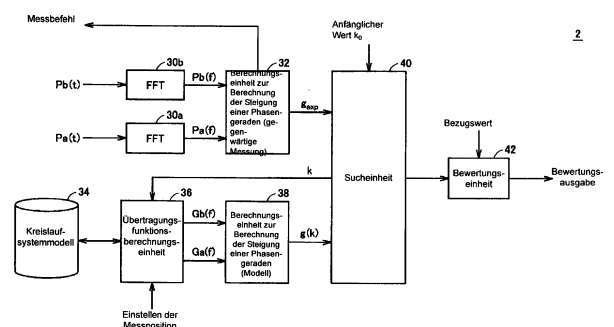
(56) Ermittelter Stand der Technik:

<b>US</b>	<b>7 264 594</b>	<b>B2</b>
<b>US</b>	<b>2003 / 0 135 124</b>	<b>A1</b>
<b>US</b>	<b>2007 / 0 004 985</b>	<b>A1</b>
<b>US</b>	<b>6 117 087</b>	<b>A</b>

**Yamagishi, N. et al.: A Comparative Study of Arterial Stiffness Indices in Outpatients, 37 th Niigata Meeting on Hypertension, Niigata University, 2.7.2004**

(54) Bezeichnung: **Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung, Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren und computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm gespeichert ist**

(57) Zusammenfassung: Eine Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) (32) empfängt Phasencharakteristiken  $P_a(f)$  und  $P_b(f)$ , die von Frequenzumwandlungseinheiten (30a, 30b) ausgegeben werden, und berechnet eine Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenzcharakteristiken. Eine Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) (38) berechnet Phasendifferenzcharakteristiken zwischen einer Übertragungsfunktion  $G_a(f)$  und einer Übertragungsfunktion  $G_b(f)$ , die durch ein Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (36) berechnet werden, und gibt die berechnete Phasendifferenzcharakteristik an eine Sucheinheit (40) aus. Die Sucheinheit (40) passt eine Variable  $k$  an und bestimmt eine Variable  $k_{opt}$  (optimale Lösung) bei der eine Steigung  $g(k)$  und eine Steigung  $g_{exp}$  im Wesentlichen miteinander übereinstimmen. Die Variable  $k_{opt}$  ist ein Index, der einen Grad der Arteriosklerose eines Individuums angibt.



## Beschreibung

**[0001]** Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung, Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren und computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm gespeichert ist

### Technisches Gebiet

**[0002]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Bewertungsvorrichtung zur Bewertung eines Blutgefäßzustandes, ein Bewertungsverfahren zur Bewertung des Blutgefäßzustandes und auf ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm zur Bewertung des Zustandes eines den lebenden Körper bildenden Blutgefäßes gespeichert ist, und insbesondere auf eine Technik der Modellierung der Blutgefäßstrecke als Übertragungsfunktion und der Bewertung des Grades einer Arteriosklerose des Blutgefäßes.

### Stand der Technik

**[0003]** In den letzten Jahren sind Kreislaufsystemerkrankungen, die durch Arteriosklerose verursacht sind, angestiegen und eine Bewertungsvorrichtung zur Bewertung des Grades der Arteriosklerose des Blutgefäßes ist demgemäß in der Praxis eingesetzt worden. Ein Pulswellengeschwindigkeitsverfahren ist als ein übliches Verfahren zur Bewertung des Grades der Arteriosklerose bekannt. Das Pulswellengeschwindigkeitsverfahren nützt einen Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit (Pulswellengeschwindigkeit), mit der sich eine Blutdruckänderung, die mit einem Herzschlag einhergeht, durch das Blutgefäß hindurch ausbreitet, und dem Elastizitätsgrad (Steifigkeit) des Blutgefäßes aus. Mit anderen Worten erhöht sich, wenn eine Pulswelle durch ein eine elastische Röhre darstellendes Blutgefäß fortschreitet, die Pulswellengeschwindigkeit je härter die Röhrenwand, je kleiner der Innendurchmesser und je größer die Röhrendicke ist, und folglich kann der Grad der Arteriosklerose erkannt werden, indem die Pulswellengeschwindigkeit gemessen wird. Insbesondere wird eine Bewertungsvorrichtung mit einem baPWV-Verfahren (brachial-ankle pulse wave velocity-Verfahren; Oberarm-Knöchel-Pulswellengeschwindigkeitsverfahren), das den Zeitsignalverlauf des Blutdruckes sowohl an dem Oberarm als auch dem Knöchel ausnützt, in der Praxis eingesetzt.

**[0004]** Als Messverfahren der Pulswellengeschwindigkeit offenbart die JP 2006-326 334 A (Patentdokument 1) eine Messvorrichtung zur Messung der Pulswellenausbreitungsgeschwindigkeit, die Nachweismittel zum Nachweis einer temporären Verzerrung zwischen Spannungssignalverläufen, die über benachbarte Spannungselektrodenpaare aus einer Vielzahl von Spannungssignalverläufen gewonnen wurden, und Berechnungsmittel zur Gewinnung eines Änderungsgrades der Pulswellenausbreitungsgeschwindigkeit oder der Pulswellenausbreitungszeit zwischen den benachbarten Spannungselektroden für alle der Vielzahl von Spannungssignalverläufen unter Verwendung des Abstandes der benachbarten Spannungselektroden und/oder der Zeitverschiebung, umfasst.

Patentdokument 1: JP 2006-326 334 A

**[0005]** Weiterer Stand der Technik ist bekannt aus:

US 6 117 087 A;

US 7 264 594 B2;

US 2003/0 135 124 A1;

US 2007/0 004 985 A1; und

Yamagishi, N. et al.: A Comparative Study of Arterial Stiffness Indices in Outpatients, 37th Niigata Meeting an Hypertension, Niigata University, 2.7.2004.

### Offenbarung der Erfindung

#### Von der Erfindung zu lösende Probleme

**[0006]** Wie in der JP 2006-326 334 A (Patentdokument 1) beschrieben ist, wird für das Verfahren zur Messung der Pulswellengeschwindigkeit ein Zeitunterschied (Verzögerungszeit) zwischen Zeitsignalverläufen, die an einer Vielzahl von Punkten entlang einer Blutgefäßstrecke gemessen wurden, gewonnen und die Pulswellengeschwindigkeit berechnet, indem ein Streckenunterschied jedes Punktes vom Herzen durch den entsprechenden Zeitunterschied geteilt wird.

**[0007]** Jedoch kann, weil die gegenwärtige Pulswellengeschwindigkeit von der Ausbreitungsstrecke und der Frequenz abhängt, die genaue Pulswellengeschwindigkeit nicht berechnet werden, indem einfach der Stre-

ckenunterschied durch den Zeitunterschied geteilt wird. Mit anderen Worten wird mitunter ein von der echten Pulswellengeschwindigkeit verschobener Wert abhängig vom Blutgefäßdurchmesser und der Blutgefäßlänge des Individuums, einer in der Pulswelle enthaltenen Frequenzkomponente und dergleichen berechnet. Folglich kann die Genauigkeit der Bewertung des Grades der Arteriosklerose nicht verbessert werden.

**[0008]** Im Hinblick auf die Lösung obiger Probleme ist das Ziel der vorliegenden Erfindung, eine Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung, ein Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren und ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm, das fähig ist, den Grad der Arteriosklerose mit hoher Genauigkeit zu bewerten, gespeichert ist, zu schaffen.

#### Mittel zur Lösung der Probleme

**[0009]** Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung umfasst eine Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung eine Speichereinheit, eine erste Messeinheit, eine zweite Messeinheit, eine erste Berechnungseinheit, eine zweite Berechnungseinheit und eine Sucheinheit. Die Speichereinheit speichert ein Kreislaufsystemmodell, bei dem ein lebender Körper bildendes Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt und nachgebildet ist, wobei das Kreislaufsystemmodell einen Formwert umfasst, der jede der Vielzahl der Zonen repräsentiert. Die erste Messeinheit, die an einem Messort des lebenden Körpers befestigt wird, misst einen Zeitsignalverlauf eines ersten biologischen Signals. Die zweite Messeinheit, die an einem zweiten Messort des lebenden Körpers befestigt wird, misst einen Zeitsignalverlauf eines zweiten biologischen Signals gleichzeitig mit der ersten Messeinheit. Die erste Berechnungseinheit berechnet eine Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal. Die zweite Berechnungseinheit berechnet eine Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort festgelegt ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort festgelegt ist. Die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion umfassen eine Elastizitätsvariable, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt. Die Sucheinheit bestimmt die Elastizitätsvariable durch Anpassen der Phasendifferenzcharakteristik, die über die zweite Berechnungseinheit berechnet wurde, beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung, die über die erste Berechnungseinheit berechnet wurde.

**[0010]** Vorzugsweise umfasst die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung weiterhin eine Übertragungsfunktionsberechnungseinheit zur Berechnung der ersten und zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf dem Formwert jeder Zone, die den Blutgefäßstrecken zu dem ersten bzw. zweiten Messort entsprechen.

**[0011]** Weiterhin vorzugsweise berechnet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit die erste und zweite Übertragungsfunktion unter Verwendung eines Verteilungskonstantenmodells, das einen Blutdruck des Blutgefäßes und eine Blutflussrate als Eingangsvariablen aufweist und das jeder Zone entspricht; und jedes Modell mit Verteilungskonstante umfasst eine vertikale Impedanz, die der Leichtigkeit des Flusses des Blutes in der entsprechenden Zone entspricht, und eine horizontale Impedanz, die die Elastizitätsvariable beinhaltet.

**[0012]** Vorzugsweise umfasst die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung weiterhin eine Pulswellengeschwindigkeitsberechnungseinheit zur Berechnung einer Pulswellengeschwindigkeit in dem Blutgefäß beruhend auf der durch die Sucheinheit angepassten Elastizitätsvariablen.

**[0013]** Weiterhin vorzugsweise berechnet die Pulswellengeschwindigkeitsberechnungseinheit die Pulswellengeschwindigkeit beruhend auf dem Formwert jeder Zone, die der Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort entspricht, und dem Formwert jeder Zone, die der Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort entspricht.

**[0014]** Vorzugsweise umfasst das Kreislaufsystemmodell einen Blutgefäßdurchmesser und eine Blutgefäßlänge als Formwert.

**[0015]** Vorzugsweise wird das Kreislaufsystemmodell gewonnen, indem das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Abschnitten unterteilt wird und darauf folgend das Blutgefäß, das wenigstens einem einzigen Abschnitt der Vielzahl der Abschnitte zugehört, nachgebildet wird.

**[0016]** Weiterhin vorzugsweise wird das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Abschnitten beruhend auf einer Größe eines Blutgefäßdurchmessers unterteilt.

**[0017]** Vorzugsweise fügt die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit ein Umgebungsabschnittsmodell, bei dem ein nicht in dem Kreislaufsystemmodell der Blutgefäße, die in jeder Zone enthalten sind, nachgebildetes Blutgefäß nachgebildet wird, dem Kreislaufsystemmodell, das jeder Zone entspricht, hinzu und berechnet darauf folgend die Übertragungsfunktion.

**[0018]** Weiterhin vorzugsweise wandelt die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit das Kreislaufsystemmodell jeder Zone beruhend auf einem Formunterschied des Blutgefäßes um, um des Umgebungsabschnittsmodells der Zone zu berechnen.

**[0019]** Weiterhin vorzugsweise berechnet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit die Übertragungsfunktion mit einem Abschlussende des Umgebungsabschnittsmodells unter einer Nichtreflexionsbedingung.

**[0020]** Vorzugsweise umfasst die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung weiterhin eine erste Frequenzumwandlungseinheit zur Berechnung einer ersten Phasencharakteristik, die die Phase jeder Frequenzkomponente angibt, des ersten biologischen Signal; und eine zweite Frequenzumwandlungseinheit zur Berechnung einer zweiten Phasencharakteristik, die die Phase jeder Frequenzkomponente angibt, aus dem zweiten biologischen Signal. Die erste Berechnungseinheit berechnet differenzielle Phasendaten, indem eine Differenz der ersten Phasendaten und der zweiten Phasendaten herangezogen wird. Zusätzlich berechnet die erste Berechnungseinheit die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung durch Korrigieren einer Phasenverschiebung, die durch eine Periodenverzögerung in den differenziellen Phasendaten verursacht ist, in Phaseneinheiten entsprechen einer oder mehrerer Perioden.

**[0021]** Vorzugsweise berechnet die erste Berechnungseinheit die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung unter Verwendung einer Frequenzkomponente, bei der ein Kohärenzwert zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal größer als ein vorher definierter Schwellwert ist.

**[0022]** Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren zur Bewertung eines Zustandes eines einen lebenden Körper bildenden Blutgefäßes unter Verwendung eines Kreislaufsystemmodells, bei dem das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt ist und nachgebildet ist, geschaffen. Das Kreislaufsystemmodell umfasst einen Formwert, der jede der Vielzahl der Zonen repräsentiert. Das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren umfasst die Schritte: Messen eines Zeitsignalverlaufes eines ersten biologischen Signals an einen ersten Messort des lebenden Körpers und Messen eines Zeitsignalverlaufes eines zweiten biologischen Signals an einen zweiten Messort des lebenden Körpers; Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal; Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit der Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort definiert ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort festgelegt ist. Die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion umfassen eine Elastizitätsvariable, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt. Das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren umfasst weiterhin den Schritt der Bestimmung der Elastizitätsvariablen durch Anpassen der Phasendifferenzcharakteristik zwischen der ersten Übertragungsfunktion und der zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung.

**[0023]** Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium geschaffen, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm zur Bewertung eines Zustandes eines Blutgefäßes, das einen lebenden Körper bildet, unter Verwendung eines Kreislaufsystemmodells, bei dem das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt ist und nachgebildet wird, gespeichert ist. Das Kreislaufsystemmodell umfasst einen Formwert, der jede der Vielzahl der Zonen repräsentiert. Eine Berechnungsverarbeitungseinheit führt als Antwort auf einen Befehl des Programms die Schritte der Erfassung eines Zeitsignalverlaufes eines ersten biologischen Signals an einem ersten Messort des lebenden Körpers und der Erfassung eines Zeitsignalverlaufes eines zweiten biologischen Signals an einem zweiten Messort des lebenden Körpers, des Berechnens einer Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal, und des Berechnens einer Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort festgelegt ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Mess-

ort festgelegt ist, durch; die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion umfassen eine Elastizitätsvariable, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt. Die Berechnungsverarbeitungseinheit bestimmt die Elastizitätsvariable durch Anpassen der Phasendifferenzcharakteristik zwischen der ersten Übertragungsfunktion und der zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung.

#### Wirkungen der Erfindung

**[0024]** Gemäß der vorliegenden Erfindung werden eine Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung, ein Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren und ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm, das fähig ist, den Grad der Arteriosklerose mit hoher Genauigkeit zu bewerten, gespeichert ist, realisiert.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0025]** Fig. 1 ist eine Ansicht eines schematischen Aufbaus einer Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

**[0026]** Fig. 2 ist ein Funktionsblockdiagramm, das schematisch die Funktionen zeigt, die von der Steuerungseinheit der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ausgeführt werden.

**[0027]** Fig. 3 ist eine Ansicht, die ein eindimensionales Strömungsmodell des Blutes in einem Blutgefäß zeigt.

**[0028]** Fig. 4 ist eine Ansicht, die eine Kraft, die auf ein in Fig. 3 gezeigtes Untersuchungsvolumen wirkt, und eine Bewegungsgröße, die hinein- und herausfließt, zeigt.

**[0029]** Fig. 5 ist eine schematische Ansicht, in der das Blutgefäß in einem eindimensionalen Modell mit linearer Verteilungskonstante ausgeführt ist.

**[0030]** Fig. 6 ist eine schematische Ansicht eines Avolio-Modells.

**[0031]** Fig. 7 ist eine schematische Ansicht eines Modells eines Umgebungsabschnittsmodells.

**[0032]** Fig. 8 ist eine Ansicht, die eine Änderung des Umgebungseflexionsgrades, wenn der Reflexionsgrad  $S_T$  an einem Abschlussende einer Arteriole, die in Fig. 7 gezeigt ist, unter Verwendung eines in Tabelle 1 gezeigten Formwertes geändert wird.

**[0033]** Fig. 9 ist eine Ansicht, die die Ergebnisse der Gewinnung einer Abschwächungskonstanten einer Puls-welle, die sich durch eine Arterie mittlerer Größe, eine kleine Arterie und eine Arteriole ausbreitet, über eine numerische Berechnung zeigt.

**[0034]** Fig. 10 ist eine Ansicht, die, ausgehend von einem Startende (Koordinate  $x$ ) der in Fig. 7 gezeigten Arterie mittlerer Größe, eine Verteilung intravaskulären Drucks, wenn das Blutgefäß mit einer vorbestimmten Frequenz in Schwingung versetzt (unter Druck gesetzt) wird, zeigt.

**[0035]** Fig. 11 ist eine schematische Ansicht, die einen Zustand der Pulswellenausbreitung auf einem Pfad einer gleichförmigen Röhre zeigt.

**[0036]** Fig. 12 ist eine Ansicht, die einen Zeitsignalverlauf des Drucks zeigt, der gemessen wird, indem eine Druckmanschette am Oberarm und am Knöchelgelenk eines Individuums befestigt wird.

**[0037]** Fig. 13 ist eine Ansicht, die einen Zusammenhang zwischen dem Drucksignalverlauf am Oberarm und dem Drucksignalverlauf am Knöchelgelenk, die in Fig. 12 gezeigt sind, zeigt.

**[0038]** Fig. 14 ist ein Phasengeradendiagramm, in dem eine Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen einem Messsignal  $P_a(t)$  und einem Messsignal  $P_b(t)$ , die in Fig. 12 gezeigt sind, aufgetragen ist.

**[0039]** Fig. 15 ist eine schematische Ansicht zur Beschreibung einer Korrekturverarbeitung des Phasengeradendiagramms, die durch eine Berechnungseinheit zur Berechnung der Steigung der Phasengeraden (gegenwärtige Messung) durchgeführt wird.

**[0040]** Fig. 16 ist eine schematische Ansicht zur Beschreibung der Korrekturverarbeitung des Phasengeradendiagramms, die durch die Berechnungseinheit zur Berechnung der Steigung der Phasengeraden (gegenwärtige Messung) durchgeführt wird.

**[0041]** Fig. 17 ist eine Ansicht, die ein Ergebnis, bei dem das in Fig. 14 gezeigte Phasengeradendiagramm korrigiert und stetig gemacht worden ist, zeigt.

**[0042]** Fig. 18 ist ein Flussdiagramm, das die Abläufe der Verarbeitung, die bei der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durchgeführt wird, zeigt.

**[0043]** Fig. 19 ist ein Funktionsblockdiagramm, das schematisch eine Funktion, die bei der Steuerungseinheit der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durchgeführt wird, zeigt.

**[0044]** Fig. 20 ist eine Ansicht eines Röhrenpfadmodells, das schematisch eine Strecke zwischen zwei Messorten MpA, MpB zeigt.

**[0045]** Fig. 21 ist eine Ansicht, die ein Ergebnis der Berechnung einer durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit zeigt, wobei die Berechnung auf den Messsignalen Pa(t), Pb(t), die an dem Individuum gemessen werden und in Fig. 12 gezeigt sind, beruht.

**[0046]** Fig. 22 ist eine Ansicht, die das Berechnungsergebnis des Blutgefäßzustandsbewertungsverfahrens gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, und ein Messergebnis, das über ein herkömmliches Pulswellengeschwindigkeitsverfahren (baPWV-Verfahren) gewonnen wurde, vergleicht.

**[0047]** Fig. 23 ist ein Flussdiagramm, das einen Ablauf der Verarbeitungen, die bei der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß der zweiten Ausführungsform durchgeführt werden, zeigt.

#### Bezugszeichenliste

2, 2#	Steuerungseinheit
4	Anzeigeeinheit
6	Betätigungseinheit
10	CPU
12	ROM
14	RAM
20a, 20b	Messeinheit
22a, 22b, 27a, 27b	Leitung
24a, 24b	Druckmanschette
25a, 25b	Druckpumpe
26a, 26b	Druckanpassungsventil
28a, 28b	Drucksensor
30a, 30b	Frequenzumwandlungseinheit (FFT)
32	Berechnungseinheit zur Berechnung der Steigung einer Phasengeraden (gegenwärtige Messung)
34	Kreislaufsystemmodell
36	Übertragungsfunktionsberechnungseinheit
38	Berechnungseinheit zur Berechnung der Steigung einer Phasengeraden (Modell)
40	Sucheinheit
42, 48	Bewertungseinheit
44	Berechnungseinheit zur Berechnung eines Pulswellengeschwindigkeitsmodells
46	Berechnungseinheit zur Berechnung einer durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit
50	Untersuchungsvolumen
100, 100#	Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung (Bewertungsvorrichtung)

## Beste Art und Weise zur Durchführung der Erfindung

[0048] Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden im Einzelnen unter Bezug auf die Zeichnungen erläutert werden. Gleiche Bezugszeichen werden gleichen oder entsprechenden Abschnitten in den Figuren zugeordnet und deren Beschreibung wird nicht wiederholt werden.

[Erste Ausführungsform]

(Vorrichtungs Aufbau)

[0049] Unter Bezug auf **Fig. 1** umfasst eine Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung (hiernach ebenso einfach als „Bewertungsvorrichtung“ bezeichnet) **100** gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eine Steuerungseinheit **2**, eine Anzeigeeinheit **4**, eine Betätigungseinheit **6** und Messeinheiten **20a**, **20b**.

[0050] Die Steuerungseinheit **2** ist eine Vorrichtung zur Steuerung der gesamten Bewertungsvorrichtung **100** und ist üblicherweise durch einen Computer, der eine CPU (Central Processing Unit, zentrale Verarbeitungseinheit) **10**, einen ROM (Read Only Memory, Nur-Lese-Speicher) **12** und einen RAM (Random Access Memory, Speicher mit wahlfreiem Zugriff) **14** beinhaltet, aufgebaut.

[0051] Die CPU **10** entspricht einer Berechnungsverarbeitungseinheit und liest ein im Voraus in dem ROM **12** gespeichertes Programm aus und führt einen in dem Programm beschriebenen Befehl aus, während der RAM **14** als Arbeitsspeicher verwendet wird. In dem ROM **12** sind im Voraus wenigstens ein Kreislaufsystemmodell, das hiernach beschrieben wird, gespeichert, und die CPU **10** nimmt Bezug auf das Kreislaufsystemmodell, wenn das Programm, das als das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform abgespeichert ist, ausgeführt wird.

[0052] Die Anzeigeeinheit **4** und die Betätigungseinheit **6** sind mit der Steuerungseinheit **2** verbunden. Die Anzeigeeinheit **4** fordert verschiedenartige Eingaben von Einstellungen durch den Anwender oder zeigt das Berechnungsergebnis der Steuerungseinheit **2** an. Der Anwender betätigt die Betätigungseinheit **6**, während er den auf der Anzeigeeinheit **4** angezeigten Inhalt überprüft und gibt die gewünschten Einstellungen ein. Die Anzeigeeinheit **4** kann beispielsweise eine LED (lichtemittierende Diode) oder ein LCD (Flüssigkristallanzeige) sein.

[0053] Genauer gibt die Steuerungseinheit **2** einen Messbefehl zu den Messeinheiten **20a**, **20b** aus, empfängt Messsignale  $P_a(t)$ ,  $P_b(t)$ , die als Antwort auf den Messbefehl gemessen werden, und führt das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform beruhend auf den Messsignalen  $P_a(t)$ ,  $P_b(t)$  durch.

[0054] Die Messeinheiten **20a**, **20b** erhöhen den Innendruck (hiernach als „Manschettendruck“ bezeichnet) der Druckmanschetten (Lufttaschen) **24a**, **24b**, die an vorbestimmten Messorten eines Individuums **200** befestigt sind, und misst einen Zeitsignalverlauf eines biologischen Signals (z. B. Pulswelle) an dem entsprechenden Messort. Wie unten beschrieben, berechnet die Steuerungseinheit **2** eine Phasendifferenzcharakteristik einer gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem Messsignal  $P_a(t)$  und dem Messsignal  $P_b(t)$ , und folglich wird der Messbefehl gleichzeitig von der Steuerungseinheit derart ausgegeben, dass die Messeinheiten **20a** und **20b** das biologische Signal synchron zueinander messen können.

[0055] Weiterhin genauer sind beispielsweise die Druckmanschetten **24a** und **24b** an dem Knöchel bzw. an dem Oberarm des Individuums **200** befestigt und werden mit Luft, die von den Messeinheiten **20a** und **20b** über die Leitungen **22a** und **22b** zugeführt wird, mit Druck beaufschlagt. Solch eine Druckbeaufschlagung drückt die Druckmanschetten **24a** und **24b** gegen die entsprechenden Messorte und die Druckänderung, die der Pulswelle des Messortes entspricht, wird zu den Messeinheiten **20a** und **20b** über die Leitungen **22a** und **22b** übertragen. Die Messeinheiten **20a**, **20b** messen den Zeitsignalverlauf der Pulswelle des Messortes, indem die übertragene Druckänderung festgestellt wird. Die Berechnungsverarbeitung wird vorzugsweise bei der vorbestimmten Frequenzkomponente (z. B. 0 bis 20 Hz) der Messsignale  $P_a(t)$  und  $P_b(t)$  durchgeführt, und folglich ist die Messdauer (Abfragedauer) der Messsignale  $P_a(t)$  und  $P_b(t)$  vorzugsweise kürzer als ein Zeitintervall (z. B. 25 ms), das solch einer Frequenzkomponente entspricht.

**[0056]** Um den Messbetrieb auszuführen, umfasst die Messeinheit **20a** einen Drucksensor **28a**, ein Druckanpassungsventil **26a**, eine Druckpumpe **25a** und eine Leitung **27a**. Der Drucksensor **28a** ist ein Nachweisort zum Nachweis der über die Leitung **22a** übertragenen Druckschwankung und umfasst eine Vielzahl von Sensorelementen, die in vorbestimmten Abständen auf einem Halbleiterchip, der beispielsweise monokristallines Silizium und dergleichen umfasst, aufgereiht sind. Das Druckanpassungsventil **26a** liegt zwischen der Druckpumpe **25a** und der Druckmanschette **24a** und hält den Druck, der bei der Druckbeaufschlagung der Druckmanschette **24a** verwendet wird, während der Messung in einem vorbestimmten Bereich aufrecht. Die Druckpumpe **25a** wird als Antwort auf den Messbefehl der Steuerungseinheit **2** betrieben und liefert Druckluft für die Druckbeaufschlagung der Druckmanschette **24a**.

**[0057]** Auf ähnliche Weise umfasst die Messeinheit **20b** einen Drucksensor **28b**, ein Druckanpassungsventil **26b**, eine Druckpumpe **25b** und eine Leitung **27b**. Der Aufbau jedes Teils ist ähnlich zu dem der Messeinheit **20a** und folglich wird deren detaillierte Beschreibung nicht wiederholt werden.

**[0058]** In der vorliegenden Ausführungsform wird eine Konfiguration zur Messung der Druckänderung als biologisches Signal, die durch die Pulswelle verursacht wird, unter Verwendung der Druckmanschette beschrieben werden, aber ein sehr kleiner Konstantstrom kann an dem Messort des Individuums **200** erzeugt werden und die Spannungsänderung, die durch die Impedanzänderung (biologische Impedanz), die gemäß der Ausbreitung der Pulswelle auftritt, verursacht wird, kann als das biologische Signal gemessen werden.

**[0059]** In entsprechender Beziehung der Bewertungsvorrichtung **100**, die in **Fig. 1** gezeigt ist, mit der vorliegenden Erfindung entsprechen die Messeinheit **20a**, die Leitung **22a** und die Druckmanschette **24a** einer „ersten Messeinheit“ und die Messeinheit **20b**, die Leitung **22b** und die Druckmanschette **24b** einer „zweiten Messeinheit“.

(Funktionsblockdiagramm)

**[0060]** Die Steuerungseinheit **2** berechnet zwei Übertragungsfunktionen, die entsprechend den Blutgefäßstrecken zu dem Messort, an dem die Druckmanschetten **24a** und **24b** befestigt sind, definiert sind, beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell, das vorher gespeichert wurde. In diesem Fall umfasst jede Übertragungsfunktion eine Elastizitätsvariable, die einen Elastizitätsgrad des Blutgefäßes angibt. Mit anderen Worten ist die Elastizitätsvariable ein Index, der den Grad einer Arteriosklerose des Blutgefäßes angibt. In der vorliegenden Ausführungsform wird der Elastizitätsmodul als typisches Beispiel für die Elastizitätsvariable verwendet, aber andere Variablen, die die Steifigkeit und Flexibilität des Blutgefäßes angeben, können verwendet werden. Die Steuerungseinheit **2** wandelt die Messsignale  $P_a(t)$  und  $P_b(t)$  in Signale im Frequenzbereich um und berechnet sodann zwischen ihnen die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung und passt (identifiziert) die Elastizitätsvariable derart an, dass die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung mit der Phasendifferenzcharakteristik zwischen den zwei Übertragungsfunktionen übereinstimmt. Die angepasste Elastizitätsvariable wird der Wert, der den Grad der Arteriosklerose des Individuums **200** angibt. Die Funktionsblöcke zur Realisierung solch einer Verarbeitungsfunktion in der Steuerungseinheit **2** werden folgend beschrieben werden.

**[0061]** **Fig. 2** ist ein Funktionsblockdiagramm, das schematisch die von der Steuerungseinheit der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung **100** gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ausgeführten Funktionen zeigt.

**[0062]** Unter Bezug auf **Fig. 2** umfasst die Steuerungseinheit **2** als Steuerungsstruktur Frequenzumwandlungseinheiten (FFT) **30a**, **30b**, eine Berechnungseinheit **32** zur Berechnung einer Phasengeradensteigung (gegenwärtige Messung), eine Speichereinheit **34**, eine Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36**, eine Berechnungseinheit **38** zur Berechnung einer Phasengeradensteigung (Modell), eine Sucheinheit **40** und eine Bewertungseinheit **42**.

**[0063]** Die Frequenzumwandlungseinheiten **30a** bzw. **30b** akkumulieren die Messsignale  $P_a(t)$  und  $P_b(t)$  oder den Zeitsignalverlauf über eine gewisse Zeitdauer und wandeln die akkumulierten Messsignale  $P_a(t)$  und  $P_b(t)$  in eine Funktion im Frequenzbereich um. Normalerweise führen die Frequenzumwandlungseinheiten **30a** und **30b** eine Frequenzumwandlung unter Verwendung einer Fast-Fouriertransformation (FFT) aus. Man beachte, dass die vorliegende Erfindung nicht auf die Fast-Fouriertransformation beschränkt ist, sondern irgendeine Logik verwendet werden kann, solange die Funktion im Zeitbereich in eine Funktion im Frequenzbereich, wie z. B. eine Fourierreihe, umgewandelt wird.

**[0064]** Die Frequenzumwandlungseinheit **30a** berechnet die Phasencharakteristik  $P_a(f)$ , die die Phase jeder Frequenzkomponente des Messsignals  $P_a(t)$  angibt, und gibt die berechnete Phasencharakteristik  $P_a(f)$  zu der Berechnungseinheit **32** zur Berechnung der Phasengeradensteigung (gegenwärtige Messung) aus. Auf ähnliche Weise berechnet die Frequenzumwandlungseinheit **30b** die Phasencharakteristik  $P_b(f)$ , die die Phase jeder Frequenzkomponente des Messsignals  $P_b(t)$  angibt, und gibt die berechnete Phasencharakteristik  $P_b(f)$  zu der Berechnungseinheit **32** zur Berechnung der Phasengeradensteigung (gegenwärtige Messung) aus.

**[0065]** Die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** gibt einen Messbefehl zu den Messeinheiten **20a**, **20b** als Antwort auf eine Betätigung der Betätigungseinheit **6** (Fig. 1) durch einen Anwender aus. Nach Ausgeben des Messbefehls werden die Phasencharakteristik  $P_a(f)$  und die Phasencharakteristik  $P_b(f)$ , die von den Frequenzumwandlungseinheiten **30a** und **30b** ausgegeben wurden, empfangen, und die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung wird beruhend auf der Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen den Phasencharakteristiken berechnet. Insbesondere vergleicht die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** die Werte der Phasencharakteristiken  $P_a(f)$  und  $P_b(f)$  für jede Frequenzkomponente und berechnet die Phasendifferenz zwischen den Phasencharakteristiken. Wie unten beschrieben wird, kann die auf solche Art und Weise berechnete Phasendifferenz als Primärfunktion über der Frequenz angenähert werden, und folglich kann die Steigung  $g_{\text{exp}}$  [grad/Hz] der angenäherten Primärfunktion (Phasengerade) zu der Sucheinheit **40** als die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung ausgegeben werden. Mit anderen Worten wird die Steigung  $g_{\text{exp}} = \tan(\phi_{\text{exp}})$  unter Verwendung des Abweichungswinkels  $\phi$ , der als der Abweichungswinkel  $\phi_{\text{exp}} = \angle(\text{Phasencharakteristik } P_a(f)/\text{Phasencharakteristik } P_b(f))$  berechnet wird, definiert.

**[0066]** Die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** berechnet zwei Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$ , die die Übertragungscharakteristiken der Blutgefäßstrecken vom Herzen zu den zwei Messorten, an denen die Druckmanschetten **24a** und **24b** befestigt sind, angeben, und gibt das Ergebnis zu der Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** aus. Genauer berechnet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** das Pulswellenausbreitungsmodell (Übertragungsfunktion) unter Bezug auf den gesamten Körper, das das Herz als ein Eingangsende aufweist, beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell, das im Voraus in der Speichereinheit **34** gespeichert wurde, und berechnet die Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$  entsprechend den Blutgefäßstrecken zu den zwei Messorten in dem Pulswellenausbreitungsmodell des gesamten Körpers. In diesem Fall ist der Elastizitätsmodul in den Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$  in Form der Aufnahme einer Variablen  $k$  enthalten, wobei ein bestimmter Wert für die Variable  $k$  durch die Sucheinheit **40** eingestellt wird.

**[0067]** Die Speichereinheit **34** speichert das Kreislaufsystemmodell, in dem die Blutgefäße des Individuums in eine Vielzahl von Zonen unterteilt und mit diesen nachgebildet sind. Das Kreislaufsystemmodell wird in Übereinstimmung mit jeder Zone über einen jede Zone widerspiegelnden Wert definiert. Beispiele für solche Formwerte umfassen in der vorliegenden Ausführungsform den Blutgefäßdurchmesser, die Blutgefäßlänge und die Dicke der Blutgefäßwand jeder Zone. Das Kreislaufsystemmodell wird unten im Einzelnen beschrieben werden.

**[0068]** Die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** berechnet die Phasendifferenzcharakteristik der Übertragungsfunktion  $G_a(f)$  und der Übertragungsfunktion  $G_b(f)$  und gibt die berechnete Phasendifferenzcharakteristik zu der Sucheinheit **40** aus. Genauer gibt die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** die Steigung  $g(k)$  [grad/Hz] der Phasengerade oder die Phasendifferenz zwischen der Phasencharakteristik  $G_a(f)$  und der Phasencharakteristik  $G_b(f)$  im Frequenzbereich zu der Sucheinheit **40** als Phasendifferenzcharakteristik aus. Die Steigung  $g(k)$  ist als die Steigung  $g(k) = \tan(\phi_{\text{Modell}})$  unter Verwendung des Abweichungswinkels  $\phi_{\text{Modell}}$ , der als Abweichungswinkel  $\phi_{\text{Modell}} = \angle(\text{Übertragungsfunktion } G_a(f)/\text{Übertragungsfunktion } G_b(f))$  berechnet wird, definiert.

**[0069]** Die Sucheinheit **40** passt die Steigung  $g(k)$ , die durch die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** berechnet wurde, beruhend auf der Steigung  $g_{\text{exp}}$ , die durch die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** berechnet wurde, zur Bestimmung der Variablen  $k$  an. Mit anderen Worten wird die Variable  $k$  sequentiell von einem Anfangswert  $k_0$  geändert bis die Steigung  $g(k)$  und die Steigung  $g_{\text{exp}}$  im Wesentlichen miteinander übereinstimmen, und die Berechnungsverarbeitung in der Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** und der Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** wiederholt ausgeführt. Wenn die Variable  $k_{\text{opt}}$  (optimale Lösung), bei der die Steigung  $g(k)$  und die Steigung  $g_{\text{exp}}$  im Wesentlichen übereinstimmen, bestimmt ist, gibt die Sucheinheit **40** das Ergebnis der bestimmten Variablen  $k$  zu der Bewertungseinheit **42** aus. Die bestimmte optimale Lösung der Variablen  $k$  wird ein Index, der den Grad der Arteriosklerose des Individuums **20** angibt.

**[0070]** Die Bewertungseinheit **42** vergleicht die optimale Lösung  $k_{\text{opt}}$  (oder den Elastizitätsmodul, der unter Verwendung der optimalen Lösung  $k_{\text{opt}}$  umgewandelt wurde), die in der Sucheinheit **40** bestimmt wurde, mit einem im Voraus definierten Bezugswert und gibt die Bewertung über den Grad der Arteriosklerose auf der Anzeigeeinheit **4** (**Fig. 1**) und dergleichen aus.

**[0071]** Die Abläufe und Konfigurationen der Hauptfunktionen werden folgend im Einzelnen beschrieben werden.

(Physisches Modell)

**[0072]** Wie oben beschrieben, berechnet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** die Übertragungsfunktion, die die Übertragungscharakteristik der Blutgefäßstrecke, die das Herz als Eingangsende (Startpunkt) aufweist, angibt, wobei die berechnete Übertragungsfunktion über ein dynamisches Modell, in dem die Pulswelle sich durch das Blutgefäß ausbreitet, analytisch berechnet wird. In der vorliegenden Ausführungsform wird ein Aufbau, in dem jede Zone des Blutgefäßes eine eindimensionale lineare Verteilungskonstante ist, die zur Berechnung der Übertragungsfunktion nachgebildet wurde, beschrieben werden.

**[0073]** Zuerst wird bei Annahme des Blutgefäßes als axialsymmetrische kreisförmige Röhre mit geringer Dicke, die sich mikroskopisch verformt, des inneren Blutflusses als Schichtfluss eines nicht viskosen Fluids und der unter der Annahme durchgeführten Modellierung, dass die reflektierte Welle nicht vorhanden ist, eine Beziehung zwischen der Pulswellengeschwindigkeit  $C_p$  und dem Elastizitätsmodul  $E$  der Blutgefäßwand über die Gleichung 1, die als Moens-Korteweg-Gleichung bezeichnet wird, wiedergegeben. Die Pulswellengeschwindigkeit  $C_p$  ist eine Geschwindigkeit, mit der sich eine Blutdruckänderung, die mit einem Herzschlag einhergeht, durch das Blutgefäß ausbreitet.

[Formel 1]

$$C_p = \sqrt{\frac{Eh}{2r\rho}} \quad \dots (1)$$

**[0074]** Wobei  $h$  die Dicke der Röhrenwand,  $r$  der Innendurchmesser des Blutgefäßes und  $\rho$  die Dichte des Blutes ist.

**[0075]** Aus Gleichung (1) kann erkannt werden, dass die Pulswellengeschwindigkeit  $C_p$  ansteigt je härter das Blutgefäß, je enger das Lumen und je dicker die Blutgefäßwand ist.

**[0076]** **Fig. 3** ist eine Ansicht, die ein eindimensionales Fließmodell des Flusses in dem Blutgefäß zeigt.

**[0077]** Allgemein kann, weil die Volumenelastizität des Blutes ausreichend hoch gegenüber dem Blutgefäß ist, das Blutgefäß als eine elastische kreisförmige Röhre und das Blut als ein nicht komprimierbares Fluid erachtet werden. Die Hauptgleichung des eindimensionalen Flusses in der elastischen Röhre wird im Folgenden hergeleitet werden.

**[0078]** Unter Bezug auf **Fig. 3** nehme man an, dass sich eine auf ein Untersuchungsvolumen  $50$  beziehende Masse zwischen den Querschnitten  $CS1$ – $CS2$  des eindimensionalen Fließmodells befindet. Bei Annahme des Bereiches des Lumen des Querschnittes  $CS1$  als  $A$  ( $= \tau r_i^2$ ), der Dichte des Fluids (Blut) als  $\rho$ , dem Druck als  $p$ , der durchschnittlichen Fließgeschwindigkeit bezogen auf den Querschnitt als  $U$  und dem Volumen des Fluids zwischen den Querschnitten  $CS1$ – $CS2$ , das in Zeiteinheiten zu den verzeigten Blutgefäßen herausfließt, als  $G$  pro Einheitslänge und Einheitsdruck, ist die Gleichung 2 aufgrund des Gesetzes der Massenerhaltung erfüllt. Weil die Dichte  $\rho$  des nicht komprimierbaren Fluids konstant ist, kann die Gleichung 2 zu Gleichung 3 vereinfacht werden.

[Formel 2]

$$\frac{\partial(\rho A)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho A U)}{\partial x} + \rho p G = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial(AU)}{\partial x} + pG = 0 \quad (3)$$

**[0079]** **Fig. 4** ist eine Ansicht, die eine Kraft **52**, die auf das in **Fig. 3** gezeigte Untersuchungsvolumen **50** wirkt, und eine Bewegungsgröße **54** des Flusses hinein und hinaus zeigt.

**[0080]** Unter Bezug auf **Fig. 4** ist die Änderung pro Zeiteinheit des Impulses **54** des Untersuchungsvolumens **50** gleich dem Nettoimpuls, der hineinfließt, und der Kraft **52**, die das Untersuchungsvolumen **50** beeinflusst. Folglich können die unbedeutenden Ausdrücke höherer Ordnung weggelassen werden, um Gleichung 4 herzuleiten.

[Formel 3]

$$\rho \frac{\partial(AU)}{\partial t} + \rho \frac{\partial(AU^2)}{\partial x} + \rho p G U + A \frac{\partial p}{\partial x} + 2\pi r_i \tau_w = 0 \quad \dots (4)$$

**[0081]** Wobei  $\tau_w$  eine mechanische Spannung der Scherreibung an der Wandoberfläche und  $r_i$  ein Radius des Lumens ist.

**[0082]** Die Bewegungsgleichung, die in Gleichung 5 gezeigt ist, wird durch Gliedern der Gleichung 4 unter Verwendung der Kontinuitätsgleichung gewonnen.

[Formel 4]

$$\rho \frac{\partial U}{\partial t} + \rho U \frac{\partial U}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{2\pi r_i \tau_w}{A} = 0 \quad \dots (5)$$

**[0083]** Um die Nachbildung des Blutgefäßes mit eindimensionaler linearen Verteilungskonstanten durchzuführen, werden die nichtlinearen Ausdrücke in Gleichung (3) und Gleichung (5) weggelassen, und die Variable wird durch den Druck  $p$  und die Volumenflussrate  $q$  ( $= AU$ ) ersetzt, um die Gleichungen (6) und (7) zu erhalten.

[Formel 5]

$$-\frac{\partial p}{\partial x} = Rq + L \frac{\partial q}{\partial t} \quad (6)$$

$$-\frac{\partial q}{\partial x} = Gp + C \frac{\partial p}{\partial t} \quad (7)$$

**[0084]** Hierbei geben hinsichtlich der physikalischen Bedeutung der vier Koeffizienten in Gleichung (6) und Gleichung (7)  $R$  einen Viskositätswiderstand bei Blutfluss,  $L$  eine Massenträgheit von Blut, die eine plötzliche Änderung bei einer Flussänderung unterbindet,  $G$  die Leichtigkeit des Flusses des Blutes, das aus dem Blutgefäß herausfließt oder in die Zweigröhre fließt und  $C$  eine Fähigkeit, Blut in dem Blutgefäß anzusammeln, wenn das Blutgefäß sich gemäß der Druckänderung ausdehnt oder zusammenzieht, an.

**[0085]** **Fig. 5** ist eine schematische Ansicht, in der das Blutgefäß einer Nachbildung mit eindimensionaler linearen Verteilungskonstanten unterworfen ist. **Fig. 5(a)** ist eine Ansicht, in der Gleichung (6) und Gleichung (7) mit dem physischen Modell des Blutgefäßes in Beziehung gesetzt sind. **Fig. 5(b)** ist eine Ansicht, in der das physische Modell, das in **Fig. 5(a)** gezeigt ist, durch ein elektrisches Ersatzschaltbild ersetzt ist.

**[0086]** Mit anderen Worten kann Gleichung (6) und Gleichung (7) mit dem in **Fig. 5** gezeigten physischen Modell in Beziehung gesetzt werden. Darüber hinaus wird in Gleichung (6) und (7) der Druck  $p$  durch eine Spannung  $v$  und die Flussrate  $q$  durch einen Strom  $i$  ersetzt, um das elektrische Ersatzschaltbild (Verteilungskonstantenschaltung), wie es in **Fig. 5b** gezeigt ist, zu realisieren. Hierbei gibt  $R$  einen Widerstand,  $L$  eine Induktanz,  $G$  eine Admittanz und  $C$  eine Kapazität an.

**[0087]** Gleichung (6) entspricht der Bewegungsgleichung in dem Blutgefäßsystem und entspricht dem ohmschen Gesetz in einem elektrischen System. Ein Phänomen, bei dem das Fluid durch einen Druckgradient zwischen dem Querschnitt  $CS1$  und dem Querschnitt  $CS2$  in dem Blutgefäßsystem beschleunigt wird, entspricht einem Phänomen, bei dem die Potenzialdifferenz, die zwischen beiden Enden der Induktanz vorliegt, einen Strom in dem elektrischen System verursacht.

**[0088]** Gleichung (7) entspricht einer Kontinuitätsgleichung (Massenerhaltungsgesetz) in dem Blutgefäßsystem und entspricht dem Gesetz der Erhaltung der Ladung in dem elektrischen System. In dem Blutgefäßsystem entspricht ein Phänomen, bei dem die akkumulierte Größe der Masse, die nicht von dem Querschnitt  $CS1$  zu dem Querschnitt  $CS2$  fortschreiten kann, das Blutgefäß unter Druck setzt und öffnet, wodurch ein Anstieg des

Druckes verursacht wird, einem Phänomen, bei dem die auf der Kapazität gesammelte Ladung einen Anstieg der Spannung verursacht.

[0089] Darüber hinaus wird in Gleichung (6) und Gleichung (7) der Zusammenhangsausdruck, der in Gleichung (8) und Gleichung (9) gezeigt ist, hergeleitet, wenn  $p = Pe^{j\omega t}$  und  $q = Qe^{j\omega t}$  sind.

[Formel 6]

$$-\frac{\partial P}{\partial x} = (R + j\omega L)Q = Z_l Q \quad \dots (8)$$

$$-\frac{\partial Q}{\partial x} = (G + j\omega C)P = \frac{1}{Z_t} P \quad \dots (9)$$

[0090] Wobei  $\omega$  die Winkelfrequenz ist.

[0091] In der vorliegenden Beschreibung wird  $Z_l (= r + j\omega l)$ , die in **Fig. 5(b)** und Gleichung (8) gezeigt ist, als „vertikale Impedanz“ und  $Z_t (= (G + j\omega C)^{-1})$ , die in **Fig. 5(b)** und Gleichung (9) gezeigt ist, als „horizontale Impedanz“ bezeichnet. Eine allgemeine Lösung der Gleichung (8) und der Gleichung (9) wird zur Gleichung (10) bzw. Gleichung (11) mit einem Amplitudenwert  $P_f$  der Ausbreitungswelle des Druckes bei  $x = 0$  und einem Amplitudenwert  $P_r$  einer zurücklaufenden Welle. Eine Beziehung von  $\omega = 2\pi f$  ist zwischen der Winkelfrequenz  $\omega$  und der Frequenz  $f$  erfüllt.

[Formel 7]

$$P = P_f e^{-\gamma x} + P_r e^{\gamma x} \quad \dots (10)$$

$$Q = \frac{1}{Z_0} (P_f e^{-\gamma x} - P_r e^{\gamma x}) \quad \dots (11)$$

[0092] Wobei  $\gamma$  eine Ausbreitungskonstante und  $Z_0$  eine charakteristische Impedanz ist.

[0093] Die Ausbreitungskonstante  $\gamma$  wird in Gleichung (12) unter Verwendung einer Abschwächungskonstanten  $\beta$  und der Phasengeschwindigkeit (Pulswellengeschwindigkeit)  $C_p$  ausgedrückt.

[Formel 8]

$$\gamma = \sqrt{\frac{Z_l}{Z_t}} = \beta + j \frac{\omega}{C_p} \quad \dots (12)$$

[0094] Hierbei ist die Phasengeschwindigkeit  $C_p$  die Größe, die die Entfernung angibt, die die Pulswelle in einer Zeiteinheit voranschreitet, und die Abschwächungskonstante  $\beta$  gibt an, dass die Amplitude der Pulswelle den  $e^{-\beta}$ -fachen Wert pro vorangeschrittener Einheitsentfernung annimmt. Die charakteristische Impedanz  $Z_0$  kann mit Gleichung 13 ausgedrückt werden und gibt den Druck an, der zur Ausbreitung der Pulswelle mit Einheitsvolumen in der Ausbreitungsrichtung notwendig ist.

[Formel 9]

$$Z_0 = \sqrt{Z_l Z_t} \quad \dots (13)$$

[0095] Darüber hinaus sind die Drücke  $P_S$ ,  $P_E$  und die Volumenflussraten  $Q_S$ ,  $Q_E$  an zwei in einer Entfernung  $l_{SE}$  voneinander beabstandeten Punkten über eine Übertragungsmatrix aus Gleichung (14) miteinander in Beziehung gesetzt.

[Formel 10]

$$\begin{Bmatrix} P_s \\ Q_s \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh \gamma l_{se} & Z_0 \sinh \gamma l_{se} \\ \frac{1}{Z_0} \sinh \gamma l_{se} & \cosh \gamma l_{se} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} P_e \\ Q_e \end{Bmatrix} \quad \dots (14)$$

**[0096]** In der vorliegenden Ausführungsform wird die Übertragungsmatrix, die in Gleichung (14) gezeigt ist, in Übereinstimmung mit jeder Zone des Blutgefäßes berechnet, und die Übertragungsfunktion wird berechnet, indem die jeder Zone entsprechenden Übertragungsmatrizen in Reihenfolge gemäß der betreffenden Blutgefäßstrecke verbunden werden. In diesem Fall wird der Zustand des Abwärtsflusses von einem beliebigen Grenzbereich mit einer Impedanz  $Z_x$  aus Gleichung (15) ausgedrückt, die ein Verhältnis des Druckes  $P_x$  und der Volumengeschwindigkeit  $Q_x$  an dem entsprechenden Grenzbereich darstellt.

[Formel 11]

$$Z_x = \frac{P_x}{Q_x} \quad \dots (15)$$

**[0097]** Ein Reflexionsgrad  $S_p$ , der ein Verhältnis der Amplitude der fortschreitenden Welle und der zurücklaufenden Welle ist, wird über Gleichung (16) ausgedrückt.

[Formel 12]

$$S_p = \frac{P_r}{P_f} = \frac{Z_x - Z_0}{Z_x + Z_0} = \frac{1 - \frac{Z_0}{Z_x}}{1 + \frac{Z_0}{Z_x}} \quad \dots (16)$$

(Berechnung der vertikalen Impedanz)

**[0098]** Die vertikale Impedanz  $Z_1$  umfasst die Terme des Viskositätswiderstandes und die Massenträgheit des Fluids und wird über die Nachbildung der Flussgeschwindigkeitsverteilung im Blutgefäßquerschnitt gewonnen.

**[0099]** In der vorliegenden Ausführungsform wird die vertikale Impedanz beruhend auf den Womersley-Modell berechnet. Das Womersley-Modell gibt die Flussgeschwindigkeitsverteilung in einem Zustand wieder, in dem der Pulswellenfluss eines newtonschen Fluids in einer kreisförmigen Röhre ausreichend ausgebildet ist. Die vertikale Impedanz, die auf dem Womersley-Modell beruht, wird über Gleichung (17) unter Verwendung einer Besselfunktion  $J_n$  erster Gattung ausgedrückt.

[Formel 13]

$$Z_1 = \frac{j\omega \frac{\rho}{\pi r_i^2}}{1 - \frac{2J_1(\alpha\sqrt{-j})}{\alpha\sqrt{-j}J_0(\alpha\sqrt{-j})}} \quad \dots (17)$$

**[0100]** Wobei  $\rho$  die Dichte des Blutes,  $r_i$  der Innendurchmesser der Röhre und  $\mu$  der Viskositätskoeffizient des Blutes ist.

$$\alpha = \sqrt{r_i^2 \rho \omega / \mu}$$

**[0101]** Hierbei wird  $\alpha$  in Gleichung (17) als „Womersley-alpha“ bezeichnet und ist die Größe, die das Verhältnis des Viskositätsausdruckes und des Massenträgheitsausdruckes des Pulswellenflusses angibt, und entspricht der Reynolds-Zahl in einem konstanten Fluss. Die Dichte  $\rho$  des Blutes ist normalerweise  $1.03 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>] und der Viskositätskoeffizient  $\mu$  des Blutes ist normalerweise  $4 \times 10^{-3}$  [Pas].

**[0102]** Ein Modell ohne Viskosität kann anstatt des Womersley-Modells, das in Gleichung (17) gezeigt ist, verwendet werden. In diesem Modell ist das Blut ein Fluid ohne Viskosität und die Flussgeschwindigkeit im Querschnitt ist konstant. Die vertikale Impedanz, die auf dem Modell ohne Viskosität beruht, wird mit Gleichung (18) ausgedrückt.

[Formel 14]

$$Z_1 = j\omega \frac{\rho}{\lambda} \quad (18)$$

**[0103]** Darüber hinaus kann ein Poiseuille-Modell anstatt des obigen Modells verwendet werden. Dieses Modell gibt die Flussgeschwindigkeitsverteilung in einem Zustand wieder, in dem der konstante Fluss des newtonschen Fluids in der kreisförmigen Röhre ausreichend ausgebildet ist. Die vertikale Impedanz, die auf dem Poiseuille-Modell beruht, wird mit Gleichung (19) ausgedrückt.

[Formel 15]

$$Z_1 = \frac{8\mu}{\pi r_i^4} + j\omega \frac{\rho}{\pi r_i^2} \quad \dots (19)$$

(Berechnung der horizontalen Impedanz)

**[0104]** Die horizontale Impedanz umfasst einen Wegfall- oder Zweigausdruck  $G$  und einen Nachgiebigkeitsausdruck  $C$  der Röhre.

**[0105]** Hinsichtlich des Wegfall- oder Zweigausdrucks ist  $G = 0$ , wenn weder ein Wegfall noch eine Verzweigung von der Blutgefäßwand zu dem umgebenden Gewebe existiert. Wenn eine Verzweigung existiert, ist die Admittanz der Zweigröhre  $G$ .

**[0106]** Hinsichtlich des Nachgiebigkeitsausdrucks der Röhre kann die Nachgiebigkeit, mit der eine kreisförmige Röhre großer Dicke nachgebildet wird, verwendet werden. Die Nachgiebigkeit der axialsymmetrischen mikroskopischen Verformung der kreisförmigen Röhre großer Dicke in einem Zustand konstanten äußeren Druckes und axialer Formänderung wird mit Gleichung 20 ausgedrückt.

[Formel 16]

$$C = \frac{dA}{dP} = \frac{2\pi r_i^2(1-\nu)}{E} \cdot \frac{r_i^2(1-2\nu) + r_o^2}{r_o^2 - r_i^2} \quad \dots (20)$$

**[0107]** Wobei  $E$  der Elastizitätsmodul der Röhrenwand,  $\nu$  ein Poisson-Verhältnis,  $r_i$  der Innendurchmesser der Röhre und  $r_o$  der Außendurchmesser der Röhre ist.

**[0108]** Hierbei ist das Poisson-Verhältnis  $\nu$  der Blutgefäßwand normalerweise 0,5.

**[0109]** Die Nachgiebigkeit, bei der die kreisförmige Röhre kleiner Dicke nachgebildet ist, kann anstatt der in Gleichung 20 gezeigten Nachgiebigkeit, bei der die kreisförmige Röhre großer Dicke nachgebildet ist, verwendet werden. Die Nachgiebigkeit der axialsymmetrischen mikroskopischen Verformung der kreisförmigen Röhre kleiner Dicke in einem Zustand konstanten äußeren Druckes und axialer Formänderung wird über Gleichung 21 ausgedrückt.

[Formel 17]

$$C = \frac{dA}{dP} = \frac{2\pi r_i^3(1-\nu^2)}{Eh} \quad \dots (21)$$

[0110] Wobei h die Dicke der Röhrenwand ist.

(Kreislaufsystemmodell)

[0111] Das Kreislaufsystemmodell, das bei der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung **100** gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet wird, unterteilt das den lebenden Körper aufbauende Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen und bildet selbiges nach. Ein sogenanntes „Avolio-Modell“, das in Druckschrift 1 „Avolio, A. P, Multi-branched Model of Human Arterial System, 1980, Med. & Biol. Engng. & Comp., 18,796“ beschrieben ist, ist als ein repräsentatives Kreislaufsystemmodell bekannt, und das Avolio-Modell wird als Kreislaufsystemmodell in der vorliegenden Ausführungsform angenommen.

[0112] **Fig. 6** ist eine schematische Ansicht des Avolio-Modells. Unter Bezug auf **Fig. 6** wird in dem Avolio-Modell die Arterie des gesamten Körpers in 128 Blutgefäßelemente (Zonen) unterteilt und der Formwert, der jede Zone repräsentiert, definiert. Einige der Formwerte, die jeder Zone des Avolio -Modells zugeordnet sind, sind in der Anhangtabelle gezeigt. Das Avolio-Modell beinhaltet als Formwert die Länge, Radius, Dicke der Röhrenwand und den auf jede Zone bezogenen Elastizitätsmodul. Der Elastizitätsmodul in dem Avolio-Modell ist ein vorläufiger Bezugswert und ein Wert, bei dem eine Variable k mit dem Bezugswert multipliziert wird, wird bei dem unten beschriebenen Anpassungsprozess verwendet.

[0113] Das Kreislaufsystemmodell klassifiziert verschiedenartige Blutgefäße, die den lebenden Körper aufbauen, in eine Vielzahl von Abschnitten und bildet dann das Blutgefäß, das zu wenigstens einem einzigen Abschnitt der Vielzahl von Abschnitten gehört, nach. Typischerweise wird das Blutgefäß in eine Hauptarterie, eine Arterie mittlerer Größe (größer als oder gleich  $\phi$  3.2 mm), eine kleine Arterie (größer als oder gleich  $\phi$  0,5 mm), eine Arteriole (größer als oder gleich  $\phi$  0.03 mm) eine Kapillarader und dergleichen beruhend auf der Größe des Blutgefäßdurchmessers in der Reihenfolge von dem Blutgefäß größeren Durchmessers ausgehend unterteilt. Das Avolio-Modell bildet die Blutgefäße, die in die große Arterie und die Arterie mittlerer Größe unterteilt sind, solcher Abschnitte nach.

[0114] Das Verfahren der Unterteilung des Blutgefäßes ist nicht auf ein Verfahren, das auf dem Blutgefäßdurchmesser beruht, beschränkt und das Blutgefäß kann auf einer unterschiedlichen Kennzahl beruhend unterteilt werden.

[0115] Die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** (**Fig. 2**) berechnet die vertikale Impedanz und die horizontale Impedanz jeder Zone gemäß Gleichung (17) und Gleichung (20) unter Bezug auf das Kreislaufsystemmodell, das vorher in der Speichereinheit **34** (**Fig. 2**) gespeichert wurde. Darüber hinaus verwendet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** die berechnete vertikale und horizontale Impedanz, um die Übertragungsmatrix jeder Zone gemäß Gleichung 12, Gleichung 13 und Gleichung 14 zu berechnen und verbindet in Reihe und/oder in Parallel jede Übertragungsfunktion in Übereinstimmung mit der gegenwärtigen Verbindungsbeziehung jeder Zone, um das Pulswellenausbreitungsmodell (Übertragungsfunktion) für den gesamten Körper mit dem Herzen als Bezugspunkt zu berechnen. Genauer wird die  $2 \times 2$  Übertragungsmatrix, die in Gleichung (14) gezeigt ist, der Reihe nach gemäß der Verbindungsbeziehung jeder Zone (kontinuierlich, verzweigt, Abschlussende und dergleichen) verbunden.

[0116] Die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** berechnet die Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$ , die den Blutgefäßstrecken zu zwei Messorten des für den gesamten Körper berechneten Pulswellenausbreitungsmodells (Übertragungsfunktion) entsprechen. An dem Abschlussende wird die Beschränkung der Gleichung (15) gemäß dem Reflexionsgrad hinzugefügt.

[0117] Der vom Herzen abgegebene Druck (Druck  $P_S$ ) und die Volumenflussrate (Volumenflussrate  $Q_S$ ) sind unbekannt, aber in der vorliegenden Ausführungsform heben sich die Unbekannten gegenseitig auf, selbst wenn sie vorliegen, weil der Zielwert durch Berechnung der Phasendifferenzcharakteristik zwischen der Übertragungsfunktion  $G_a(f)$  und der Übertragungsfunktion  $G_b(f)$  gewonnen werden kann.

## (Umgebungsabschnittsmodell)

**[0118]** Bei Berechnung des Pulswellenausbreitungsmodells (Übertragungsfunktion) für den gesamten Körper und der Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$  wird das Umgebungsabschnittsmodell vorzugsweise zu dem oben beschriebenen Avolio-Modell hinzugefügt. Dies deshalb, weil das Avolio-Modell speziell den Formwert eines relativ dicken Blutgefäßes (große Arterie und Arterie mittlerer Größe) vorsieht, aber nur einen konstanten Reflexionsgrad für die Endbedingungen definiert, in dem das Umgebungsblutgefäß abgebildet ist. Folglich werden vorzugsweise, um eine höhere Bewertungsgenauigkeit zu erhalten, die Blutgefäße (kleine Arterie, Arteriole, Kapillarader), die in dem Avolio-Modell nicht abgebildet sind, berücksichtigt. Eine Konfiguration der Hinzufügung des Modells (hiernach bezeichnet als „Umgebungsabschnittsmodell“), in dem die in dem Avolio-Modell nicht abgebildeten Blutgefäße abgebildet sind, zur Übertragungsmatrix, die aus dem Avolio-Modell berechnet wurde, und der Berechnung des Pulswellenausbreitungsmodells (Übertragungsfunktion) und dergleichen des gesamten Körpers werden beschrieben werden.

**[0119]** Solch ein Umgebungsabschnittsmodell wird unter Verwendung des Formunterschiedes zwischen dem Formwert des Umgebungsblutgefäßes und dem Formwert der Zone, die mit der stromaufwärts gelegenen Seite des Umgebungsblutgefäßes verbunden ist, berechnet. In der vorliegenden Ausführungsform wird ein Unterschied des gesamten Querschnittsbereiches jedes Blutgefäßes für den Formunterschied repräsentativ verwendet.

**[0120]** Fig. 7 ist eine schematische Ansicht des Umgebungsabschnittsmodells.

**[0121]** Unter Bezug auf Fig. 7 erhöht sich der gesamte Querschnittsbereich jedes Blutgefäßes (Arterie) in dem gesamten Kreislaufsystem in Richtung der dünnen Blutgefäße auf der stromabwärts gelegenen Seite, nachdem sie sich unterteilen. Insbesondere wird gemäß der Druckschrift 2 „William F. Ganong, Review of Medical Physiology 15ed.“ berichtet, dass die Anstiegsrate des gesamten Querschnittsbereiches des Blutgefäßes, das in die Verzweigung mit einbezogen ist, von der Arterie mittlerer Größe zu der Arteriole ungefähr das 20-fache beträgt.

**[0122]** In der vorliegenden Ausführungsform sind die kleine Arterie und die Arteriole Gegenstände des Umgebungsabschnittsmodells. Im Wege eines Beispiels wird angenommen, dass die Anstiegsrate des gesamten Querschnittsbereiches des Blutgefäßes, das in die Verzweigung miteinbezogen ist, das 4-fache von der Arterie mittlerer Größe zu der kleinen Arterie und das 5-fache von der kleinen Arterie zu der Arteriole beträgt, wobei die Längen der kleinen Arterie und der Arteriole 10 cm bzw. 5 cm betragen. Die allgemeinen Werte, die in Dokument 2 beschrieben sind, werden für die Blutgefäßdurchmesser der kleinen Arterie und der Arteriole verwendet und die Dicke der jeweiligen Blutgefäßwand wird gemäß dem Verhältnis des Blutgefäßdurchmessers der Arterie mittlerer Größe, die stromaufwärts liegt, und der Dicke der Blutgefäßwand bestimmt.

**[0123]** Darüber hinaus wird für den Elastizitätsmodul der kleinen Arterie und der Arteriole der gleiche Wert wie für den Elastizitätsmodul der Arterie mittlerer Größe, die stromaufwärts liegt, verwendet.

**[0124]** Zum Beispiel werden die Speichenarterie (Zonenzahl 88 oder 93 des Avolio-Modells, das in Fig. 6 gezeigt ist) und der Formwert des Umgebungsabschnittsmodells, der hierzu hinzuzufügen ist, in der folgenden Tabelle gezeigt.

[Tabelle 1]

	Arterie mittlerer Größe	Kleine Arterie	Arteriole
Innendurchmesser des Blutgefäßes (mm)	3.2	0.50	0.030
Außendurchmesser des Blutgefäßes (mm)	4.1	0.63	0.038
Länge des Blutgefäßes (mm)	117	100	50
Elastizitätsmodul (MPa)	0.8	0.8	0.8

Verhältnis des gesamten Querschnittsbereichs	1	4	20
Sessel Zahl	1	164	1389

(Abschlussende des Umgebungsabschnittsmodells)

**[0125]** Der Zustand des Abschlussendes der Arteriole in dem Umgebungsabschnittsmodell, das oben beschrieben wurde, kann wie unten beschrieben, willkürlich eingestellt werden. Dies deshalb, weil der Reflexionsgrad (hiernach bezeichnet als Umgebungsreflexionsgrad) an dem Abschlussende der Arterie mittlerer Größe, das durch die Umgebungsblutgefäße gebildet ist, nicht von den Zuständen des Abschlussendes der Arteriole abhängt. Folglich wird in der vorliegenden Ausführungsform das Pulswellenausbreitungsmodell (Übertragungsfunktion) und dergleichen des gesamten Körper mit einem Abschlussende in dem Umgebungsabschnittsmodell unter einer Nichtreflexionsbedingung berechnet.

**[0126]** Fig. 8 ist eine Ansicht, die eine Änderung des Umgebungsreflexionsgrads, wenn der Reflexionsgrad  $S_T$  an dem Abschlussende der Arteriole, die in Fig. 7 gezeigt ist, unter Verwendung des in Tabelle 1 gezeigten Formwertes geändert wird.

**[0127]** Fig. 8a zeigt einen Fall des Reflexionsgrades  $S_T = 0$  (keine Reflexion), Fig. 8b einen Fall des Reflexionsgrades  $S_T = 1$  (geschlossenes Ende) und Fig. 8c einen Fall des Reflexionsgrades  $S_T = -1$  (offenes Ende).

**[0128]** Unter Bezug auf Fig. 8a bis Fig. 8c kann gesehen werden, dass sich im Wesentlichen das gleiche Verhalten sowohl in den Amplitudencharakteristiken als auch den Frequenzcharakteristiken unabhängig von dem Reflexionsgrad  $S_T$  an dem Abschlussende der Arteriole zeigt. Mit anderen Worten trägt der Zustand des Abschlussendes der Arteriole nicht zum Umgebungsreflexionsgrad bei.

**[0129]** Der Ausbreitungsaspekt der Pulswelle in jeder Arterie wird zur physikalischen Interpretation solch eines Phänomens beschrieben werden.

**[0130]** Fig. 9 ist eine Ansicht, die die Ergebnisse der Gewinnung der Abschwächungskonstante der Pulswelle, die sich durch die Arterie mittlerer Größe, die kleine Arterie und die Arteriole ausbreitet, über eine numerische Berechnung.

**[0131]** Unter Bezug auf Fig. 9 kann erkannt werden, dass sich die Abschwächungskonstante exponentiell mit Verkleinerung des Röhrendurchmessers des Blutgefäßes, durch das sich die Pulswelle ausbreitet, erhöht. Dies wird angenommen, daher zu rühren, weil der Einfluss des Reibungswiderstands der Röhrenwand mit der Pulswelle (Fluid) in einer dünnen Röhre groß ist. Mit anderen Worten ist die Amplitude der das Abschlussende der Arteriole erreichenden Pulswelle extrem klein verglichen mit der Amplitude der sich durch die Arterie mittlerer Größe ausbreitenden Pulswelle, und die an dem Abschlussende der Arteriole reflektierte Welle wird als ausreichend abgeschwächt angenommen.

**[0132]** Fig. 10 ist eine Ansicht, die die intravaskuläre Druckverteilung, wenn das Blutgefäß mit einer vorbestimmten Frequenz in Schwingung versetzt (unter Druck gesetzt) wird, von dem Startende (Koordinate  $x$ ) der in Fig. 7 gezeigten Arterie mittlerer Größe ausgehend. In dem Koordinatensystem aus Fig. 10 ist das Startende der in Fig. 7 gezeigten Arterie mittlerer Größe ein Ausgangspunkt ( $x = 0$ ) und die stromabwärts zeigende Richtung liegt in positiver  $x$ -Richtung.

**[0133]** Fig. 10 zeigt das Ergebnis für vier Arten von Schwingungsfrequenzen  $f$ , 1 Hz, 5 Hz, 10 Hz und 20 Hz. Wie aus Fig. 10 offensichtlich ist, wird die Pulswelle, die sich durch die Arteriole ausbreitet, für alle Schwingungsfrequenzen in der Nähe des Abschlussendes ausreichend abgeschwächt. Dies deshalb, weil die Wegabschwächung der Pulswelle in der Arteriole groß ist.

**[0134]** Daher wird angenommen, dass die von dem Abschlussende der Arteriole reflektierte Welle das Kreislaufsystem auf der Stromaufwärtsseite unabhängig davon, welche Art von Grenzzuständen an dem Abschlussende der Arteriole vorliegt, nicht beeinflusst. Mit anderen Worten wird der Umgebungsreflexionsgrad nur durch den Formwert des Umgebungsblutgefäßes in dem Umgebungsabschnittsmodell bestimmt, ohne von den Grenzzuständen des Abschlussendes abhängig zu sein.

(Phasendifferenzcharakteristik)

**[0135]** Fig. 11 ist eine schematische Ansicht, die einen Zustand der Pulswellenausbreitung auf einem einheitlichen Röhrenpfad zeigt.

**[0136]** Unter Bezug auf Fig. 11, unter der Annahme, dass die reflektierte Welle nicht vorhanden ist, ist die Pulswellengeschwindigkeit  $C_p$ , die durch Gleichung (1) angegeben wird, eine von der Frequenz unabhängige Konstante. Die Phasenverzögerung der Pulswelle des Messortes  $M_{Pa}$  gegenüber dem Messort  $M_{Pb}$  wird mit Gleichung (22) ausgedrückt.

[Formel 18]

$$\phi = -360 \times \frac{\Delta L}{\lambda} \quad (22)$$

wobei  $L$  ein Streckenunterschied zwischen den Messpunkten ist.

**[0137]** Die Gleichung (22) unter Verwendung der Pulswellenschnelligkeit  $C_p$  und der Frequenz  $f$  umschreibend, wird Gleichung (23) erhalten.

[Formel 19]

$$\phi = -360 \times \frac{\Delta L}{C_p} f \quad \dots (23)$$

**[0138]** Es kann aus Gleichung (22) gesehen werden, dass das Phasendiagramm (Phasendifferenzcharakteristik) zwischen dem Messort  $M_{Pa}$  und dem Messort  $M_{Pb}$  eine lineare Funktion der Frequenz ist und die Steigung ein der Pulswellengeschwindigkeit  $C_p$  entsprechender Wert ist. Darüber hinaus wird Gleichung (24) unter Verwendung von Gleichung 1 und Gleichung 23 erhalten.

[Formel 20]

$$\phi = -360 \times \sqrt{\frac{2r\rho\Delta L^2}{Eh}} f \quad \dots (24)$$

**[0139]** Es kann aus Gleichung (24) gesehen werden, dass die Steigung des Phasendiagramms flacher wird je größer der Elastizitätsmodul  $E$  der Blutgefäßwand ist.

(Anpassung)

**[0140]** Unter wiederholtem Bezug auf Fig. 2 passt die Sucheinheit **40** das Modell derart an, dass die Steigung der linearen Funktion mit dem gegenwärtigen Messwert übereinstimmt, weil die Phasendifferenzcharakteristik zwischen den zwei Messorten eine lineare Funktion über der Frequenz  $f$ , wie oben erwähnt, ist.

**[0141]** Genauer berechnet die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit **36** die Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$  und  $G_b(f)$  unter Verwendung eines vorläufigen Elastizitätsmoduls  $k \cdot E_n$ , der durch Multiplikation einer Variablen  $k$  mit dem Elastizitätsmodul  $E_n$  ( $n = 1$  bis  $128$ ) jeder Zone in dem Avolio-Modell gewonnen wird. Die Sucheinheit **40** optimiert die Variable  $k$  derart, dass die Abweichung  $\Delta (= |g_{exp} - g(k)|)$  der Steigung  $g_{exp}$  der Phasengeraden, die durch die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** berechnet wurde, und der Steigung  $g(k)$  der Phasengeraden, die durch die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (Modell) **38** berechnet wurde, minimiert wird. Die Optimierungsverarbeitung wird unter Verwendung eines mathematischen Programmierverfahrens (z. B. Verfahren kleinster Quadrate) durchgeführt, aber eine detaillierte Beschreibung dessen wird nicht gegeben, weil das mathematische Programmierverfahren bekannt ist.

(Berechnung der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung)

**[0142]** Das Ergebnis einer gegenwärtig durchgeführten Messung an zwei Individuen **200a** und **200b** unter Verwendung der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung **100** gemäß der vorliegenden Ausführungsform wird unten gezeigt werden.

**[0143]** Fig. 12 ist eine Ansicht, die den Zeitsignalverlauf des Druckes, der durch Anbringen der Druckmanschette an dem Oberarm und an dem Knöchelgelenk der Individuen **200a** und **200b** gemessen wird, zeigt. Das Messsignal  $P_a(t)$  gibt den Druck an dem Knöchelgelenk und das Messsignal  $P_b(t)$  gibt den Druck an dem Oberarm an.

**[0144]** Fig. 13 ist eine Ansicht, die die Kohärenz zwischen dem Drucksignalverlauf am Oberarm und dem Drucksignalverlauf am Knöchelgelenk, die in Fig. 12 gezeigt sind, zeigt.

**[0145]** Fig. 12(a) und Fig. 13(a) zeigen das Messergebnis des Individuums **200a**, und Fig. 12(b) und Fig. 13(b) zeigen das Messergebnis des Individuums **200b**.

**[0146]** Hierbei ist die Kohärenz die Kennzahl, die die Beziehung zwischen den Signalverläufen im Frequenzbereich angibt, wobei die Beziehung der Signalverläufe größer ist je größer die Kohärenz ist (näher zu 1). Die in Fig. 13 gezeigte Kohärenz wird gemäß Gleichung (25) berechnet.

[Formel 21]

$$C_{b_a}(\omega) = \frac{|X_{b_a}(\omega)|^2}{X_{b_b}(\omega)X_{a_a}(\omega)} \quad \dots (25)$$

$X_{b_b}(\omega)$  ist ein Leistungsspektrum von  $P_b(t)$   
 $X_{a_a}(\omega)$  ist ein Leistungsspektrum von  $P_a(t)$   
 $X_{b_a}(\omega)$  ist ein Kreuzspektrum der  $P_b(t)$  und  $P_a(t)$

**[0147]** Wie in Fig. 13(a) und Fig. 13(b) gezeigt, kann erkannt werden, dass die Kohärenz bei einer bestimmten Frequenz gering ist. Verschiedene dynamische Faktoren für solch eine Verringerung der Kohärenz können in Betracht gezogen werden und typischerweise wird von der Tatsache, dass die Nichtlinearität des menschlichen Körpers oder der Druck an dem Messort ein Knotenpunkt einer bestimmten Frequenz wird, angenommen, dass sie beeinflusst. Es wird ebenfalls angenommen, dass sich die Kohärenz aufgrund fremder Faktoren, wie z. B. der Haltung oder einer leichten Bewegung des Individuums während der Messung, verringert.

**[0148]** Solche Daten geringer Kohärenz können den Fehler bei der Analyse vergrößern und folglich werden Daten, bei denen die Kohärenz zwischen dem Messsignal  $P_a(t)$  und dem Messsignal  $P_b(t)$  kleiner als ein vordefinierter Schwellwert (z. B. 0,7) ist, vorzugsweise ausgeschlossen. Folglich berechnet die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** (Fig. 2) die Steigung  $g_{\text{exp}}$  der Phasengeraden nur unter Verwendung der Frequenzkomponente, bei der die Kohärenz zwischen dem Messsignal  $P_a(t)$  und dem Messsignal  $P_b(t)$  größer als der vorbestimmte Schwellwert ist.

**[0149]** Fig. 14 ist ein Phasengeradendiagramm, in dem die Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem Messsignal  $P_a(t)$  und dem Messsignal  $P_b(t)$ , die in Fig. 12 gezeigt sind, aufgetragen ist. Fig. 14(a) zeigt das Phasengeradendiagramm, das Fig. 12(a) entspricht, und Fig. 14(b) zeigt das Phasengeradendiagramm, das Fig. 12(b) entspricht. In Fig. 14(a) und Fig. 14(b) sind die Daten, bei denen die Kohärenz geringer als „0,7“ ist, ausgeschlossen.

**[0150]** Unter Bezug auf Fig. 14(a) und Fig. 14(b) weist jedes Phasengeradendiagramm un stetige Punkte bei  $\pm 180^\circ$  als Grenze auf. Das bedeutet, dass der Phasenunterschied, der größer als oder gleich einer Periode ( $360^\circ$ ) ist, bei der Frequenzkomponente, die größer als oder gleich der vorbestimmten Frequenz ist, erzeugt wird. Die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32** führt eine Korrektur in Einheiten ( $n \times 360^\circ$ ) entsprechend einer oder mehrerer Perioden unter Bezug auf die un stetigen Punkte in dem Phasengeradendiagramm durch, um die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung zu berechnen.

**[0151]** Fig. 15 und Fig. 16 sind schematische Ansichten zur Beschreibung der Korrekturverarbeitung des Phasengeradendiagramms, die durch die Phasengeradensteigungsberechnungseinheit (gegenwärtige Messung) **32**) durchgeführt wird.

**[0152]** Unter Bezug auf Fig. 15(a) wird die Phasencharakteristik  $P_a(f)$ , die durch die Frequenzumwandlung des Messsignals  $P_a(t)$  erhalten wird, und die Phasencharakteristik  $P_b(f)$ , die durch die Frequenzumwandlung des Messsignals  $P_b(t)$  erhalten wird, verglichen und die Phasendifferenz  $A_i$  die der Frequenz  $f_i$  entspricht, wird in dem Phasengeradendiagramm aufgetragen. Die Frequenz  $f_i$  ist die  $i$ -te Frequenzkomponente, gezählt von der Seite kleinerer Frequenz. Eine anfängliche Regressionsgerade  $I_0$  wird unter Verwendung von  $n$  Phasendifferenzen  $\{A_1, A_2, \dots, A_n\}$  eines Bereiches, in dem die unstetigen Punkte nicht auftreten, der Phasendifferenz  $A_i$ , die in dem Phasengeradendiagramm aufgetragen ist, berechnet (Fig. 15(b)).

**[0153]** Die  $n + 1$ -te Phasendifferenz  $A_{n+1}$  und die Phase, die der Frequenz  $f_{n+1}$  der anfänglichen Regressionsgeraden  $I_0$  entspricht, werden sodann verglichen. Wie in Fig. 15(c) gezeigt wird, wenn deren Abweichung  $\Delta\phi$  ( $0, i + 1$ ) kleiner als  $180^\circ$  ist, die Regressionsgerade  $I_1$  unter Verwendung der Phasendifferenzgruppe  $\{A_1, A_2, \dots, A_n, A_{n+1}\}$ , bei der die  $n+1$ -te Phasendifferenz  $A_{n+1}$  zu den  $n$  Phasendifferenzen  $\{A_1, A_2, \dots, A_n\}$ , die für die anfängliche Referenzregressiongeraden  $I_0$  verwendet wurden, hinzugefügt wird, berechnet (Fig. 15(d)).

**[0154]** Wie in Fig. 16(c) gezeigt wird, wenn die Abweichung  $\Delta\phi$  ( $0, i + 1$ ) größer als oder gleich  $180^\circ$  ist, eine Bestimmung dahingehend gemacht, dass unstetige Punkte vorliegen.  $360^\circ \times m$  ( $m$  ist ein Integer größer als oder gleich 1) wird von der Phasendifferenz  $A_{n+1}$  subtrahiert, um die Phasendifferenz  $A_{n+1}$  zu der Phasendifferenz  $\#A_{n+1}$  überzuleiten, sodass die Abweichung unter Bezug auf die anfängliche Regressionsgerade  $I_0$  kleiner als  $180^\circ$  wird. Mit anderen Worten wird der offensichtliche Fehler der gemessenen Daten korrigiert.

**[0155]** Die Regressionsgerade  $I_1$  wird unter Verwendung der Phasendifferenzgruppe  $\{A_1, A_2, \dots, A_n, \#A_{n+1}\}$ , bei der die korrigierte Phasendifferenz  $\#A_{n+1}$  zu den  $n$  Phasendifferenzen  $\{A_1, A_2, \dots, A_n\}$ , die bei der Berechnung der anfänglichen Referenzregressiongeraden  $I_0$  verwendet werden, hinzugefügt ist, berechnet (Fig. 16(d)).

**[0156]** Das Auftragen und das Aktualisieren der Regressionsgeraden werden auf ähnliche Art und Weise für alle Phasendifferenzen  $A_i$  wiederholt.

**[0157]** Fig. 17 ist eine Ansicht, die ein Ergebnis zeigt, bei dem das Phasengeradendiagramm, das in Fig. 14 gezeigt ist, korrigiert und stetig gemacht worden ist. Fig. 17(a) zeigt das Phasengeradendiagramm, das Fig. 14(a) entspricht, und Fig. 17(b) zeigt das Phasengeradendiagramm, das Fig. 14(b) entspricht.

**[0158]** Unter Bezug auf Fig. 17(a) und Fig. 17(b) kann gesehen werden, dass jede Phasendifferenz korrigiert ist und das Phasengeradendiagramm über das obige Verfahren stetig gemacht worden ist. In Fig. 17(a) und Fig. 17(b) sind ebenfalls die Regressionsgeraden der aufgetragenen Phasendaten gezeigt, wobei die Steigung der Regressionsgerade dem in Fig. 2 gezeigten Anstieg  $g_{exp}$  entspricht.

(Flussdiagramm)

**[0159]** Fig. 18 ist ein Flussdiagramm, das die Abläufe der Verarbeitung, die bei der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung **100** gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durchgeführt wird, zeigt. Jede Verarbeitung, die in dem Flussdiagramm aus Fig. 18 gezeigt wird, realisiert jede in Fig. 2 gezeigte Funktion, indem man die CPU **10** der Steuerungseinheit **2** das im Voraus in dem ROM **12** gespeicherte Programm auflösen, selbiges auf dem RAM **13** entwickeln und jeden Befehl ausführen lässt.

**[0160]** Unter Bezug auf Fig. 18 übergibt die CPU **10** den Messbefehl an die Messeinheiten **20a**, **20b** als Antwort auf die Betätigung der Betätigungseinheit **6** und dergleichen durch den Anwender, und die Messeinheiten **20a**, **20b** beginnen die Messung des biologischen Signals an dem vorbestimmten Messort des Individuums **200** (Schritt S100).

**[0161]** Die CPU **10** wandelt sodann die Messsignale  $P_a(t)$ ,  $P_b(t)$  oder den Zeitsignalverlauf, die/der über die Messeinheiten **20a**, **20b** gemessenen werden/wird, in die Phasencharakteristiken  $P_a(f)$ ,  $P_b(f)$  im Frequenzbereich um (S102). Die CPU **10** berechnet die Phasendifferenzcharakteristik (Steigung  $g_{exp}$ ) der gegenwärtigen Messung beruhend auf der Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen der Phasencharakteristik  $P_a(f)$  und der Phasencharakteristik  $P_b(f)$  (Schritt S104).

**[0162]** Die CPU **10** stellt die Variable  $k$  auf einen anfänglichen Wert  $k_0$  ein (Schritt S106). Unter Bezug auf das Kreislaufsystemmodell, das in dem ROM **12** und dergleichen gespeichert ist, werden zwei Übertragungsfunktionen, die die Übertragungscharakteristiken der Blutgefäßstrecken vom Herzen zu den zwei Messorten, an denen die Druckmanschetten **24a**, **24b** befestigt sind, angeben, berechnet (Schritt S108). Bei der Berechnung der Übertragungsfunktion wird ein Wert, bei dem die Variable  $k$  mit dem definierten Referenzelastizitätsmodul in dem Kreislaufsystemmodell multipliziert wird, für den Elastizitätsmodul jeder Zone verwendet. Die CPU **10** berechnet dann die Phasendifferenzcharakteristik (Steigung  $g(k)$ ) zwischen den zwei Übertragungsfunktionen, die in Schritt S106 berechnet wurden (Schritt S110).

**[0163]** Danach berechnet die CPU **10** die Abweichung  $\Delta (= |g_{\text{exp}} - g(k)|)$  zwischen der Phasendifferenzcharakteristik (Steigung  $g_{\text{exp}}$ ) der gegenwärtigen Messung, die in Schritt S104 berechnet wurde, und der Phasendifferenzcharakteristik (Steigung  $g(k)$ ) zwischen den in Schritt S110 berechneten Übertragungsfunktionen (Schritt S112). Die CPU **10** bestimmt sodann, ob die Abweichung  $\Delta$  den vorher definierten Konvergenzzustand erfüllt (Schritt S114). Üblicherweise wird bestimmt, ob die Abweichung  $\Delta$  kleiner als ein vorher bestimmter Schwellwert ist oder nicht.

**[0164]** Wenn die Abweichung  $\Delta$  die vorher definierte Konvergenzbedingung nicht erfüllt (NEIN in Schritt S114), erhöht oder erniedrigt die CPU **10** die Variable  $k$  um einen vorher bestimmten Wert in Richtung der Verminderung der Abweichung  $\Delta$  (Schritt S116). Die Verarbeitungen nach Schritt S108 werden sodann wieder ausgeführt.

**[0165]** Wenn die Abweichung  $\Delta$  die vordefinierte Konvergenzbedingung erfüllt (JA in Schritt S114), bestimmt die CPU **10** den Wert der Variablen  $k$  zu dem maßgeblichen Zeitpunkt als die optimale Lösung  $k_{\text{opt}}$  (Schritt S118). Die CPU **10** gibt sodann die bestimmte optimale Lösung den unter Verwendung der optimalen Lösung  $k_{\text{opt}}$  umgewandelten Elastizitätsmodul, das Beurteilungsergebnis der optimalen Lösung  $k_{\text{opt}}$  und dergleichen zu der Anzeigeeinheit **4** aus (Schritt S120). Die Bewertungsverarbeitung wird sodann beendet.

**[0166]** In der obigen Beschreibung ist ein Verfahren zur Berechnung des Pulswellenausbreitungsmodells (Übertragungsfunktion) für den gesamten Körper, das das Herz als Eingangsende aufweist, des Umgebungsabschnittsmodells und der Übertragungsfunktionen  $G_a(f)$ ,  $G_b(f)$  im Einzelnen beschrieben worden, aber solche Modelle oder Übertragungsfunktionen müssen nicht notwendigerweise für jede Beurteilungsverarbeitung berechnet werden. Mit anderen Worten können die Modelle und die Übertragungsfunktionen, die vor der Beurteilungsverarbeitung berechnet wurden, in der Speichereinheit **34** vorher gespeichert werden.

**[0167]** Gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann die optimale Lösung der Elastizitätsvariablen  $k$ , die die Frequenzcharakteristik des Messsignals der gegenwärtigen Messung widerspiegelt, gewonnen werden. Folglich kann der Zustand des Blutgefäßes (Grad der Arteriosklerose) mit höherer Genauigkeit im Hinblick auf die Frequenzcharakteristik beurteilt werden.

[Zweite Ausführungsform]

**[0168]** In der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Konfiguration der Berechnung der Elastizitätsvariablen, die den Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt, beschrieben worden, aber es ist ebenso effektiv, die Pulswellengeschwindigkeit derart zu berechnen, dass die Beurteilungsreferenz aus dem Stand der Technik ähnlich zu dem in der Praxis eingesetzten Pulswellengeschwindigkeitsverfahren verwendet werden kann. Daher wird in der zweiten Ausführungsform eine Konfiguration der Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit zwischen zwei vorher definierten Punkten beschrieben werden.

**[0169]** Die Konfiguration der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung 100# gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist ähnlich zu der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung **100** gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die in **Fig. 1** gezeigt ist, bis auf die in der Steuerungseinheit 2# ausgeführten Verarbeitung und folglich wird deren Beschreibung nicht wiederholt werden.

**[0170]** **Fig. 19** ist ein Funktionsblockdiagramm, das schematisch die in der Steuerungseinheit 2# der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung 100# gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ausgeführten Funktion zeigt.

**[0171]** Unter Bezug auf **Fig. 19** ist die Steuerungseinheit 2# mit einer Berechnungseinheit **44** zur Berechnung eines Pulswellengeschwindigkeitsmodells, einer Berechnungseinheit **46** zur Berechnung einer durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit und einer Bewertungseinheit **48** anstatt der Bewertungseinheit **42** für die

Funktion, die in der Steuerungseinheit **2** gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die in **Fig. 2** gezeigt ist, ausgeführt wird, ausgestattet. Andere Funktionen sind die gleichen wie aus **Fig. 2** und folglich wird deren Beschreibung nicht wiederholt werden.

**[0172]** Die Berechnungseinheit **44** zur Berechnung des Pulswellengeschwindigkeitsmodells berechnet ein mathematisches Modell zur Berechnung der Geschwindigkeit der Pulswelle, die sich zwischen zwei vorher definierten Punkten ausbreitet, beruhend auf der optimalen Lösung  $K_{opt}$ , die durch die Sucheinheit **40** angepasst wurde. Die Geschwindigkeit der Pulswelle, die sich zwischen zwei Punkten ausbreitet, bedeutet die Pulswellengeschwindigkeit, die zwischen zwei Messorten räumlich gemittelt wurde. Mit anderen Worten ändert sich die Pulswellengeschwindigkeit jeder Zone des oben erwähnten Kreislaufsystemmodells gemäß dem Röhrendurchmesser und deren Länge und folglich erhöht oder erniedrigt sich die Pulswellengeschwindigkeit gemäß der Form der Ausbreitungsstrecke zwischen den zwei Messorten. Die Verarbeitung des räumlichen Durchschnitts, die unten beschrieben wird, wird durchgeführt, um die Pulswellengeschwindigkeit (hiernach ebenso als „durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit“ bezeichnet) zwischen den Messorten zu berechnen, um die Übereinstimmung mit dem herkömmlichen Pulswellengeschwindigkeitsverfahren zu gewährleisten. Die Berechnungseinheit **44** zur Berechnung des Pulswellengeschwindigkeitsmodells berechnet das Modell, was solch eine Mittlungsverarbeitung umfasst.

**[0173]** Die Berechnungseinheit **46** zur Berechnung der durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit führt eine Verarbeitung beruhend auf dem mathematischen Modell, das in der Berechnungseinheit **44** zur Berechnung des Pulswellengeschwindigkeitsmodells berechnet wurde, durch und berechnet die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit  $C_{ave}$ .

**[0174]** Die Bewertungseinheit **48** vergleicht die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit  $C_{ave}$ , die in der Berechnungseinheit **46** zur Berechnung der durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit berechnet wurde, mit dem im Voraus definierten Referenzwert und gibt die Bewertung über den Grad der Arteriosklerose zu der Anzeigeeinheit **4** (**Fig. 1**) und dergleichen aus.

(Berechnung der durchschnittlichen Pulswellenschnelligkeit)

**[0175]** Der Formwert des Blutgefäßes in der Ausbreitungsstrecke zwischen den zwei Messorten wird, beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell, das vorher in der Speichereinheit **34** gespeichert wurde, und der optimalen Lösung  $k_{opt}$ , die durch die Sucheinheit **40** angeglichen wurde, als bekannt angenommen.

**[0176]** **Fig. 20** ist eine Ansicht eines Röhrenpfadmodells, das schematisch die Strecke zwischen zwei Messorten  $MpA$ ,  $MpB$  zeigt.

**[0177]** Unter Bezug auf **Fig. 20** werden  $n$  Röhrenpfadelemente (Zone) hintereinander auf der Strecke zwischen den zwei Messorten  $MpA$ ,  $MpB$  verbunden. Die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit zwischen den Messorten  $MpA$ - $MpB$  wird über Gleichung 26 gewonnen, wobei die Zonenlänge für die Zone  $i$   $L_i$ , die Pulswellengeschwindigkeit  $C_i$  und die für die Ausbreitung der Pulswelle notwendige Zeit  $t_i$  ist.

[Formel 22]

$$C_p = \frac{\sum_{i=1}^n L_i}{\sum_{i=1}^n t_i} \quad \dots (26)$$

**[0178]** Gleichung (26) kann als Gleichung (27) unter Verwendung von  $t_i = L_i/C_i$  ausgedrückt werden.

[Formel 23]

$$C_p = \frac{\sum_{i=1}^n L_i}{\sum_{i=1}^n \left( \frac{L_i}{C_i} \right)} \quad \dots (27)$$

[0179] Die Pulswellengeschwindigkeit  $C_i$  jeder Zone wird über Gleichung (28) unter Verwendung von Gleichung (12) ausgedrückt.

[Formel 24]

$$C_i = \frac{\omega}{\text{Im}(\gamma_i)} \quad \dots (28)$$

[0180] Wobei  $\gamma_i$  die Ausbreitungskonstante in der Zone  $i$  ist.

[0181] Daher kann die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit zwischen den Messorten mit der Frequenzcharakteristik, die über die genaue Bewertung der Pulswellengeschwindigkeit jeder Zone wiedergegeben wird, berechnet werden. Darüber hinaus kann, selbst wenn die Pulswellengeschwindigkeit jeder Zone abhängig von der Strecke unterschiedlich ist, ein signifikanter Wert als die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit zwischen den Messorten garantiert werden.

(Bewertungsbeispiel)

[0182] Fig. 21 ist eine Ansicht, die das Ergebnis der Berechnung der durchschnittlichen Pulswellengeschwindigkeit beruhend auf den Messsignalen  $P_a(t)$ ,  $P_b(t)$ , die gegenwärtig an dem Individuum **200a**, **200b** und die in Fig. 12 gezeigt sind, zeigt. Fig. 21(a) zeigt das Berechnungsergebnis des Individuums **200a** und Fig. 21(b) zeigt das Berechnungsergebnis des Individuums **200b**.

[0183] Unter Bezug auf Fig. 21(a) und Fig. 21(b) kann gesehen werden, dass die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit mit der Frequenzcharakteristik, die für jedes Individuum **200a**, **200b** wiedergegeben wird, festgestellt wird. Die Berechnungsergebnisse des Individuums **200a** und **200b** vergleichend, kann gesehen werden, dass die Pulswellengeschwindigkeit des Individuums **200b** größer ist und dass die Arteriosklerose relativ fortschreitet.

[0184] Fig. 22 ist eine Ansicht, die das Berechnungsergebnis mit dem Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung mit dem Messergebnis, das über das herkömmliche Pulswellengeschwindigkeitsverfahren (baPWV-Verfahren) gewonnen wurde, vergleicht. Fig. 22 zeigt das Ergebnis, das 23 Zielindividuen umfasst. Wie oben beschrieben, ist die Pulswellengeschwindigkeit  $C_i$  jeder Zone frequenzabhängig und folglich werden die Pulswellengeschwindigkeit  $C_i$ , die der der pulsierenden Periode jedes Messkörpers entsprechenden Frequenz entspricht, und die durchschnittliche Pulswellenschnelligkeit  $C_{ave}$  verwendet.

[0185] Unter Bezug auf Fig. 22 ist der Korrelationseffizient des Berechnungsergebnisses mit dem Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung und des Messergebnisses, das durch das herkömmliche Pulswellengeschwindigkeitsverfahren gewonnen wird, 0,93. Aus diesem Ergebnis hat das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform eine relativ hohe Korrelation mit dem Messergebnis über das herkömmliche Pulswellengeschwindigkeitsverfahren und kann den Grad der Arteriosklerose unter Verwendung der Bewertungsreferenz ähnlich zu der mit dem Pulswellengeschwindigkeitsverfahren gesammelten Bewertungsreferenz bewerten.

(Flussdiagramm)

[0186] Fig. 23 ist ein Flussdiagramm, das einen Ablauf der Verarbeitungen, die bei der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung 100# gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durchgeführt

werden, zeigt. Jede Verarbeitung, die in dem Flussdiagramm aus **Fig. 23** gezeigt ist, realisiert jede in **Fig. 19** gezeigte Funktion, indem man die CPU **10** der Steuerungseinheit **2#** das im Voraus in dem ROM **12** gespeicherte Programm auslesen, selbigen in den RAM **13** entwickeln und jeden Befehl ausführen lässt.

**[0187]** Unter Bezug auf **Fig. 23** führt die CPU **10** zuerst Verarbeitungen ähnlich zu den in **Fig. 18** gezeigten Schritten S100 bis S118 durch. Die Verarbeitungen sind zu **Fig. 18** ähnlich und folglich wird deren Beschreibung nicht wiederholt werden.

**[0188]** Die CPU **10** berechnet das Pulswellengeschwindigkeitsmodell zwischen zwei Messorten, die im Voraus definiert wurden, beruhend auf der optimalen Lösung  $k_{opt}$ , die in Schritt S118 bestimmt wurde, und dem Formwert des Kreislaufsystemmodells, das in dem ROM **12** und dergleichen gespeichert wurde (Schritt S202). Die CPU **10** berechnet ebenso die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit gemäß dem berechneten Pulswellengeschwindigkeitsmodell (Schritt S204).

**[0189]** Die CPU **10** gibt sodann das Bewertungsergebnis der durchschnittlichen Pulswellenschnelligkeit, die in Schritt S204 berechnet wird, und dergleichen zu der Anzeigeeinheit **4** aus (Schritt S206). Die Bewertungsverarbeitung wird sodann beendet.

**[0190]** Gemäß der zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit, die die Frequenzcharakteristik des Messsignals der gegenwärtigen Messung widerspiegelt, genau berechnet werden. Die durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit weist ebenso einen relativ hohen Korrelationswert mit dem unter Verwendung des herkömmlichen Pulswellengeschwindigkeitsverfahrens gemessenen Ergebnis auf und folglich kann der Zustand des Blutgefäßes unter Verwendung der Bewertungsreferenz des Pulswellengeschwindigkeitsverfahrens, die im Stand der Technik gesammelt wurde, bestimmt werden.

#### [Andere Ausführungsformen]

**[0191]** Ein Programm zur Realisierung des Bewertungsverfahrens in der Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung wird ebenso gemäß der vorliegenden Ausführungsform vorgesehen. Solch ein Programm wird auf einem computerlesbaren Aufzeichnungsmedium wie z. B. einer in einen Computer einzusetzenden Diskette, einer CD-ROM (Compact Disc – Read Only Memory), einem ROM, einem RAM und einer Speicherkarte gespeichert und sodann als Programmprodukt vorgesehen. Alternativ kann das Programm vorgesehen werden, indem es auf einem Aufzeichnungsmedium wie z. B. einer in einem Computer eingebauten Festplatte gespeichert wird. Das Programm kann ebenso derart vorgesehen werden, dass es über ein Netzwerk heruntergeladen wird.

**[0192]** Das Programm gemäß der vorliegenden Erfindung kann die notwendigen Module der Programmmodule, die als Teil des Betriebssystems (OS) des Computers vorgesehen sind, in einer vorbestimmten Reihenfolge zu einem vorbestimmten Zeitpunkt aufrufen und die Verarbeitung ausführen. In diesem Fall ist das Modul nicht in dem Programm selbst enthalten und die Verarbeitung kann in Zusammenarbeit mit dem Betriebssystem ausgeführt werden. Ein Programm, das solch ein Modul nicht umfasst, ist ebenfalls als Programm gemäß der vorliegenden Erfindung mit umfasst.

**[0193]** Das Programm gemäß der vorliegenden Erfindung kann derart vorgesehen sein, dass es in einem Teil eines anderen Programms wie z. B. einem Programm zur Ausführung einer normalen Blutdruckmessung enthalten ist. In diesem Fall ist ebenfalls das Modul, das in dem anderen Programm enthalten ist, nicht in dem Programm selbst enthalten, und die Verarbeitung wird in Zusammenarbeit mit dem anderen Programm ausgeführt. Das in das andere Programm aufgenommene Programm ist ebenfalls bei dem Programm gemäß der vorliegenden Erfindung berücksichtigt.

**[0194]** Das vorgesehene Programmprodukt wird auf einer Programmspeichereinheit wie z. B. einer Festplatte, gespeichert und darauf folgend ausgeführt. Das Programmprodukt umfasst das Programm selbst und das Aufzeichnungsmedium, auf dem das Programm aufgezeichnet ist.

**[0195]** Die Ausführungsformen die hier offenbart sind, sind in allen Aspekten darstellend und sollten nicht als einschränkend ausgelegt werden. Der Umfang der vorliegenden Erfindung ist in den Ansprüchen definiert vielmehr als durch die oben gegebene Beschreibung und alle in Bedeutung des Umfangs der Ansprüche äquivalenten Änderungen sind innerhalb des Umfangs mit umfasst.

(Tabelle im Anhang)

**[0196]** Die Hauptformwerte des Avolio-Modells sind in den folgenden Tabellen im Anhang gezeigt.

[Tabelle 2]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Elastizitätsmodul (MPa)
1	Aufsteigende Aorta	40	14.5	1.63	0.4
2	Aortenbogen	20	11.2	1.32	0.4
3	Arterie unter dem linken Schlüsselbein	34	4.2	0.67	0.4
4	Normale Halsschlagader	89	3.7	0.63	0.4
5	Aortenbogen	39	10.7	1.27	0.4
6	Brachiocephalicus Arterie	34	6.2	0.86	0.4
7	Innere Brust	150	1	0.3	0.8
8	Arterie unter dem Schlüsselbein	68	4	0.66	0.4
9	Arteria Vertebralis	148	1.9	0.45	0.8
10	Normale Halsschlagader	89	3.7	0.63	0.4
11	Brusthauptschlagader	52	10	1.2	0.4
12	Normale Halsschlagader	89	3.7	0.63	0.4
13	Arteria Vertebralis	148	1.9	0.45	0.8
14	Arterie unter dem Schlüsselbein	68	4	0.66	0.4
15	Innere Brust	150	1	0.3	0.8
16	Arterie Costocervicalis	50	1	0.3	0.8
17	Achselarterie	61	3.6	0.62	0.4
18	Arteria Suprascapularis	100	2	0.52	0.8
19	Truncus Thyrocervicalis	50	1	0.3	0.8
20	Normale Halsschlagader	31	3.7	0.63	0.4
21	Brusthauptschlagader	52	9.5	1.16	0.4
22	Normale Halsschlagader	89	3.7	0.63	0.4

[Tabelle 3]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Elastizitätsmodul (MPa)
23	Truncus Thyrocervicalis	50	1	0.3	0.8
24	Arteria Suprascapularis	100	2	0.52	0.8
25	Achselarterie	61	3.6	0.62	0.4
26	Arterie Costocervicalis	50	1	0.3	0.8
27	Arterie Thoracoacromialis	30	1.5	0.35	1.6
28	Achselarterie	56	3.1	0.57	0.4
29	Dorsalis Scapulae Arterie	50	1	0.3	1.6
30	Arterie Subscapularis	80	1.5	0.35	1.6

31	Halsschlagader	59	1.8	0.45	0.8
32	Äußere Halsschlagader	118	1.5	0.42	0.8
33	Obere Schilddrüsenarterie	40	0.7	0.2	0.8
34	Brusthauptschlagader	52	9.5	1.16	0.4
35	Obere Schilddrüsenarterie	40	0.7	0.2	0.8
36	Äußere Halsschlagader	118	1.5	0.42	0.8
37	Halsschlagader	59	1.8	0.45	0.8
38	Arterie Subscapularis	80	1.5	0.35	1.6
39	Dorsalis Scapulae Arterie	50	1	0.3	1.6
40	Achselarterie	56	3.1	0.57	0.4
41	Arterie Thoracoacromialis	30	1.5	0.35	1.6
42	Oberarmarterie	63	2.8	0.55	0.4
43	Arteria Lingualis	30	1	0.3	0.8
44	Innere Halsschlagader	59	1.3	0.39	0.8

[Tabelle 4]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Elastizitätsmodul (MPa)
45	Arteria Facialis	40	1	0.3	1.6
46	Mittlere Gehirnschlagader	30	0.5	0.2	1.6
47	Gehirnschlagader	59	0.8	0.26	1.6
48	Arteria Ophthalmica	30	0.7	0.2	1.6
49	Zöliakie-Arterie	10	3.9	0.64	0.4
50	Bauchaorta	53	9.5	1.08	0.4
51	Arteria Ophthalmica	30	0.7	0.2	1.6
52	Gehirnschlagader	59	0.8	0.26	1.6
53	Mittlere Gehirnschlagader	30	0.6	0.2	1.6
54	Arteria Facialis	40	1	0.3	1.6
55	Innere Halsschlagader	59	1.3	0.39	0.8
56	Arteria Lingualis	30	1	0.3	0.8
57	Oberarmarterie	63	2.8	0.55	0.4
58	Tiefe Armarterie	150	1.5	0.35	0.8
59	Oberarmarterie	63	2.6	0.53	0.4
60	Innere Halsschlagader	59	0.8	0.26	1.6
61	Magenarterie	71	1.8	0.45	0.4
62	Milzarterie	63	2.8	0.54	0.4
63	Leberarterie	66	2.2	0.49	0.4
64	Nierenarterie	32	2.6	0.53	0.4
65	Bauchaorta	53	5.7	0.8	0.4
66	Obere Eingeweidearterie	59	4.3	0.69	0.4

[Tabelle 5]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Elastizitätsmodul (MPa)
67	Magenarterie	32	2.6	0.53	0.4
68	Innere Halsschlagader	59	0.8	0.26	1.6
69	Oberarmarterie	63	2.6	0.53	0.4
70	Tiefe Armarterie	150	1.5	0.35	0.8
71	Oberarmarterie	63	2.5	0.52	0.4
72	Obere kollaterale Ellenarterie	50	0.7	0.2	1.6
73	Oberflächliche Schläfenarterie	40	0.6	0.2	1.6
74	Oberkieferarterie	50	0.7	0.2	1.6
75	Bauchaorta	53	5.7	0.8	0.4
76	Oberkieferarterie	50	0.7	0.2	1.6
77	Oberflächliche Schläfenarterie	40	0.6	0.2	1.6
78	Obere kollaterale Ellenarterie	50	0.7	0.2	1.6
79	Oberarmarterie	63	2.5	0.52	0.4
80	Untere kollaterale Ellenarterie	50	0.6	0.2	1.6
81	Oberarmarterie	46	2.4	0.5	0.4
82	Gemeinsame Darmbeinarterie	58	5.2	0.76	0.4
83	Untere Eingeweidearterie	50	1.6	0.43	0.4
84	Gemeinsame Darmbeinarterie	58	5.2	0.76	0.4
85	Oberarmarterie	46	2.4	0.5	0.4
86	Untere kollaterale Ellenarterie	50	0.6	0.2	1.6
87	Ellenarterie	67	2.1	0.49	0.8
88	Speichenarterie	117	1.6	0.43	0.8

[Tabelle 6]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Elastizitätsmodul (MPa)
89	Äußere Beckenarterie	83	2.9	0.55	0.4
90	Innere Beckenarterie	50	2	0.4	1.6
91	Innere Beckenarterie	50	2	0.4	1.6
92	Äußere Beckenarterie	83	2.9	0.55	0.4
93	Speichenarterie	117	1.6	0.43	0.8
94	Ellenarterie	67	2.1	0.49	0.8
95	Ellenarterie	85	1.9	0.462	0.8

96	Zwischenknochenarterie	79	0.9	0.28	1.6
97	Speichenarterie	117	1.6	0.43	0.8
98	Äußere Beckenarterie	61	2.7	0.53	0.4
99	Äußere Beckenarterie	61	2.7	0.53	0.4
100	Speichenarterie	117	1.6	0.43	0.8
101	Zwischenknochenarterie	79	0.9	0.28	1.6
102	Ellenarterie	85	1.9	0.462	0.8
103	Ellenarterie	85	1.9	0.46	0.8
104	Oberschenkelarterie	127	2.4	0.5	0.8
105	Arteria Profunda Femoris	126	2.3	0.49	1.6
106	Arteria Profunda Femoris	126	2.3	0.49	1.6
107	Oberschenkelarterie	127	2.4	0.5	0.8
108	Ellenarterie	85	1.9	0.46	0.8
109	Oberschenkelarterie	127	2.4	0.5	0.8
110	Oberschenkelarterie	127	2.4	0.5	0.8

[Tabelle 7]

Zone	Zonenname	Länge (mm)	Radius (mm)	Wandstärke (mm)	Young's modulus (MPa)
111	Kniekehlarterie	94	2	0.47	0.8
112	Kniekehlarterie	94	2	0.47	0.8
113	Kniekehlarterie	94	2	0.5	0.4
114	Kniekehlarterie	94	2	0.5	0.4
115	Vordere Schienbeinarterie	25	1.3	0.39	1.6
116	Hintere Schienbeinarterie	161	1.8	0.45	1.6
117	Hintere Schienbeinarterie	161	1.8	0.45	1.6
118	Vordere Schienbeinarterie	25	1.3	0.39	1.6
119	Vordere Schienbeinarterie	150	1	0.2	1.6
120	Wadenbeinarterie	159	1.3	0.39	1.6
121	Hintere Schienbeinarterie	161	1.8	0.45	1.6
122	Hintere Schienbeinarterie	161	1.8	0.45	1.6
123	Wadenbeinarterie	159	1.3	0.39	1.6
124	Vordere Schienbeinarterie	150	1	0.2	1.6
125	Vordere Schienbeinarterie	150	1	0.2	1.6
126	Wadenbeinarterie	159	1.3	0.19	1.6
127	Wadenbeinarterie	159	1.3	0.19	1.6
128	Vordere Schienbeinarterie	150	1	0.2	1.6

### Patentansprüche

1. Eine Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung, welche umfasst:  
eine Speichereinheit (**12**; **43**) zur Speicherung eines Kreislaufsystemmodells, bei dem ein einen lebenden Körper bildendes Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt und über dieses nachgebildet ist, wobei das Kreislaufsystemmodell einen Formwert umfasst, der jede der Vielzahl von Zonen repräsentiert;

eine erste Messeinheit (**20a, 22a, 24a**), die an einem ersten Messort des lebenden Körpers zur Messung eines Zeitsignalverlaufs eines ersten biologischen Signals befestigt wird;

eine zweite Messeinheit (**20b, 22b, 24b**), die an einem zweiten Messort des lebenden Körpers befestigt wird, um einen Zeitsignalverlauf eines zweiten biologischen Signals gleichzeitig mit der ersten Messeinheit (**20a, 22a, 24a**) zu messen;

eine erste Berechnungseinheit (**32**) zur Berechnung einer Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal;

eine zweite Berechnungseinheit (**38**) zur Berechnung einer Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort festgelegt ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort festgelegt ist, wobei die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion eine Elastizitätsvariable, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt, umfassen; und

eine Sucheinheit (**40**) zur Bestimmung der Elastizitätsvariablen durch Anpassung der Phasendifferenzcharakteristik, die durch die zweite Berechnungseinheit (**38**) berechnet wurde, beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung, die durch die erste Berechnungseinheit (**32**) berechnet wurde.

2. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, welche weiterhin eine Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (**36**) zur Berechnung der ersten und zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf dem Formwert jeder Zone entsprechend den Blutgefäßstrecken zu dem ersten bzw. zweiten Messort umfasst.

3. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (**36**) die erste und zweite Übertragungsfunktion unter Verwendung eines Modells mit einer Verteilungskonstanten, das einen Blutdruck des Blutgefäßes und eine Blutflussrate als Eingangsvariable aufweist, entsprechend jeder Zone berechnet; und jedes Verteilungskonstantenmodell eine vertikale Impedanz, die der Leichtigkeit des Blutflusses in der entsprechenden Zone entspricht, und eine horizontale Impedanz, die die Elastizitätsvariable beinhaltet, umfasst.

4. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, welche weiterhin eine Pulswellengeschwindigkeitsberechnungseinheit (**46**) zur Berechnung einer Pulswellengeschwindigkeit in dem Blutgefäß beruhend auf der durch die Sucheinheit (**40**) angepassten Elastizitätsvariablen aufweist.

5. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 4, wobei die Pulswellengeschwindigkeitsberechnungseinheit (**46**) die Pulswellengeschwindigkeit beruhend auf dem Formwert jeder Zone, die der Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort entspricht, und dem Formwert jeder Zone, die der Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort entspricht, berechnet.

6. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei das Kreislaufsystemmodell einen Blutgefäßdurchmesser und eine Blutgefäßlänge für den Formwert beinhaltet.

7. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei das Kreislaufsystemmodell erhalten wird, indem das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Abschnitten unterteilt wird und darauffolgend das wenigstens einem einzigen Abschnitt der Vielzahl von Abschnitten zugehörige Blutgefäß nachgebildet wird.

8. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 7, wobei das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in die Vielzahl von Abschnitten beruhend auf einer Größe eines Blutgefäßdurchmessers unterteilt wird.

9. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (**36**) ein Umgebungsabschnittsmodell, in dem ein nicht in dem Kreislaufsystemmodell der Blutgefäße, die in jeder Zone enthalten sind, nachgebildetes Blutgefäß nachgebildet wird, dem Kreislaufsystemmodell, das jeder Zone entspricht, hinzugefügt und darauf folgend die Übertragungsfunktion berechnet.

10. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (**36**) das Kreislaufsystemmodell jeder Zone beruhend auf einem Formunterschied des Blutgefäßes umwandelt, um das Umgebungsabschnittsmodell der Zone zu berechnen.

11. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Übertragungsfunktionsberechnungseinheit (36) die Übertragungsfunktion mit einem Abschlussende des Umgebungsabschnittmodells unter einer Nichtreflexionsbedingung berechnet.

12. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, welche weiterhin umfasst:  
 eine erste Frequenzumwandlungseinheit (30a) zur Berechnung einer ersten Phasencharakteristik, die die Phase jeder Frequenzkomponente des ersten biologischen Signals angibt; und  
 eine zweite Frequenzumwandlungseinheit (30b) zur Berechnung einer zweiten Phasencharakteristik, die die Phase jeder Frequenzkomponente des zweiten biologischen Signals angibt; wobei  
 die erste Berechnungseinheit (32)  
 differenzielle Phasendaten durch Bilden einer Differenz der ersten Phasendaten und der zweiten Phasendaten und  
 die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung durch Korrigieren einer Phasenverschiebung, die durch eine Periodenverzögerung in den differenziellen Phasendaten verursacht ist, in Phaseneinheiten, die einer oder mehrerer Perioden entsprechen, berechnet.

13. Die Blutgefäßzustandsbewertungsvorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die erste Berechnungseinheit (32) die Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung unter Verwendung einer Frequenzkomponente, bei der ein Kohärenzwert zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal größer als ein vorher definierter Schwellwert ist, berechnet.

14. Ein Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren zur Bewertung eines Zustandes eines Blutgefäßes, das einen lebenden Körper bildet, unter Verwendung eines Kreislaufsystemmodells, in dem das den lebenden Körper bildende Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt und nachgebildet ist, wobei das Kreislaufsystemmodell einen jede der Vielzahl der Zonen repräsentierenden Formwert umfasst; wobei das Blutgefäßzustandsbewertungsverfahren die Schritte umfasst:  
 Messen eines Zeitsignalverlaufs eines ersten biologischen Signals an einen ersten Messort des lebenden Körpers und Messen eines Zeitsignalverlaufs eines zweiten biologischen Signals an einen zweiten Messort des lebenden Körpers (S100);  
 Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal (S102, S104);  
 Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort festgelegt ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort festgelegt ist (S108, S110), wobei die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion eine Elastizitätsvariable umfassen, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt; und  
 Bestimmen der Elastizitätsvariablen durch Anpassen der Phasendifferenzcharakteristik zwischen der ersten Übertragungsfunktion und der zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung (S112, S114, S116, S118).

15. Ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium, auf dem ein Blutgefäßzustandsbewertungsprogramm zur Bewertung eines Zustandes eines Blutgefäßes, das einen lebenden Körper bildet, unter Verwendung eines Kreislaufsystemmodells, bei dem ein den lebenden Körper bildendes Blutgefäß in eine Vielzahl von Zonen unterteilt und nachgebildet ist, gespeichert ist, wobei das Kreislaufsystemmodell einen jede der Vielzahl der Zonen repräsentierenden Formwert beinhaltet; eine Berechnungsverarbeitungseinheit als Antwort auf einen Befehl von dem Programm die Schritte durchführt:  
 Erfassen eines Zeitsignalverlaufes eines ersten biologischen Signals an einem ersten Messort des lebenden Körpers und Erfassen eines Zeitsignalverlaufes eines zweiten biologischen Signals an einem zweiten Messort des lebenden Körpers;  
 Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung beruhend auf einer Phasendifferenz jeder Frequenzkomponente zwischen dem ersten biologischen Signal und dem zweiten biologischen Signal;  
 Berechnen einer Phasendifferenzcharakteristik zwischen einer ersten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem ersten Messort festgelegt ist, und einer zweiten Übertragungsfunktion, die beruhend auf dem Kreislaufsystemmodell in Übereinstimmung mit einer Blutgefäßstrecke zu dem zweiten Messort festgelegt ist, wobei die erste Übertragungsfunktion und die zweite Übertragungsfunktion eine Elastizitätsvariable umfassen, die einen Grad der Elastizität des Blutgefäßes angibt; und

Bestimmen der Elastizitätsvariablen durch Anpassen der Phasendifferenzcharakteristik zwischen der ersten Übertragungsfunktion und der zweiten Übertragungsfunktion beruhend auf der Phasendifferenzcharakteristik der gegenwärtigen Messung.

Es folgen 20 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

100 (100#)

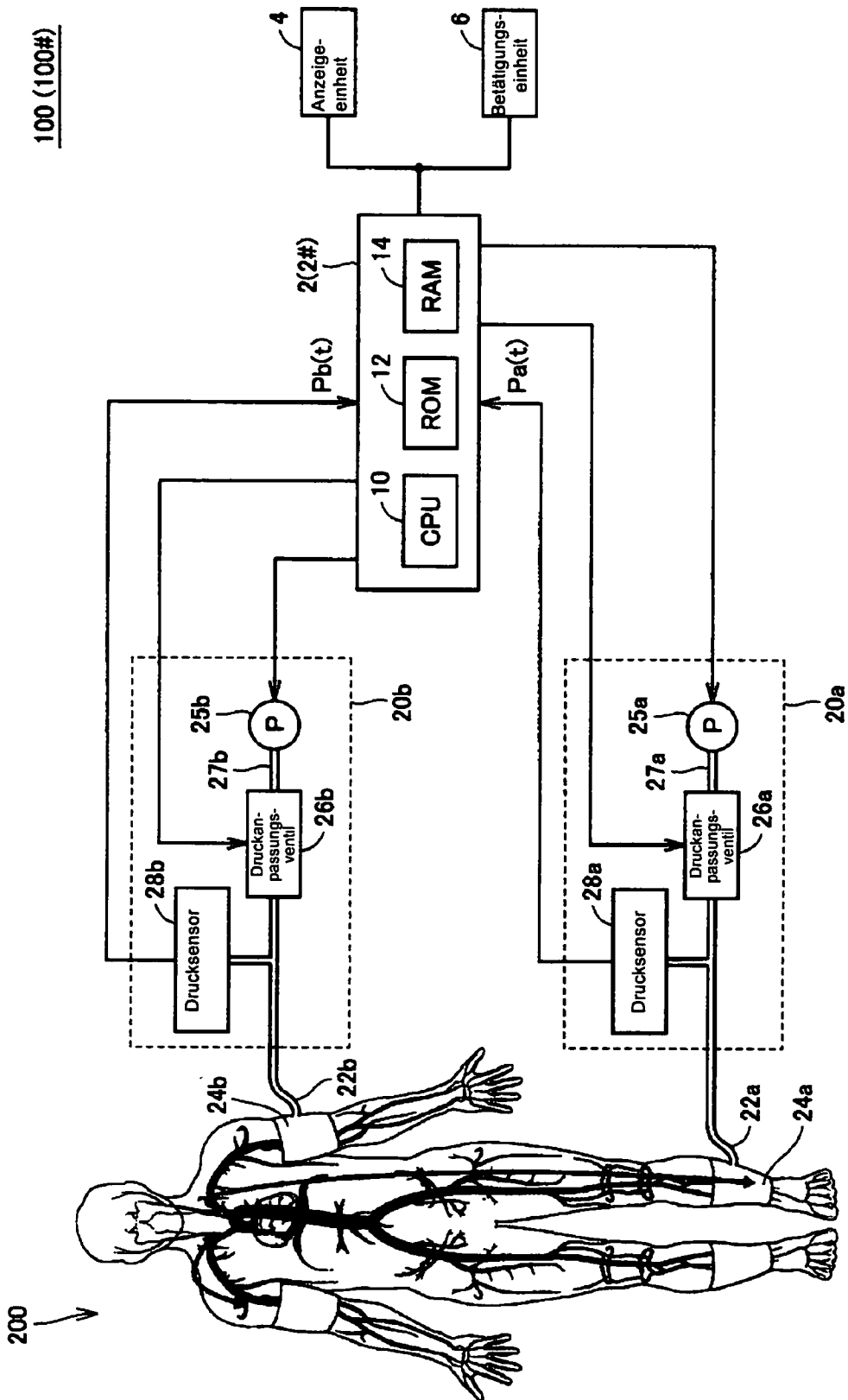


Fig. 1

200

2

Fig. 2

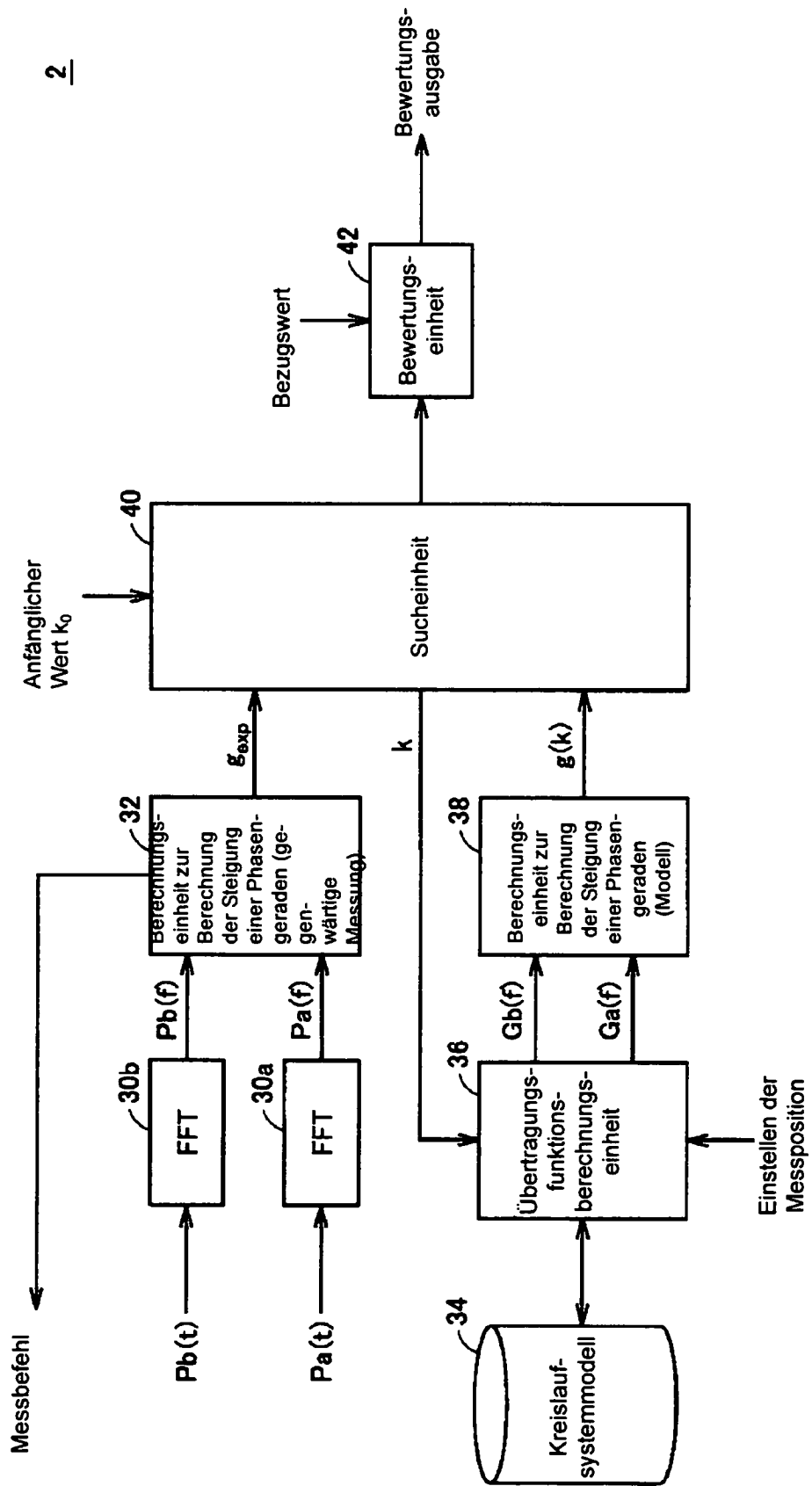


Fig. 3

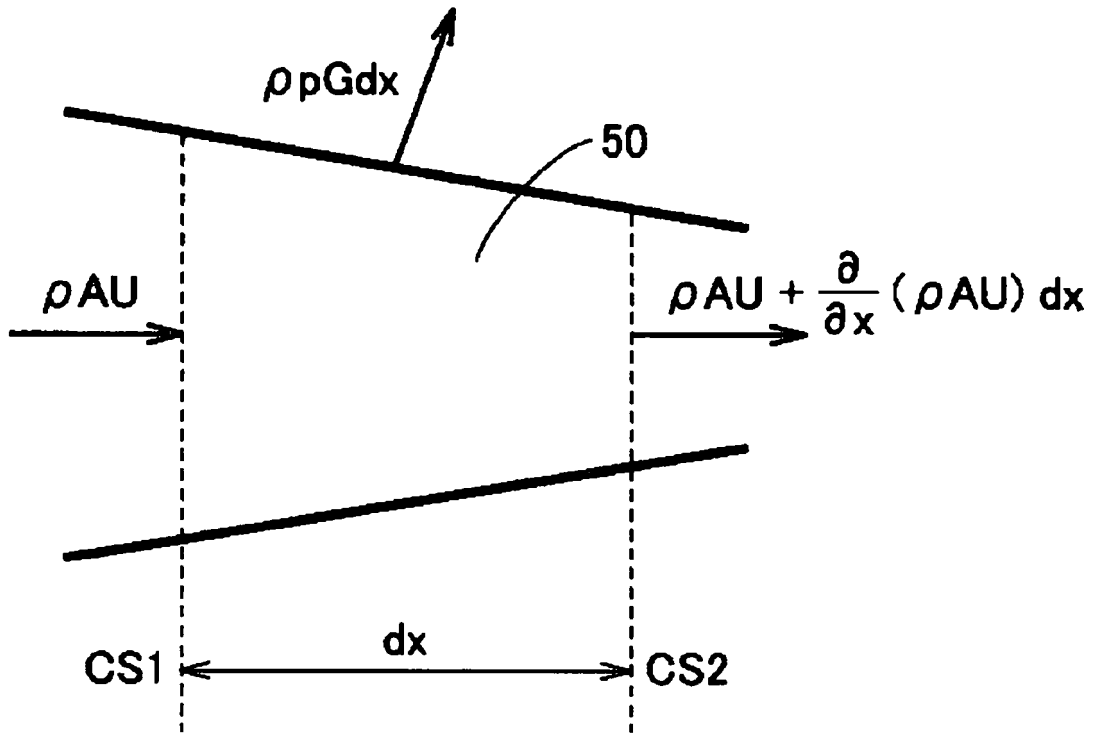


Fig. 4

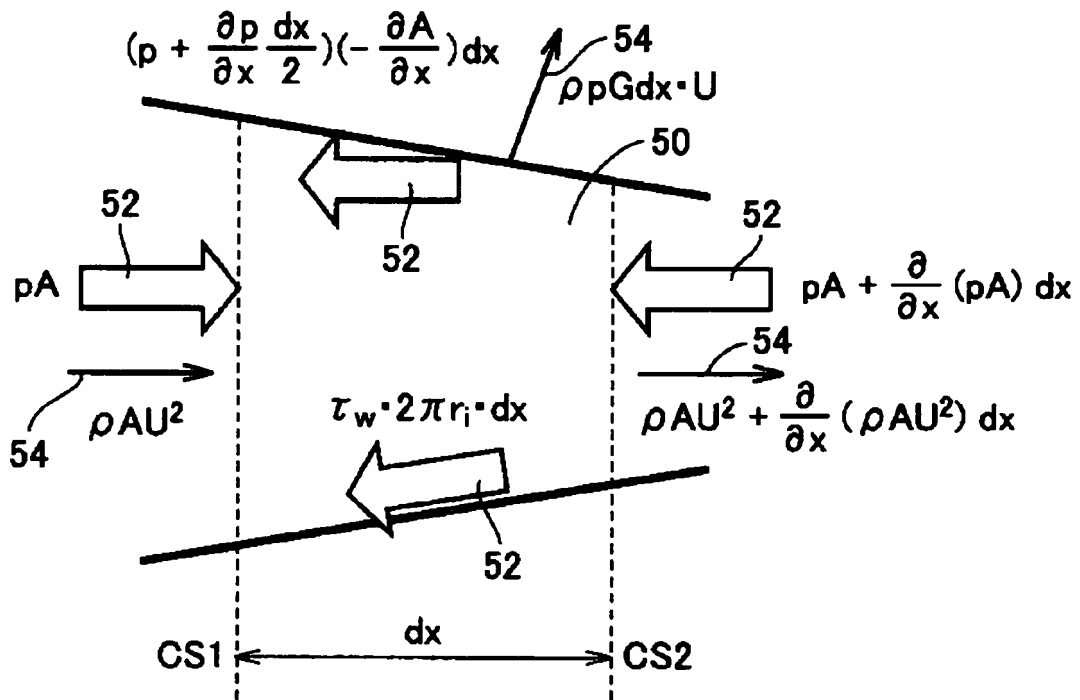
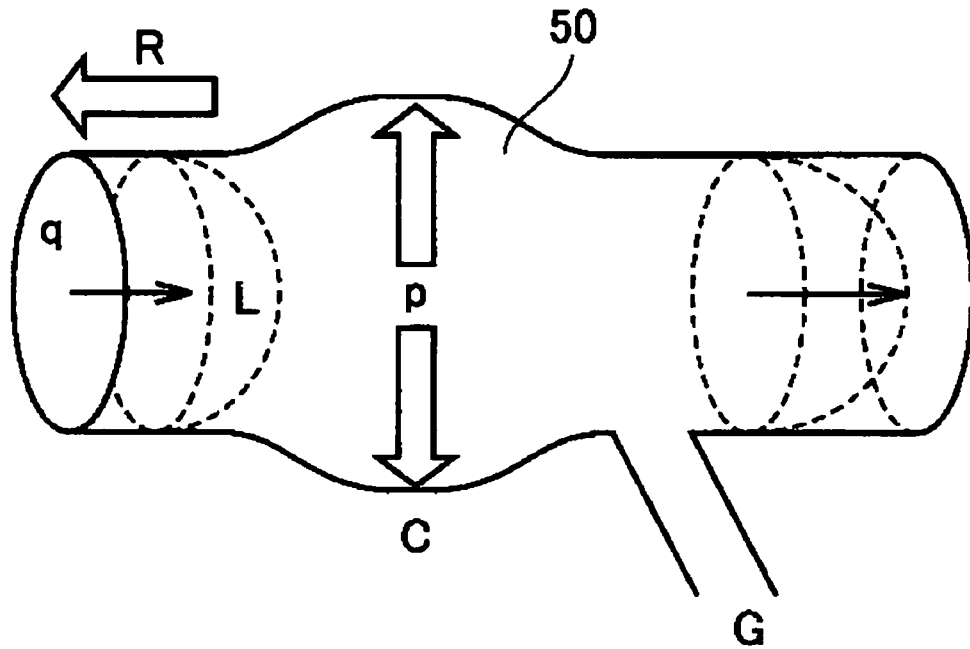


Fig. 5

(a)



(b)

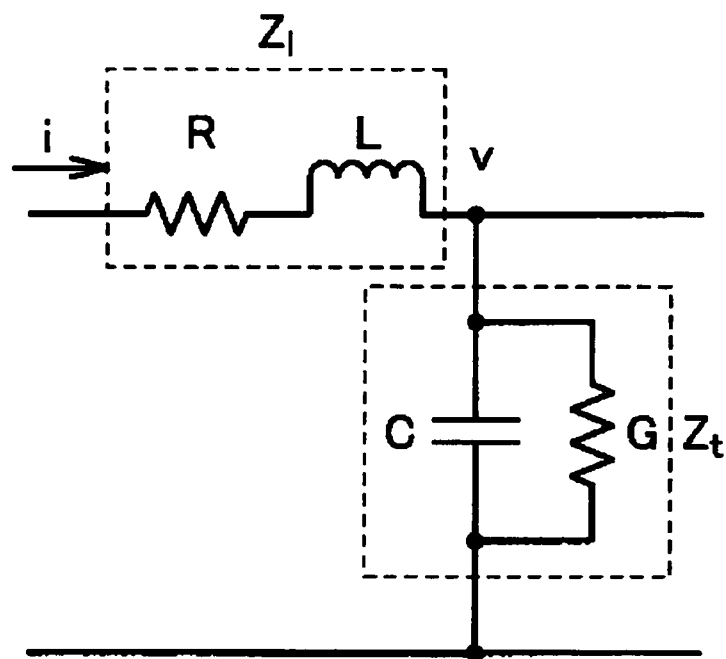


Fig. 6

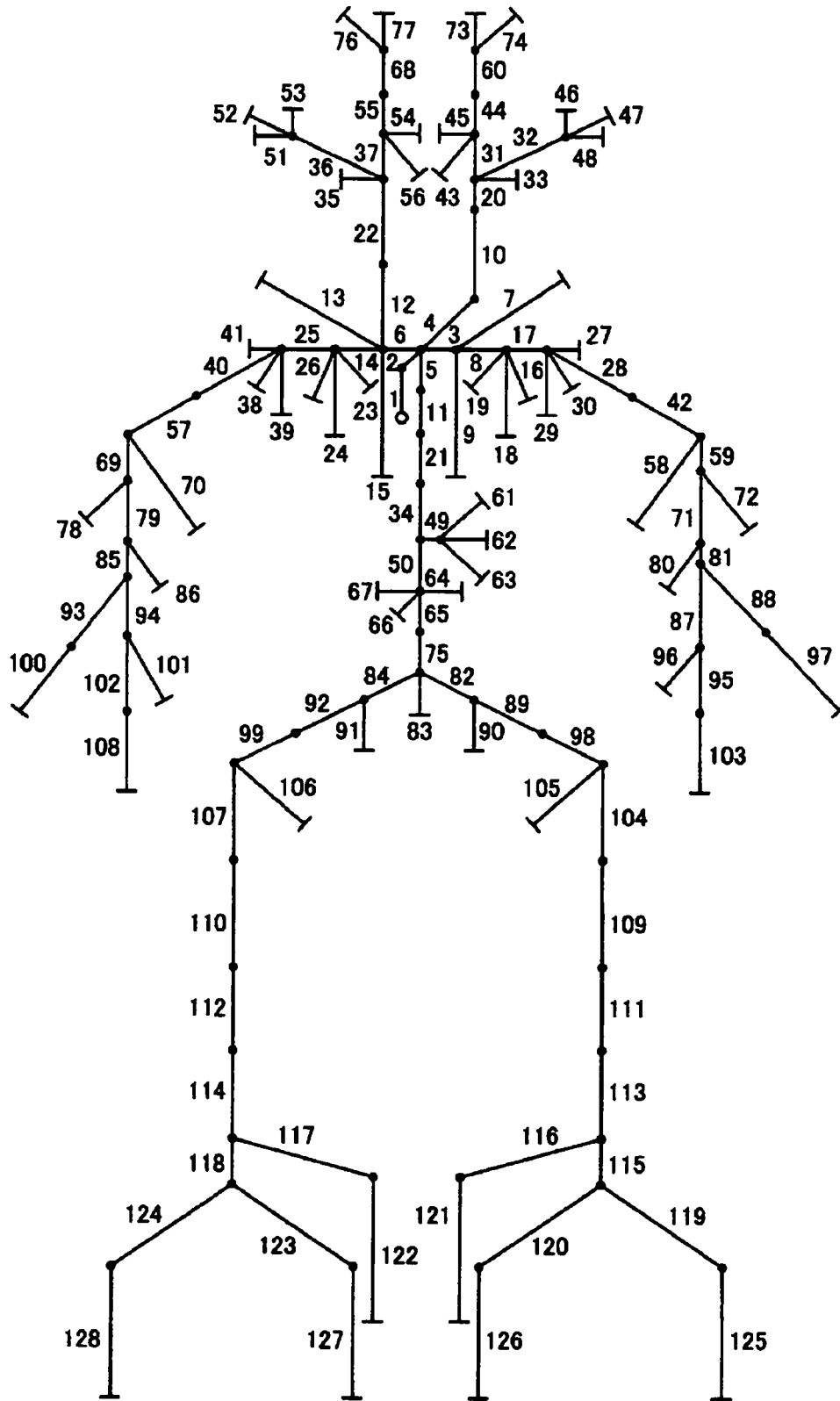


Fig. 7

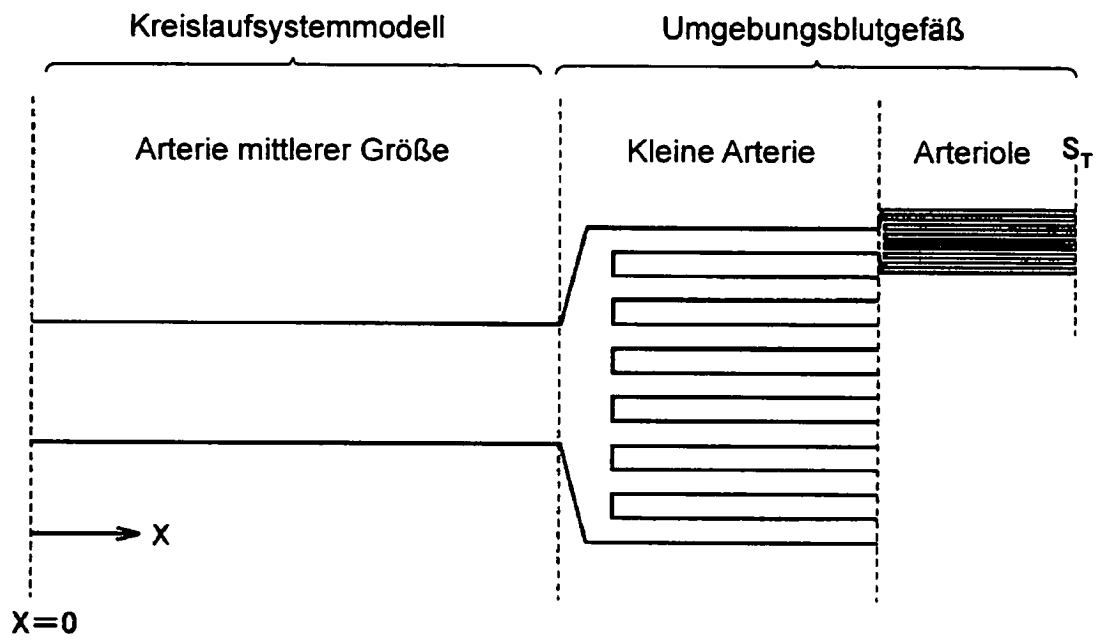
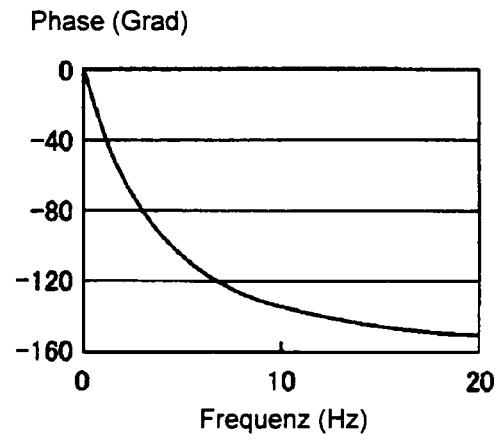
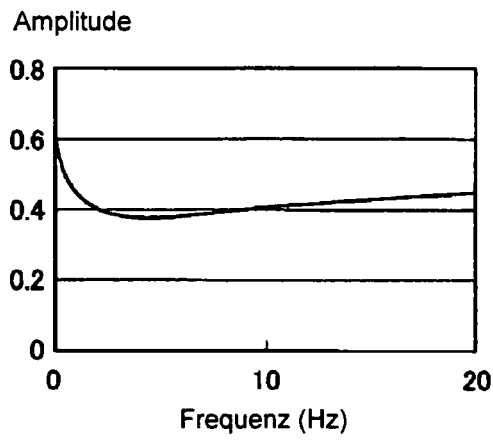
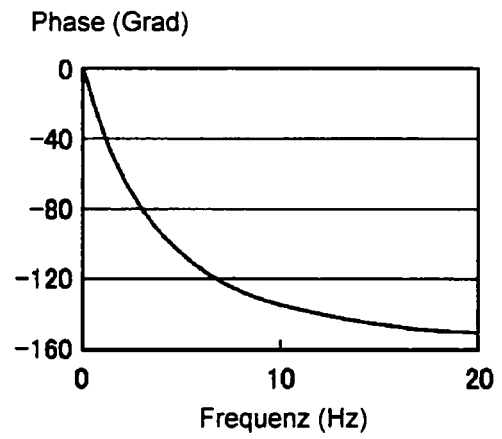
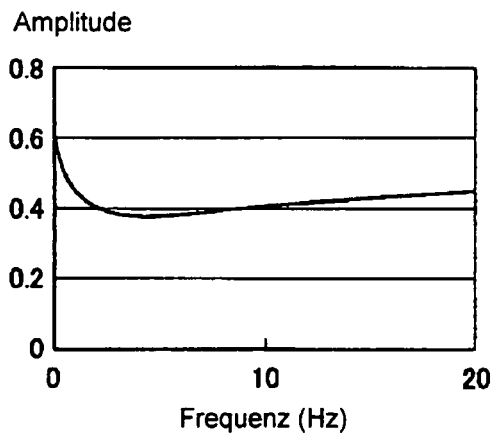


Fig. 8

(a)  $S_T = 0$



(b)  $S_T = 1$



(c)  $S_T = -1$

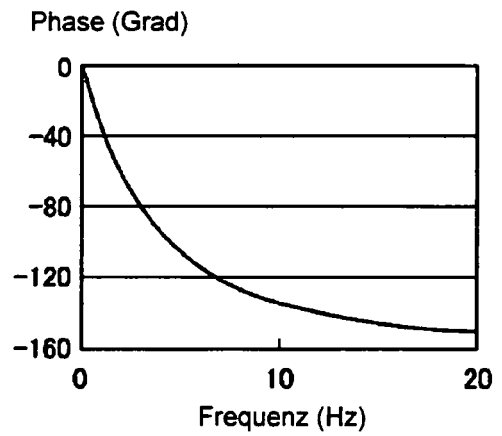
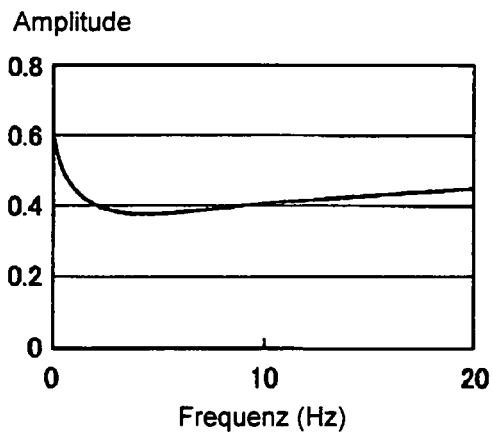


Fig. 9

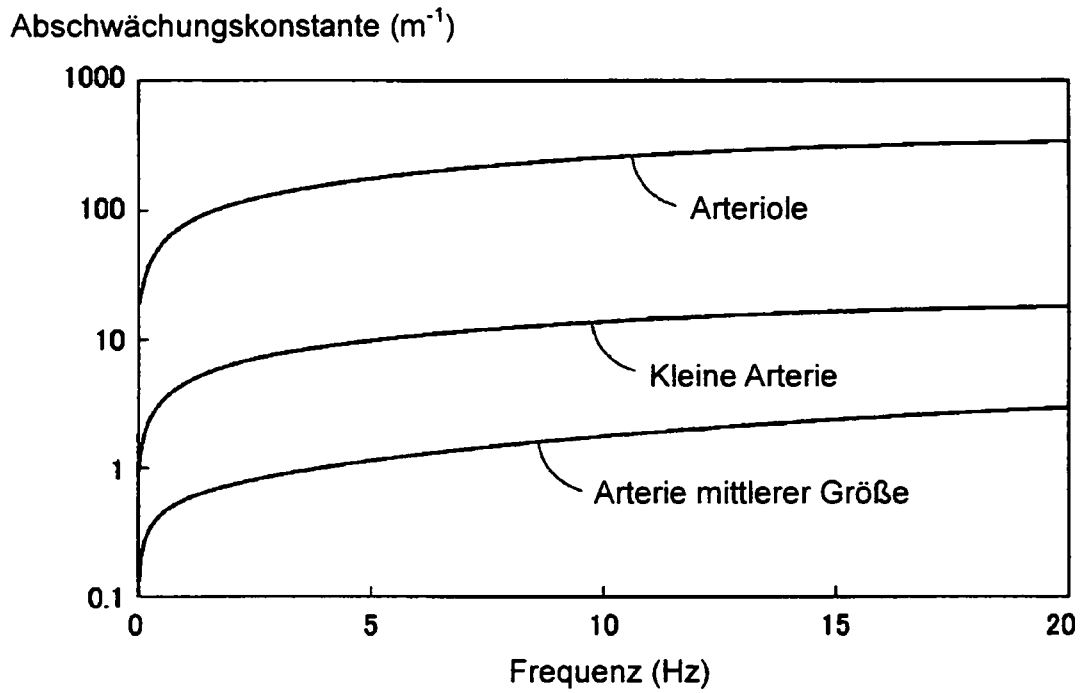


Fig. 10

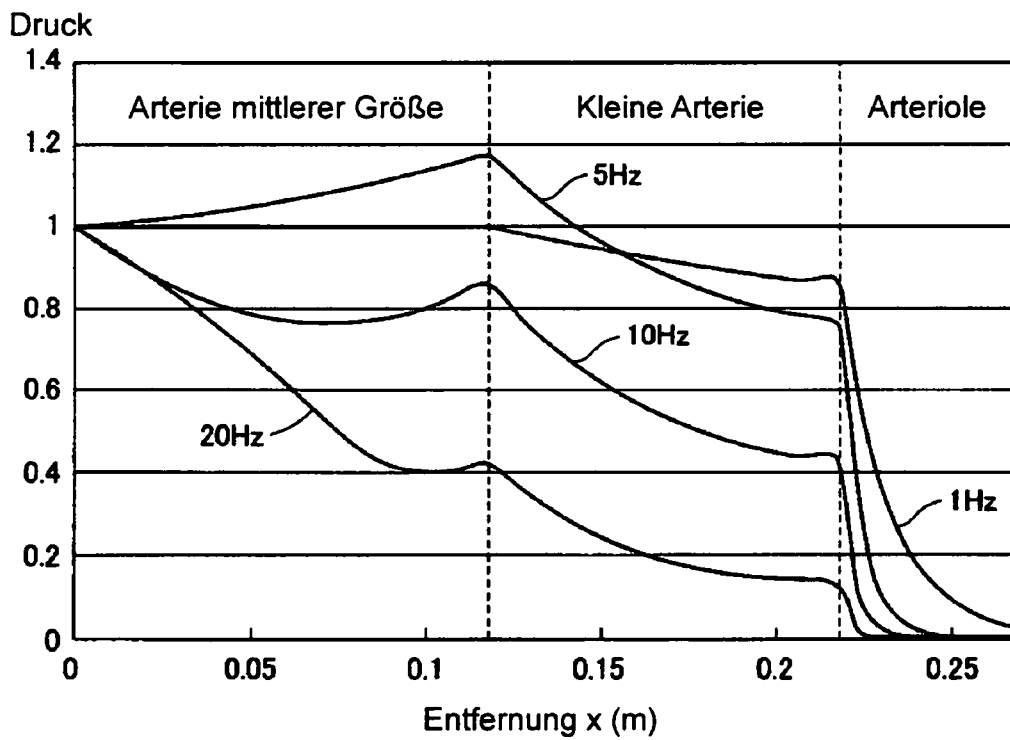


Fig. 11

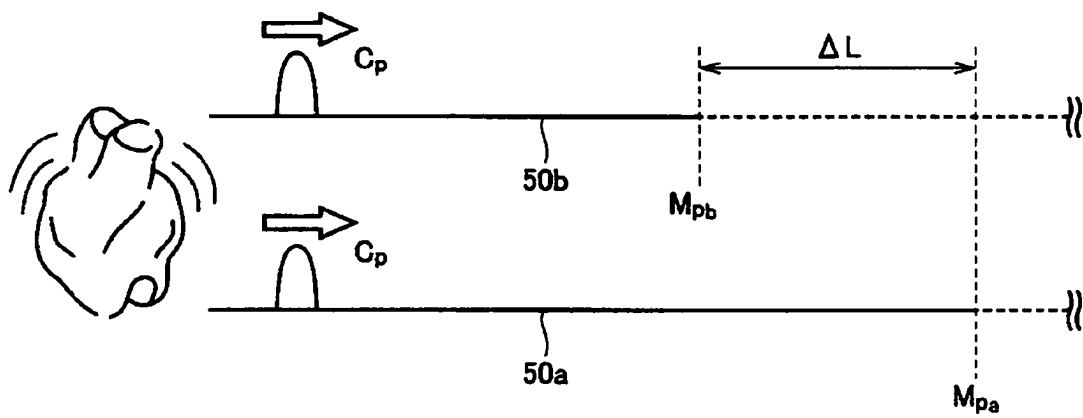
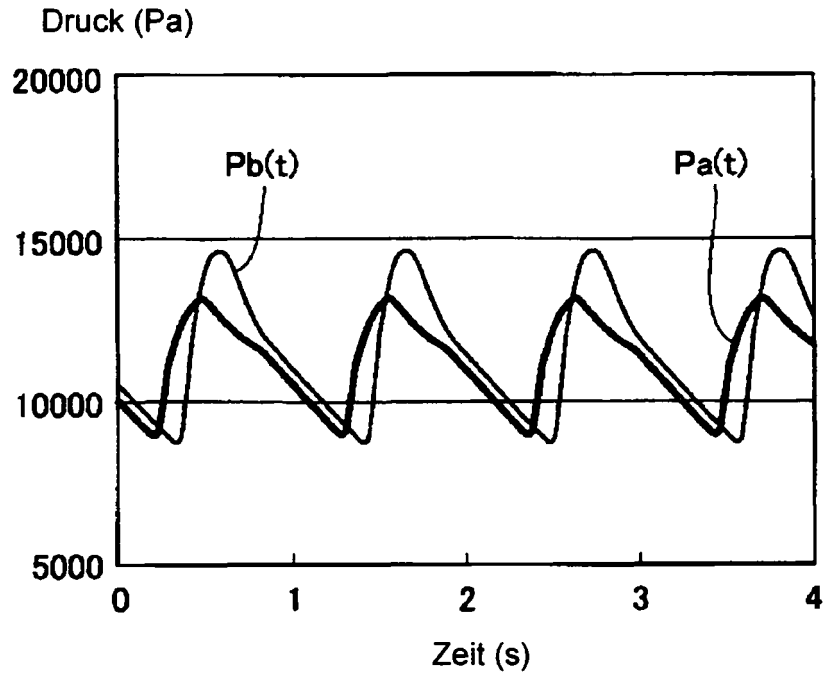


Fig. 12

(a)



(b)

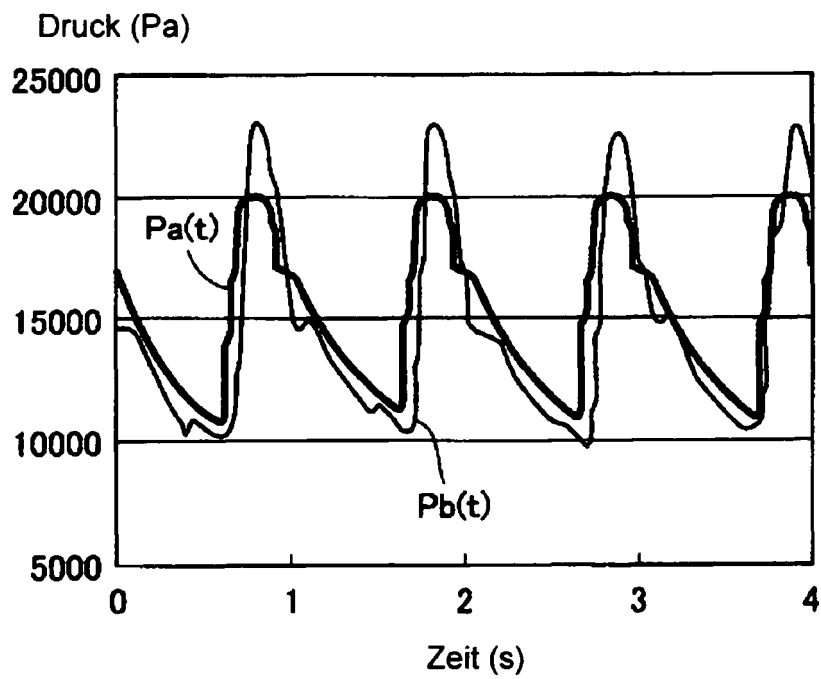
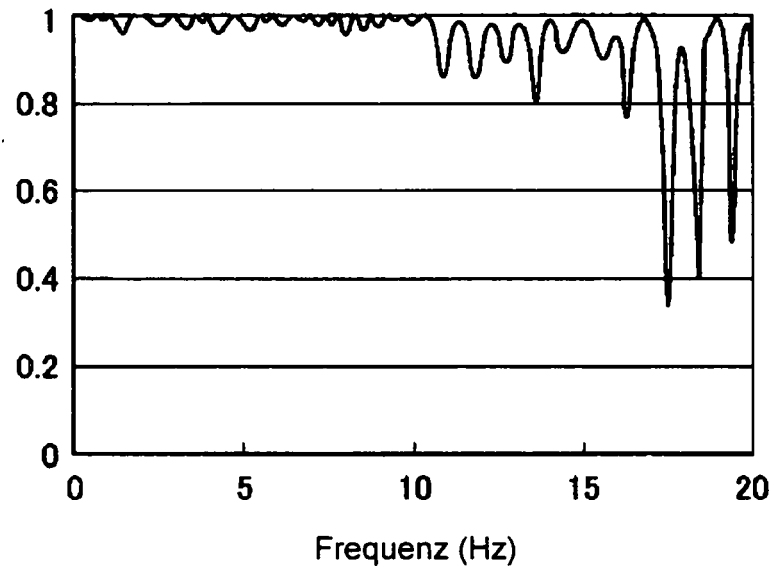


Fig. 13

(a) Kohärenz



(b) Kohärenz

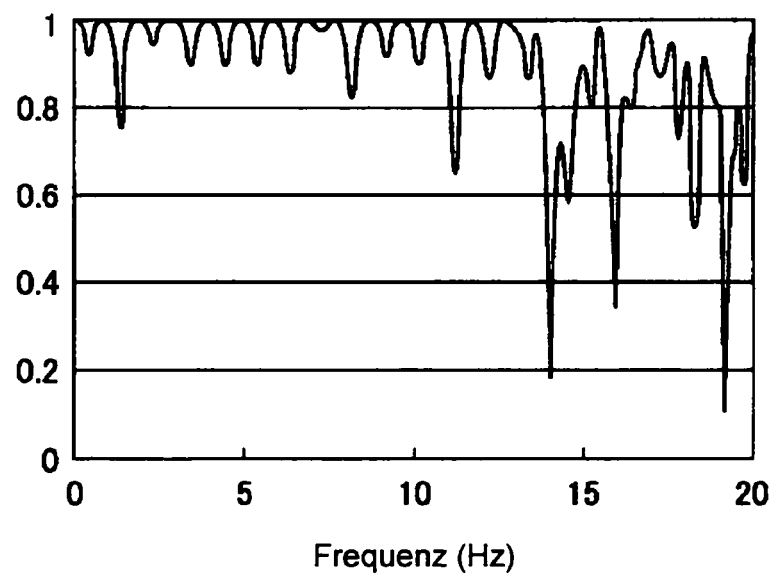


Fig. 14

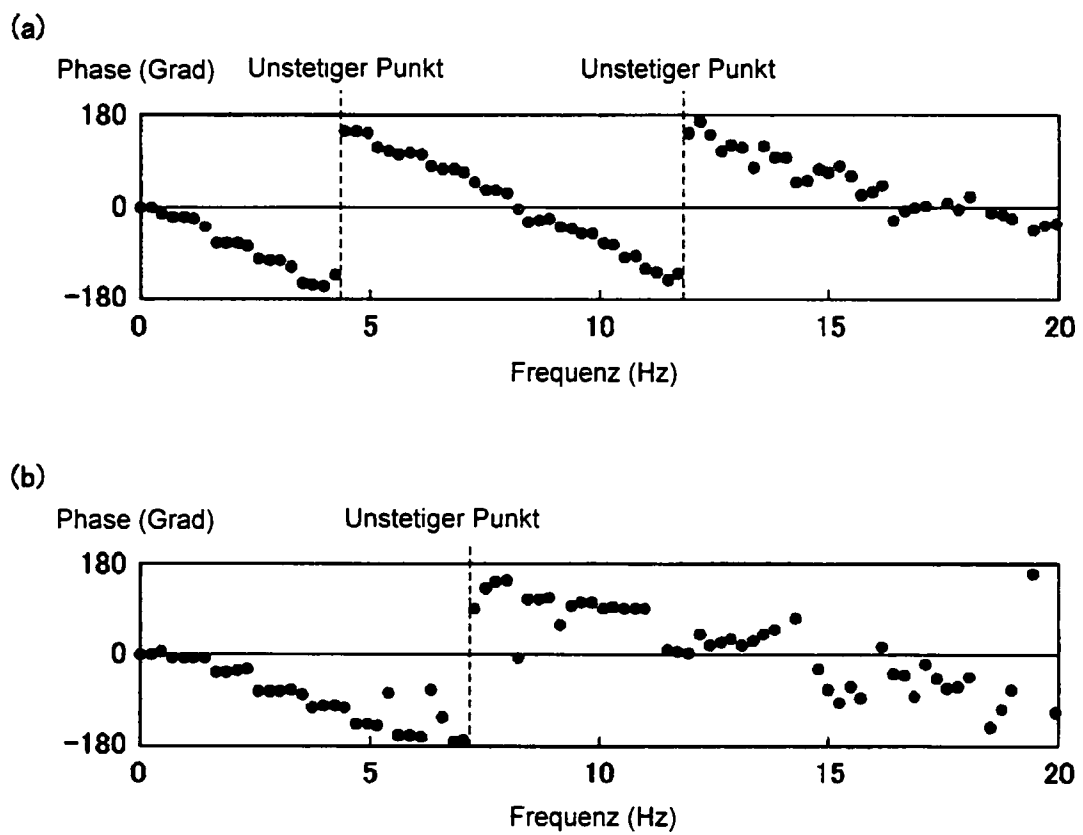


Fig. 15

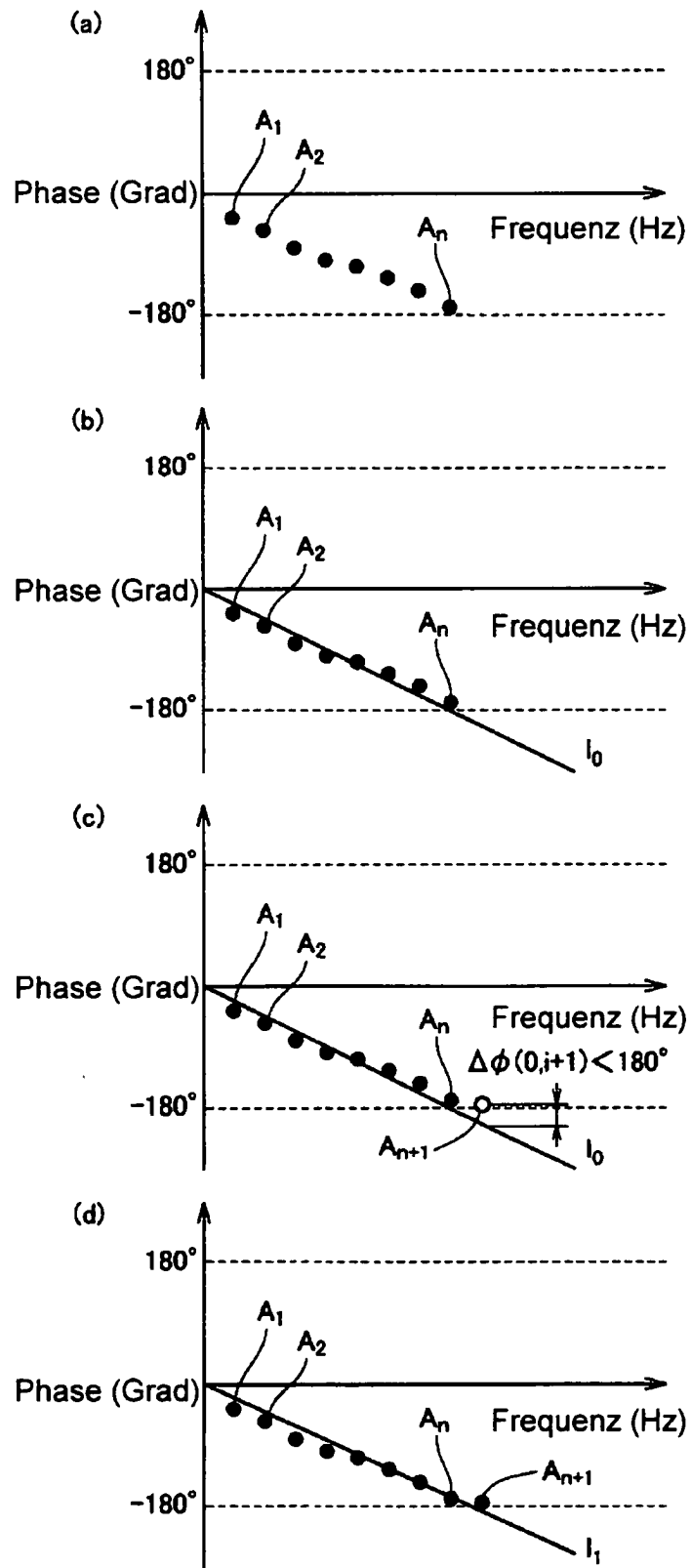


Fig. 16

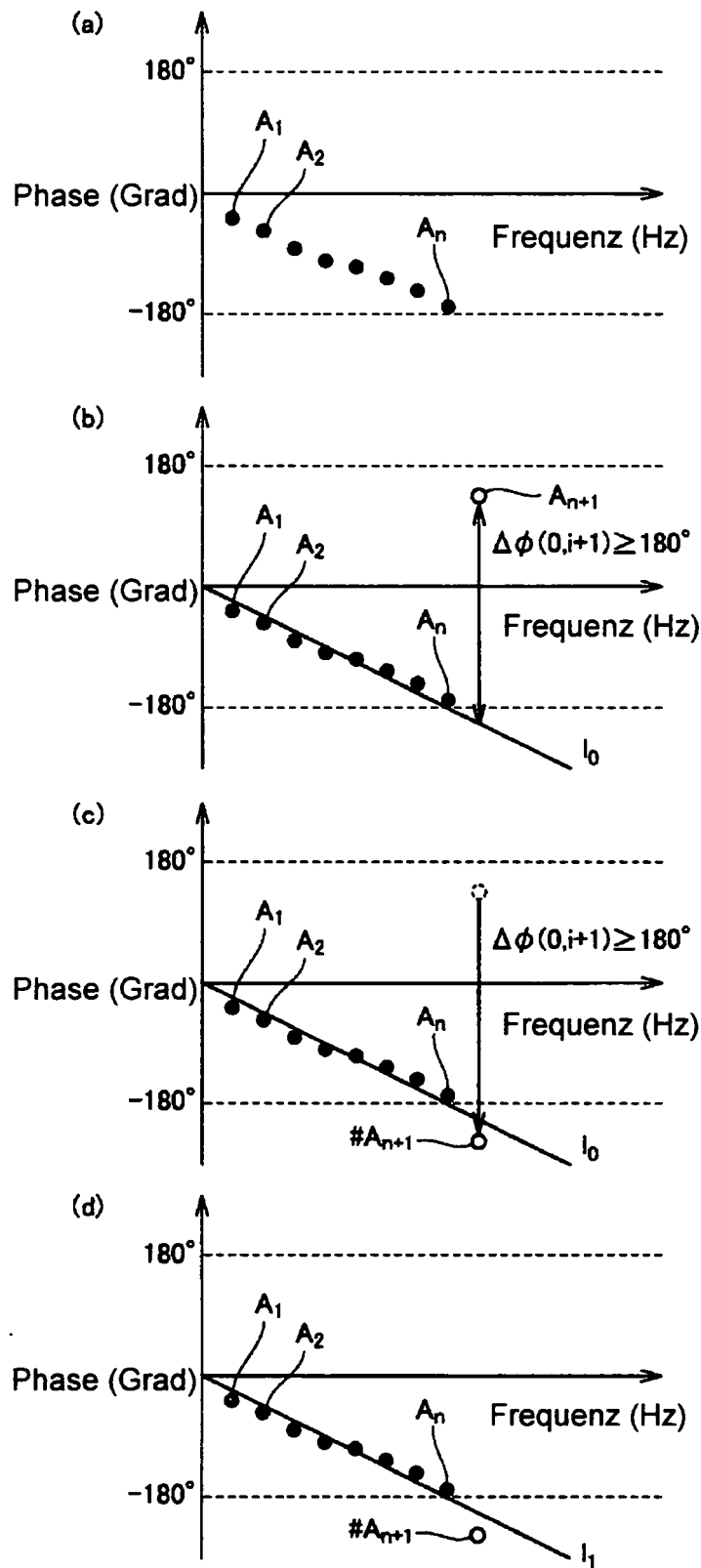


Fig. 17

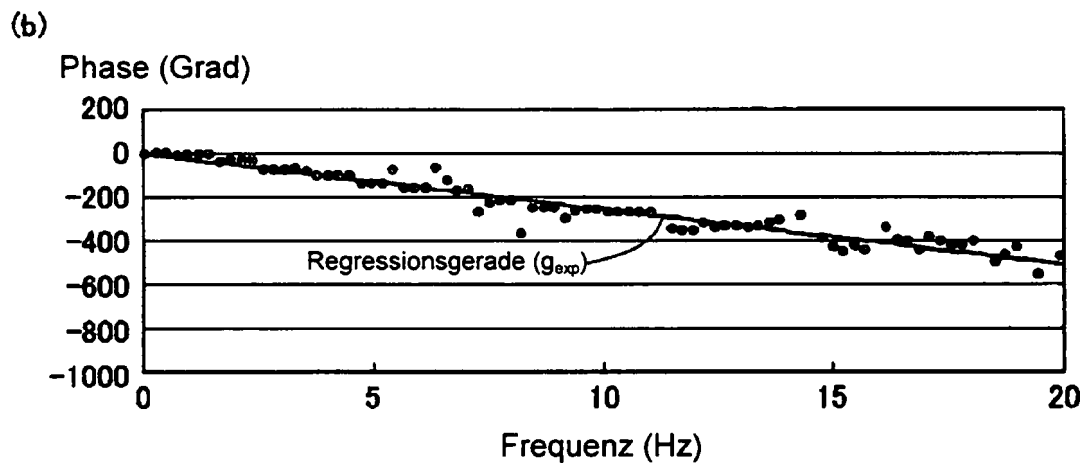
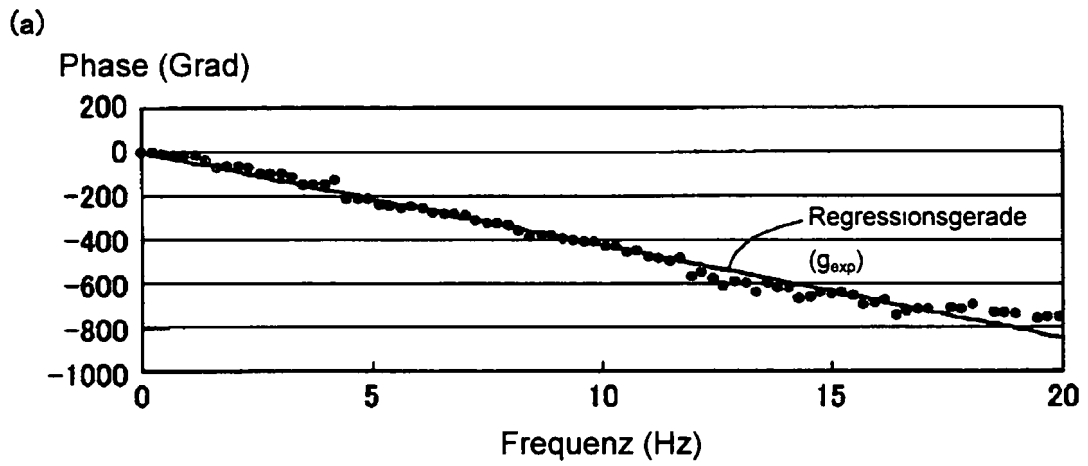
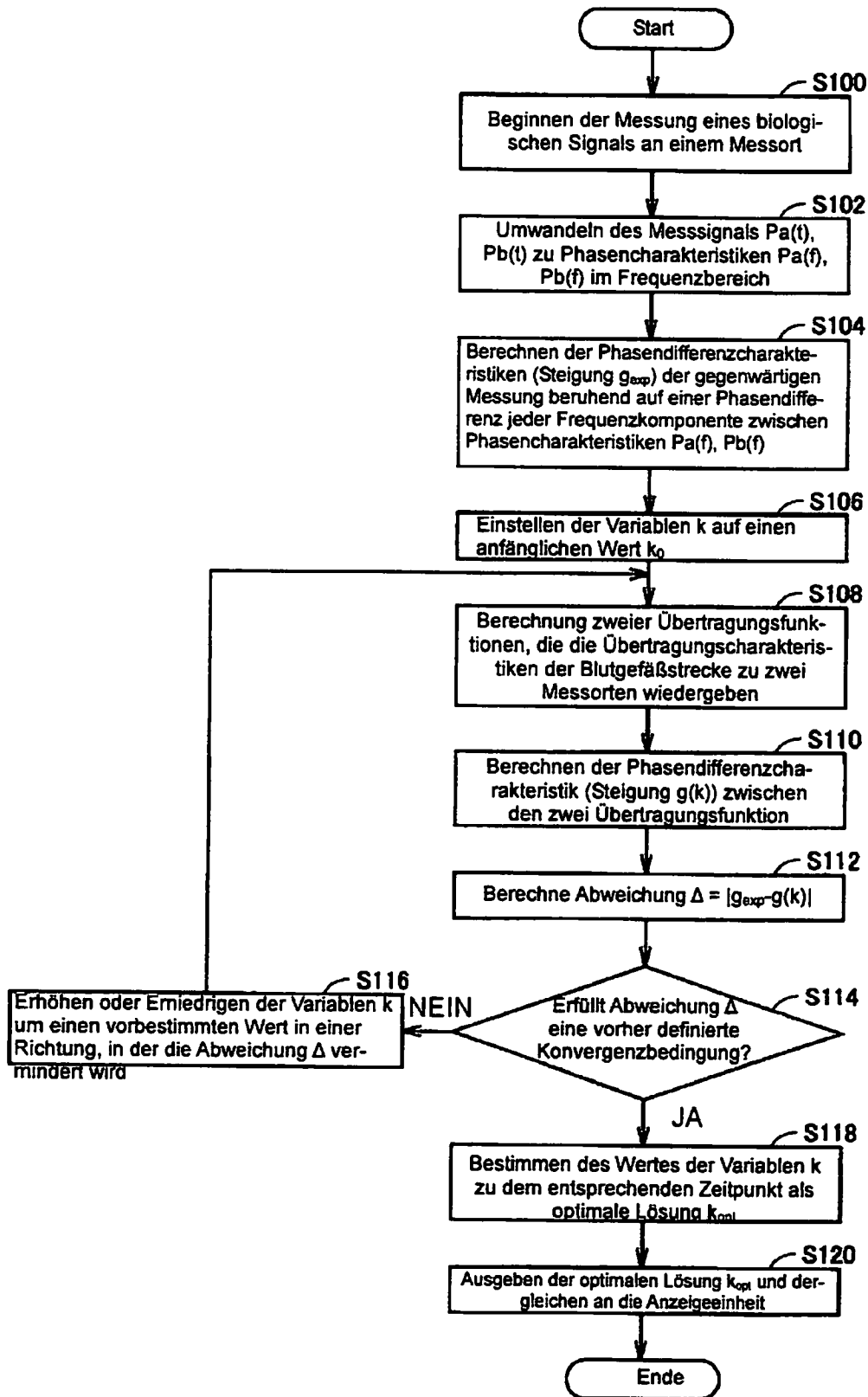


Fig. 18



2#

Fig. 19

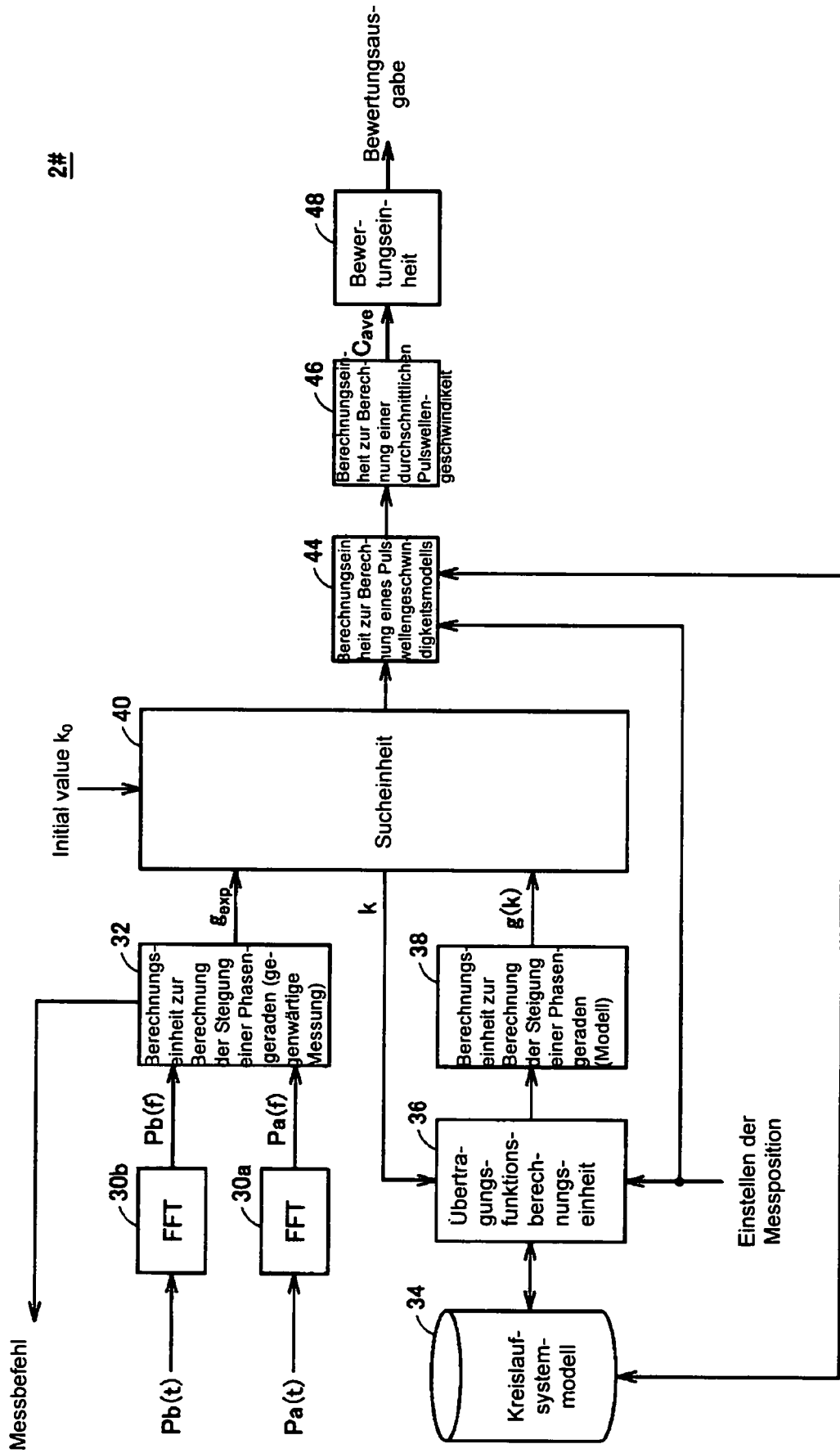


Fig. 20

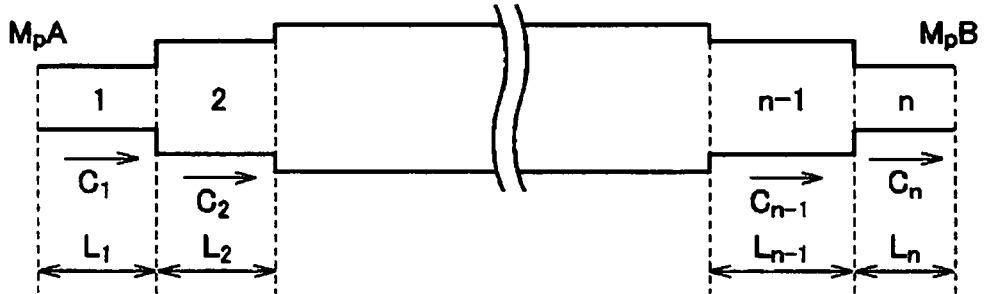
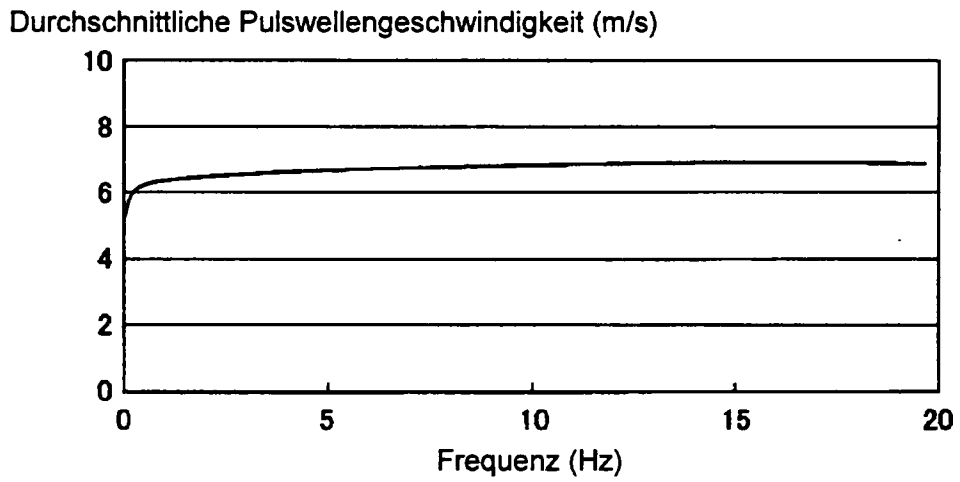


Fig. 21

(a)



(b)

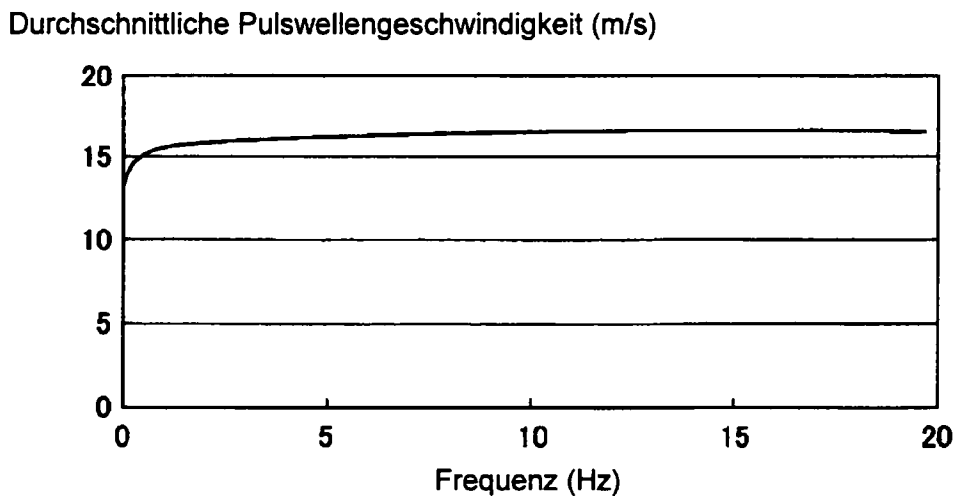
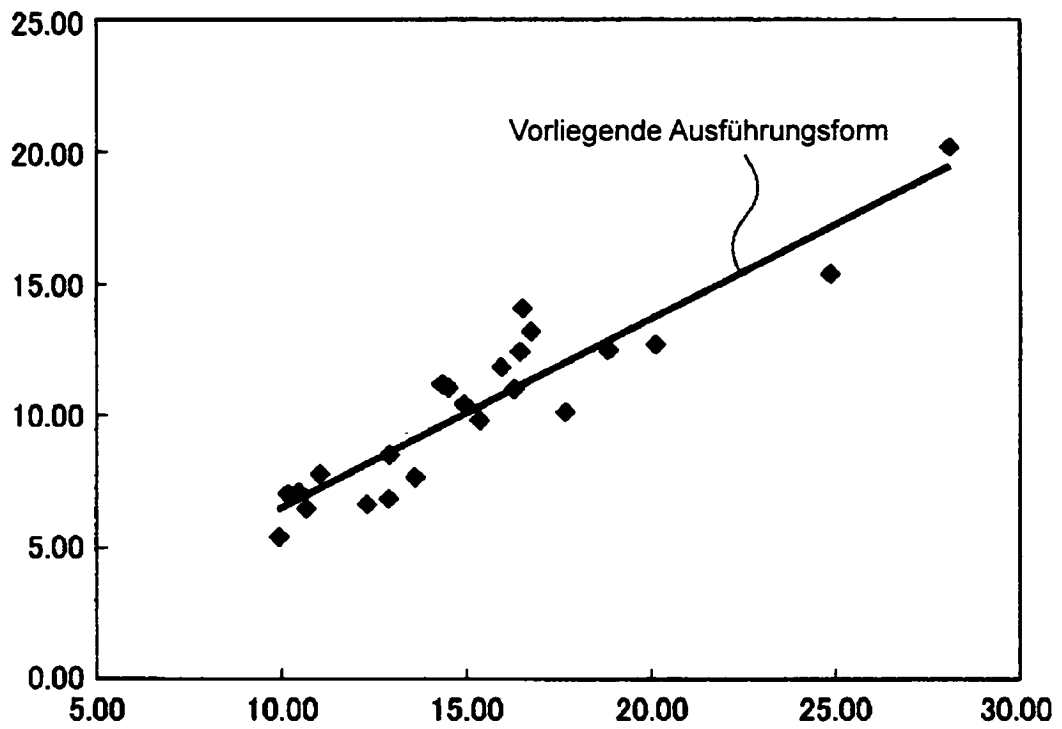


Fig. 22

Durchschnittliche Pulswellengeschwindigkeit, die mit dem Verfahren gemäß der vorliegenden Ausführungsform berechnet wurde (m/s)



Pulswellengeschwindigkeit, die mit einem herkömmlichen Pulswellengeschwindigkeitsverfahren berechnet wurde (m/s)

Fig. 23

