



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 12 305 T2** 2005.08.18

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 152 694 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 12 305.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/EP00/11645**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 981 294.2**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 01/041648**

(86) PCT-Anmeldetag: **23.11.2000**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **14.06.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.11.2001**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **21.07.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **18.08.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 8/06**

G01S 7/52, G01S 15/89

(30) Unionspriorität:

99403058 07.12.1999 EP

(73) Patentinhaber:

**Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL**

(74) Vertreter:

Meyer, M., Dipl.-Ing., Pat.-Ass., 52076 Aachen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(72) Erfinder:

BONNEFOUS, Odile, NL-5656 AA Eindhoven, NL

(54) Bezeichnung: **ULTRASCHALLBILDVERARBEITUNGSVERFAHREN UND -SYSTEM ZUR DARSTELLUNG EINER
KOMPOSITBILDSEQUENZ EINES ARTERIENSEGMENTS**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

ANWENDUNGSGEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein Ultraschallbildverarbeitungsverfahren zur Darstellung einer Kompositbildsequenz eines Arteriensegments unter Anzeige von Blutströmungsgeschwindigkeit und Wandbewegungen als Funktion des Herzzyklus, mit Schritten zur Bildung einer ersten Sequenz von farbcodierten Bildern der Blutströmungsgeschwindigkeit mit einer ersten Rate sowie zur Bildung einer zweiten Sequenz von Bildern mit Wandbewegungsgrafiken mit einer zweiten Rate. Weiterhin bezieht sich die Erfindung auf ein Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem zur Durchführung dieses Verfahrens.

[0002] Die Erfindung wird im Bereich der medizinischen Echographie-Bildgebung zur Schaffung kardiovaskulärer Diagnosewerkzeuge für die nichtinvasive Untersuchung von Anomalien bei Arterien, insbesondere von Stenosen, eingesetzt. Ein Diagnosekriterium für Stenose ist eine abrupte Reduzierung des Arterien durchmessers. Ein weiteres Kriterium ist die Blutgeschwindigkeit in der stenosierten Zone. Daher besteht in der Medizin ein Bedarf an nichtinvasiven Mitteln zur Untersuchung von Parametern, die im Zusammenhang mit der arteriellen Wandbewegung und der Blutströmungsgeschwindigkeit stehen, um stenosierte Arterien frühzeitig zu diagnostizieren.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0003] Ein Verfahren zur Darstellung einer Kompositbildsequenz eines Arteriensegments unter Anzeige von farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeits- und Wandbewegungsgraphiken als Funktion des Herzzyklus ist bereits aus der PCT-Patentanmeldung WO 99/25250 bekannt. Dieses Verfahren umfasst Schritte zur Bildung einer ersten Sequenz von farbcodierten Bildern der Blutströmungsgeschwindigkeit mit einer ersten Rate, Schritte zur Bildung einer zweiten Sequenz von Bildern mit Wandbewegungsgrafiken mit einer zweiten Rate und schließlich Schritte zur Überlagerung der ersten und der zweiten Sequenz durch Synchronisierung von Markern für die Starts der Herzzyklen, die zuvor für die erste und die zweite Sequenz separat mittels eines externen EKG-Geräts gemessen wurden. Zu diesem Zweck werden die EKG-Messmittel zusätzlich zu den Ultraschallmessmitteln am Patienten angelegt. Weiterhin werden die Start- und Endpunkte der ersten und der zweiten Sequenz mit Hilfe von Berechnungsschritten zur Deckung gebracht. Anschließend wird die Kompositbildsequenz dargestellt.

[0004] Wie zuvor erläutert ist es wichtig, dass Hinweise auf die tatsächlichen Bewegungen der Wände zusammen mit der Blutströmungsgeschwindigkeit verfügbar sind, um Stenosen oder andere Erkrankungen zu diagnostizieren. Ein technisches Problem besteht in der Schwierigkeit, einen ersten, zur Lieferung der radialen Arterienwandgeschwindigkeit geeigneten Datensatz zusammen mit einem zweiten, entweder zur Lieferung einer Doppler-Bildgebung oder CVI geeigneten Datensatz zu verarbeiten, weil der genannte erste und der genannte zweite Datensatz aufgrund der jeweiligen Arterienwand- und Blutströmungsgeschwindigkeiten, die ein Verhältnis von 1 zu etwa 50 haben, inkompatibel sind. Aus diesem Grund wurde bei dem als Stand der Technik zitierten Dokument ein System verwendet, das auf ergänzenden EKG-Messungen basiert, um den ersten und den zweiten Datensatz zu synchronisieren.

[0005] In der US-amerikanischen Patentschrift US-A-5.938.606 wird die Bestimmung von Zeitmarkern beschrieben, die für eine Sequenz von Bildern mit Wandbewegungsgrafiken in Beziehung zu den Herzzyklen stehen. In der Patentschrift US-A-5.938.606 werden diese Marker als Punkte auf einer Kurve bestimmt, die der arteriellen Wandbewegung entspricht. Nicht beschrieben wird in der Patentschrift US-A-5.938.606 eine Reihe von Zeitmarkern für eine Sequenz aus farbcodierten Bildern der Blutströmungsgeschwindigkeit.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0006] Aufgabe der Erfindung ist die Schaffung eines Bildverarbeitungsverfahrens zur Synchronisierung von zwei Bildsequenzen, die aus diesen beiden Datensätzen gebildet werden.

[0007] Das Problem wird mittels eines Verfahrens nach Anspruch 1 gelöst.

[0008] Dieses Verfahren bietet den Vorteil, dass die Synchronisierung einzig mittels Bildverarbeitung erfolgt. Dieses Verfahren erspart dem Patienten, sich zusätzlichen EKG-Messmitteln auszusetzen, und es erspart dem Bedienpersonal, zusätzliche EKG-Messungen durchzuführen. Weiterhin vermeidet dieses Verfahren Ungeäuigkeiten, die auftreten können, wenn Ultraschallmessungen und EKG-Messungen zur Deckung gebracht

werden. Außerdem bietet das Verfahren den Vorteil, dass es das Verhalten der Arterienwand zusammen mit farbcodierten Angaben der Blutströmungsgeschwindigkeit deutlich sichtbar macht. Somit kann der Arzt Stenosen und arterielle Anomalien leicht diagnostizieren.

[0009] Ein Ultraschall-Diagnosesystem mit Mitteln zur Durchführung des Verfahrens wird in Anspruch 10 beschrieben und bildet ein Werkzeug für die nichtinvasive Diagnose von Arterienwandanomalien.

KURZE BESCHREIBUNG DER FIGUREN

[0010] Spezielle Ausführungsformen der Erfindung werden nun anhand von Beispielen unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben; dabei zeigen:

[0011] [Fig. 1](#) ein vereinfachtes Blockschaltbild eines Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystems;

[0012] [Fig. 2](#) ein Blockschaltbild eines standardmäßigen Ultraschallsystems;

[0013] [Fig. 3](#) ein detailliertes Blockschaltbild des Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystems;

[0014] [Fig. 4](#) ein farbcodiertes Blutströmungsgeschwindigkeitsbild einer Arterie mit überlagerten graphischen Linien, die die Wandbewegungen schematisch darstellen;

[0015] [Fig. 5](#) die Kurve einer Funktion $F(n)$, die die Anzahl farbiger Punkte in einem farbcodierten Geschwindigkeitsbild als Funktion des Zeitpunktes n des genannten Bildes in einer Sequenz darstellt;

[0016] [Fig. 6](#) die Kurve $F(n)$ zusammen mit der Ableitung $\delta[F(n)]$ der genannten Kurve;

[0017] [Fig. 7](#) eine Kurve mittlerer Parietalbewegungen $D(k)$ einer Arterie als Funktion von Zeitpunkten k .

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0018] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) wird ein gemäß den Prinzipien der vorliegenden Erfindung konstruiertes Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem in Form eines vereinfachten Blockschaltbildes dargestellt. Das Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem umfasst Subsysteme **1**, **100**, **200**, **300** zur Erstellung und Anzeige einer Sequenz von echografischen Bildern einer Arterie, wobei die genannte Sequenz farbcodierte Blutströmungsgeschwindigkeitsbilder umfasst, in denen überlagerte grafische Linien die Bewegungen der Arterienwand darstellen. Die erstellten Bilder der Sequenz sind 2D-Bilder. Ein durch das im Weiteren beschriebene Verfahren und System gelöstes Problem ist, dass jedes Sequenzbild erstellt wird, indem die zum Zeichnen jeder Linie im genannten 2D-Bild geeigneten Informationen ermittelt werden. Im Beispiel der nachfolgend beschriebenen bevorzugten Ausführungsform wird das Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem als Hilfsmittel bei der Untersuchung einer in einem Medium befindlichen Arterie eingesetzt.

[0019] Das Ultraschall-Subsystem **1** umfasst ein standardmäßiges Ultraschallsystem **20**, das mit einer Sonde oder einem Abtastkopf **10** und mit Anzeigemitteln **40** gekoppelt ist. Der Betrieb des standardmäßigen Ultraschallsystems **20** beinhaltet es, die Sonde **10** in Kontakt mit einem beobachteten Medium **6** zu bringen, um mittels periodischer Anregungen Ultraschallsignale in einer gegebenen Richtung OZ auf das genannte Medium zu übertragen und in derselben Richtung OZ Echosignale zu empfangen, die durch die im Medium vorgefundenen Hindernisse zurückgeworfen werden. Die Sonde **10** kann aus linear angeordneten Ultraschallwandlern bestehen, die eine Ausrichtung OY rechtwinklig zur OZ-Achse haben. Eine jeweilige Sende/Empfangslineie entspricht einem akustischen Strahlenbündel, das an einer entsprechenden Position erzeugt wird.

[0020] Bezug nehmend auf [Fig. 2](#) beinhaltet das mit der Sonde **10** verbundene standardmäßige Ultraschallsystem **20** eine Sender/Empfänger-Stufe **22** zur Erzeugung von Anregungssignalen, die an die genannte Sonde angelegt werden. Die Sondenwandler konvertieren diese Signale in eine Reihe periodischer Ultraschallsignale, die mit einer zuvor festgelegten, wiederkehrenden Frequenz zugeführt werden. Die zurückgeworfenen akustischen Signale werden von der Sender/Empfänger-Stufe **22** empfangen und kombiniert, um ein Strahlenbündel zu bilden. Des Weiteren werden von der Sender/Empfänger-Stufe **22** Steuersignale geliefert, um die Sonde **10**, die Impulssignale und die Geschwindigkeitsschätzstufen **110**, **210** zu steuern, die in den Subsystemen **100** und **200** enthalten sind.

[0021] Im Sendemodus der Sender/Empfänger-Stufe **22** wird das Medium entlang den Richtungen OZ der

Anregungslinien abgetastet. Im Empfangsmodus wird das Bild jeder Anregungslinie gebildet, wobei die Ausbreitungszeit im Medium und die Amplitude der Echos berücksichtigt werden, die von den vorgefundenen Hindernissen entlang der betrachteten Anregungslinie zurückgeworfen werden. Im Sendemodus der Sender/Empfänger-Stufe **22** liefert somit jede Anregungslinie der Sonde **10** akustische Hochfrequenzsignale **21**, die es ermöglichen, mittels einer Bilderzeugungsstufe **32** eine Sequenz von Intensitätsbildern **31** zu schaffen. Die Intensitätsbildsequenz wird als Ultraschall-Graustufenbildsequenz **31** bezeichnet, die in Form eines 2D-Bildes angezeigt wird, bei dem jede Spalte, Linie genannt, die Informationen von einer Anregungslinie enthält. Somit enthält das 2D-Bild eine vorgegebene Anzahl von Linien, die ein Arteriensegment von ca. 28 mm darstellen.

[0022] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) wird das gemäß den Prinzipien der vorliegenden Erfindung konstruierte Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem in Form eines detaillierten Blockschaltbildes dargestellt. Das Ultraschalldiagnose-Bildgebungssystem **1** verfügt über:

ein erstes Subsystem oder erstes Mittel **100**, um eine erste Sequenz **131** von farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern einer Arterie zu liefern,
 ein zweites Subsystem oder zweites Mittel **200**, um eine zweite Sequenz **231** von grafischen Linien zu liefern, die Bewegungen der Arterienwand darstellen
 und ein drittes Subsystem oder drittes Mittel **300**, um die Bilder der ersten und der zweiten Sequenz zu synchronisieren und eine weitere dritte zusammengesetzte Sequenz von Bildern **361** zu liefern, die aus farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern mit überlagerten grafischen Linien zur Darstellung der Wandbewegungen bestehen.

[0023] Die ersten, zweiten und dritten Mittel, bzw. **100**, **200** und **300**, können programmierte Computermittel sein, die in der Lage sind, die Schritte eines nachfolgend beschriebenen Verfahrens mit denselben Ergebnissen wie das erste, zweite bzw. dritte Subsystem auszuführen. Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) haben die Subsysteme **100** und **200** Computermittel derselben Art, die jedoch auf unterschiedliche Signale angewendet werden. Ferner ist zu beachten, dass das erste Subsystem einen ersten Datensatz mit einer ersten Rate erfasst, so dass dieser erste Datensatz geeignet ist, um zur Lieferung einer Bildsequenz der Blutströmungsgeschwindigkeit (V_1) verarbeitet zu werden. Die erste Rate hat eine Größenordnung von beispielsweise 30 Bildern pro Sekunde. Ferner erfasst das erste Subsystem einen zweiten Datensatz mit einer zweiten Rate, so dass dieser zweite Datensatz geeignet ist, um zur Lieferung einer Bildsequenz der Wandbewegungsgeschwindigkeit (V_2) verarbeitet zu werden. Die zweite Rate hat eine Größenordnung von **200** Bildern pro Sekunde.

[0024] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) ist das erste Ultraschall-Subsystem **100** mit dem standardmäßigen Ultraschallsystem **1** gekoppelt, damit dieses in einem Modus zur farbcodierten Geschwindigkeitsbildgebung betrieben werden kann, der die Bestimmung der Blutströmungsgeschwindigkeiten in verschiedenen Teilen des Arteriensegments ermöglicht. Zu diesem Zweck umfasst das erste Ultraschall-Subsystem **100**:

eine Blutströmungsschätzstufe **110**,
 eine Blutströmungsgeschwindigkeits-Bildgebungsstufe **120**
 und einen Cine-Loop-Speicher **1** zur Speicherung einer Bildsequenz **131**.

[0025] Weiterhin Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) wird zur Schätzung der Blutströmungsgeschwindigkeit, deren Geschwindigkeit längs gerichtet ist, d.h. parallel zur X'X-Achse, das Medium durch die Ultraschallsonde auf eine solche Weise abgetastet, dass die Arterie unter Bildung eines Winkels mit der genannten longitudinalen X'X-Achse abgetastet wird. Dies ermöglicht es, die arterielle Blutströmungsgeschwindigkeit basierend auf der Auswertung der durch Projektion auf die OZ-Achse erhaltenen longitudinalen Geschwindigkeitswertkomponente unter Berücksichtigung des genannten Winkels zu schätzen. Das Verhalten der Arterie muss über einen vollständigen Herzzyklus hinweg beobachtet werden. Deshalb muss eine Sequenz mit einer Gesamtanzahl N von Bildern gebildet werden, die ein Zeitintervall abdecken, das mindestens gleich dem Herzzyklus ist, wobei die Bilder zu jedem Zeitpunkt n erzeugt werden und N eine Zahl größer 1 ist. Es müssen also Zeitmarker identifiziert werden, die der Blutströmungsgeschwindigkeitsbildsequenz und dem Herzzyklus gemeinsam sind und die im Folgenden als Starts aufeinander folgender Herzzyklen n_1 , n_2 , n_3 ... bezeichnet werden. Auf diese Weise kann der Blutfluss in der Arterie in Bezug auf die verschiedenen Phasen des Herzzyklus beobachtet werden.

[0026] Die Blutströmungsschätzstufe **110** führt die Verarbeitung der von der Sender/Empfänger-Stufe **22** ausgegebenen HF-Signale **21** durch. Die genannten HF-Signale **21**, bezeichnet mit $S_1(X,Z,n)$, werden von der Sender/Empfänger-Stufe **22** mit der ersten Rate entsprechend der Bildung der genannten N Bilder **31** einer Blutströmungsgeschwindigkeitsbildsequenz als eine Funktion des Zeitpunktes n erzeugt. Die entsprechende, von der Graustufenbildgebungsstufe **32** mit der genannten ersten Rate ausgegebene Graustufenbildsequenz **31** basiert auf Intensitätssignalen, bezeichnet mit $I_1(X,Z,n)$. Diese Blutströmungsschätzstufe **110** führt eine

Blutströmungsgeschwindigkeitsschätzung durch, indem Blutströmungsparameter auf eine beliebige dem Fachkundigen bekannte Weise geschätzt werden. Diese Parameter können beispielsweise durch eine CVI- oder eine Doppler-Ausführungsform geliefert werden.

[0027] Ein erstes, CVI(Color-coded Velocity Imaging) genanntes Bildgebungsverfahren misst die Blutströmungsgeschwindigkeit direkt mittels Zeitbereichsverarbeitung. Beim CVI werden einzelne Anhäufungen (Cluster) von Blutzellen mittels Ultraschall verfolgt, um die zurückgelegte Strecke und die Zeit zu messen. CVI basiert auf dem Prinzip der Signaturerkennung. In einem Zeitbereichskorrelationsprozess wird ein erstes Echo in einem digitalen Speicher gespeichert. Die Form des Signals zeichnet die relative Position der Blutzellen nach, was als Ultraschallsignatur des Clusters bezeichnet wird. Einige Mikrosekunden später wird ein zweites Echo gespeichert. Ein Computersystem analysiert die beiden Signalsignaturen, indem diese beiden Signaturen zeitlich verschoben werden, bis sie perfekt übereinstimmen. Diese Zeitverschiebung wird in direkte Beziehung zu der von den Blutzellen zurückgelegten Strecke gesetzt, wobei die Geschwindigkeit von Schall in Gewebe verwendet wird. Die Blutzellengeschwindigkeit erhält man, indem man diese gemessene Strecke durch die Zeit zwischen den beiden zugehörigen Ultraschallimpulsen teilt. Es ist zu beachten, dass mit CVI Spitzengeschwindigkeiten gemessen werden. Es wird eine Korrektur des Kosinuswinkels zwischen der Gefäßachse und dem Ultraschallstrahlenbündel vorgenommen, und die Geschwindigkeitsberechnungen werden als Schattierungen von Rot und Blau codiert.

[0028] In der ersten, auf dem CVI-Verfahren basierenden Ausführungsform führt die Blutströmungsschätzstufe **110** zunächst ein Festecho-Unterdrückungsverfahren zur Unterdrückung von als feststehend betrachteten Echos durch, insbesondere derjenigen, die durch Reflexion der Ultraschallwellen von den Arterienwänden verursacht werden, in denen der untersuchte Blutfluss auftritt. Diese genannten Festechos müssen beseitigt werden, weil ihre Amplitude erheblich höher ist, ca. 40 dB im Fall von Arterienwänden, als die des zur Bestimmung der Blutströmungsgeschwindigkeit nutzbaren Signals, das heißt derjenigen Signale, die durch sich bewegende Cluster von Blutzellen zurückgeworfen werden. Des Weiteren werden von der genannten Blutströmungsschätzstufe **110** die genannten Blutströmungsparameter geschätzt. Auf der Basis von Signaldifferenzen zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungslinien, die nacheinander durch das Festecho-Unterdrückungsverfahren geliefert werden, liefert die Blutströmungsgeschwindigkeitsschätzstufe **110** Korrelationsfunktionswerte, und auf der Basis dieser Werte liefert die genannte Blutströmungsgeschwindigkeitsschätzstufe **110** Parameter, die die unterschiedlichen Flussgeschwindigkeiten kennzeichnen, welche entlang der Ausbreitungsachse der Ultraschallwelle vorgefunden werden. Diese Parameter sind die axialen Komponenten der durchschnittlichen lokalen Blutströmungsgeschwindigkeit $V_1(Z,X,n)$ an einer Stelle gegebener Tiefe entlang der OZ-Ausbreitungsachse. In der Blutströmungsschätzstufe **110** wird die Berechnung der Korrelationsfunktion durch eine Ablaufsteuerung der Sender/Empfänger-Stufe **22** gesteuert und vorzugsweise von 1-Bit-Korrelatoren ausgeführt, die den Vorteil bieten, dass der erhaltene Hauptkorrelationspeak eine Dreieckform hat, die sich für eine lineare Interpolation eignet. Die Korrelationsfunktionen oder die Bildung des Durchschnittswertes hiervon werden einem Interpolator zugeführt, der aus einem Mikroprozessor oder einer Tabelle gebildet sein kann, die die Rekonstruktion des Hauptkorrelationspeaks ermöglicht. Die Abszisse des genannten Hauptkorrelationspeaks ermöglicht die Bestimmung der lokalen Geschwindigkeit $V_1(Z,X,n)$ in einer gegebenen Tiefe im Medium, die gespeichert wird.

[0029] In der ersten CVI-Ausführungsform verarbeitet die Bilderzeugungsstufe **120** die Geschwindigkeitswerte $V_1(Z,X,n)$ der Blutströmung zusammen mit den Bildern der Sequenz aus Graustufenbildern **31** oder Intensitätsbildern $I_1(Z,X,n)$, die mit der genannten ersten Rate von der Bilderzeugungsstufe **32** des standardmäßigen Ultraschallsystems **20** gebildet werden. Die Geschwindigkeiten werden in unterschiedlichen Farben und in verschiedenen Schattierungen der genannten Farben farbig codiert, um Geschwindigkeitsbereiche und Geschwindigkeitsniveaus in dem Bereich anzudeuten, und Abbildungen der farbcodierten Geschwindigkeiten werden den jeweiligen Graustufenbildern überlagert, um eine farbcodierte Bildsequenz der Blutströmungsgeschwindigkeit zu schaffen.

[0030] Ein zweites, als Doppler bezeichnetes Bildgebungsverfahren wird bereits in zahlreichen Ultraschallsystemen zur indirekten Berechnung der Blutströmungsgeschwindigkeit eingesetzt, indem die Veränderungen der Frequenzverschiebung und der Phasenverschiebung gegenüber dem ursprünglich gesendeten Frequenzimpuls eines Doppler-Wandlers gemessen werden. Diese Verschiebungen werden durch die Bewegung von Blutzellen-Clustern verursacht. Die Bestimmung der Doppler-Geschwindigkeit basiert auf Durchschnittsgeschwindigkeiten. Es wird eine Korrektur des Kosinus-Winkels zwischen der Gefäßachse und dem Ultraschallstrahlenbündel vorgenommen, und die Geschwindigkeitsberechnungen werden farbig codiert.

[0031] In der zweiten auf dem Doppler-Verfahren basierenden Ausführungsform verarbeitet die Blutströ-

mungsschätzstufe **110** von der Stufe **20** des Ultraschallsystems **1** ausgegebene Doppler-Echosignale, um Doppler-Verschiebungsmerkmale wie eine der Geschwindigkeit entsprechende Frequenz und der Intensität entsprechende Doppler-Leistung zu erhalten. Ein Doppler-Prozessor verarbeitet eine Gruppe von zwei oder mehr empfangenen Echosequenzen von derselben räumlichen Stelle der Arterie und bestimmt die Doppler-Phasen- oder Frequenzverschiebung. Der Doppler-Prozessor kann die Doppler-Verschiebung mittels einer schnellen Fourier-Transformation (FFT) oder mittels Autokorrelation schätzen. Vorzugsweise verwendet die Doppler-Schätzfunktion eine zweidimensionale Autokorrelation, die eine automatische Korrelation sowohl in der Zeit als auch im Raum durchführt und präzise, hochauflösende Doppler-Verschiebungsschätzungen erzeugt. Die Doppler-Schätzfunktion verwendet dabei einen Wandfilter, der niederfrequente Gewebesignalkomponenten aus den Echosignalen entfernt und nur Blutströmungsinformationen anzeigt. Der Wandfilter hat einen Durchlassbereich mit einer Grenzfrequenz oder Geschwindigkeit, beispielsweise im Bereich von 50 Hz bis 500 Hz, oberhalb der die Dopplerfrequenzen im Allgemeinen den Blutströmungsgeschwindigkeiten entsprechen. Bei der farbigen Flussbildgebung wird der Wandfilter verwendet, um Signale unterhalb dieses Blutströmungs-Durchlassbereichs zu beseitigen. Die vom Gewebe zurückgeworfenen Echos würden im Allgemeinen im Niederfrequenz-Durchlassbereich unterhalb der Grenzfrequenz von 50–500 Hz zu finden sein.

[0032] In der Doppler-Ausführungsform verarbeitet die Blutströmungsgeschwindigkeits-Bildgebungsstufe **120** die segmentierten Blutströmungssignale, wozu bei Bedarf eine Abtastungskonvertierung auf das gewünschte Format gehören kann. Die genannten Signale werden entsprechend einer Auswahl von Farbwerten farbig abgebildet. Anschließend kann die Farbabbildung der Dopplersignale mit Hilfe eines Videoprozessors der von der Stufe **32** des Ultraschall-Subsystems **1** gelieferten Graustufenabbildung überlagert werden.

[0033] Bei der CVI-Ausführungsform wie bei der Doppler-Ausführungsform werden die Farben, die die Geschwindigkeiten angeben, den Graustufenbildern der Intensität **31** überlagert, so dass sich eine farbcodierte Blutströmungsgeschwindigkeitssequenz von Bildern **131** ergibt. Diese farbcodierte Blutströmungsgeschwindigkeitssequenz **131** wird dann in einem als Cine-Loop-1 bezeichneten Speicher **130** gespeichert.

[0034] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) und [Fig. 5](#) ist ein zweites Ultraschallsystem **200** mit dem standardmäßigen Ultraschallsystem **1** gekoppelt, um den Betrieb in einem Grafikmodus zu ermöglichen, mit dem sich die Arterienwandgeschwindigkeit senkrecht zur Richtung der Blutströmung während des Herzzyklus zu Zeitpunkten bestimmen lässt, zu denen sich die pulsierende Welle innerhalb der als Hohlleiter betrachteten Arterie fortpflanzt, und mit dem sich Grafiken erstellen lassen, die die Bewegungen der genannten Arterienwände reproduzieren, um deren Verhalten ausführlich zu beobachten. Das zweite Echographie-Subsystem **200** wird insbesondere zwecks Übereinstimmung mit dem Bereich parietaler Bewegungen realisiert. Das Arteriensegment des untersuchten Mediums **6** wird möglichst schnell zweidimensional abgetastet und der zeitliche Korrelationsvorgang **230** wird Bild für Bild in der Sequenz aus N Bildern durchgeführt. Die maximale Parietalgeschwindigkeit liegt in der Größenordnung von 10 mm/s. Folglich muss eine Bildperiode in der Größenordnung von $\approx 7,5$ ms liegen. Die Anzahl der Anregungslinien pro Bild kann beispielsweise $x = 68$ oder $x = 112$ sein, bei einem Abtastschritt (Abstand zwischen Anregungslinien) von 0,5 mm oder 0,25 mm, was die Visualisierung eines Arteriensegments von 28 mm ermöglicht. Die Verzögerung zwischen den zu jeder Anregungslinie des Bildes gehörenden Signalen lässt sich justieren, indem man die Anzahl der Anregungslinien sowie den Abstand zwischen den Anregungslinien vergrößert oder verkleinert. Am Eingang der Wandgeschwindigkeitsschätzstufe **210** kann vorzugsweise ein Speicher verfügbar sein, um die erforderliche Verzögerung zwischen zwei korrelierten Signalen zu liefern.

[0035] Dieses zweite Ultraschall-Subsystem **200** hat Verarbeitungsstufen, die Schritte zur Bildung einer ein Arteriensegment darstellenden Bildsequenz und zur Berechnung der Muster der Grafiklinien DP1, DP2 ausführen, die die Bewegungen der inneren Parietalgrenzen **3a**, **3b** des genannten Arteriensegments reproduzieren, das von der Sonde **10** abgetastet wurde, und zwar an jedem abgetasteten Punkt der Parietalgrenzen sowie zu gegebenen Zeitpunkten n eines Herzzyklus, in Übereinstimmung mit einer zuvor festgelegten räumlichen Verstärkungsskala. Diese Grafiklinien sollen es ermöglichen, basierend auf Form und Amplitude der Parietalbewegungen in Bezug auf den Normalzustand Parietalläsionen **9** zu diagnostizieren.

[0036] Daher umfasst dieses zweite Subsystem **200**:
eine Wandbewegungsschätzstufe **210**,
eine Wandbewegungsbildgebungsstufe **220**
und einen als Cine-Loop **2** bezeichneten Speicher, der eine Bildsequenz **231** speichert.

[0037] Weiterhin Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) wird nun zur Schätzung der radialen Geschwindigkeit der Arterienwände das Medium durch die Echographie-Sonde **10** auf eine solche Weise abgetastet, dass die Arterie lon-

gitudinal entlang ihrer Längsachse X'X abgetastet wird und dass die Anregungslinien als orthogonal zur Achse X'X betrachtet werden, um Intensitätsbilder der Arterie im Längsschnitt zu erzeugen, die eine Visualisierung der Vorderwand **2a** und der Rückwand **2b** ermöglichen. Die durch die Anregungslinien der Richtung OZ gelieferten Bilder sind die Spalten jedes 2D-Bildes, das mit diesem Verfahren erzeugt wird. Die Wandbewegungsschätzstufe **210** führt die Verarbeitung der mit $S_2(x,z,k)$ bezeichneten HF-Signale **21** durch, die von der Sender/Empfänger-Stufe **22** mit der zweiten, zur Bestimmung der Wandbewegungsgeschwindigkeit passenden Rate ausgegebenen wurden. k ist hier der Zeitpunkt oder die Nummer des Signals aus einer Reihe von Signalen, die mit dieser zweiten Rate erfasst werden. Aus dieser Reihe von Signalen liefert das Ultraschall-Subsystem **1** ferner eine Sequenz aus Intensitätsbildern oder Graustufenbildern, bezeichnet mit $I_2(x,z,k)$, die in Stufe **32** erzeugt wird. Unter dem Einfluss der pulsierenden Welle erfahren die Arterienwände **2a**, **2b** eine periodische Radialbewegung, deren Amplitude und Geschwindigkeit bestimmt werden muss. Je nach Zustand der Arterienwand erzeugen die von der pulsierenden Welle induzierten Druckschwankungen entweder eine gleichmäßige arterielle Dilatation oder eine verzerrte Parietalbewegung. Das Verhalten der Arterie muss über einen kompletten Herzzyklus hinweg beobachtet werden. Daher muss aus der Gesamtanzahl N von Bildern eine Sequenz gebildet werden, die ein Zeitintervall abdeckt, das mindestens gleich einem Herzzyklus ist, wobei N eine Zahl größer 1 ist. Es müssen Zeitmarker identifiziert werden, die der Bildsequenz und dem Herzzyklus gemeinsam sind. Diese Zeitmarker werden als Startpunkte n_1 , n_2 des Herzzyklus bezeichnet. Auf diese Weise lässt sich das Verhalten der Arterienwände in Bezug auf die verschiedenen Phasen des Herzzyklus beobachten.

[0038] Im Subsystem **200** werden Geschwindigkeit und Amplitude der Wandbewegungen zunächst in einer Wandgeschwindigkeitsschätzstufe **210** bestimmt, die eine Zeitkorrelationsoperation durchführt. Während dieser Zeitkorrelationsoperation werden aufeinander folgende Ultraschallechos, die durch die Bewegung der Gewebestrukturen verursacht und in der Sender/Empfänger-Stufe **22** des standardmäßigen Ultraschallsystems **20** erzeugt werden, anhand ihrer Korrelationsfunktionen miteinander verglichen. Dabei wird die Bewegung der Gewebestrukturen von einer Ultraschallemission zur nächsten geschätzt, wobei die Bewegung des Korrelationspeaks berücksichtigt wird, die der Verzögerung entspricht, welche beim Empfang durch diese Bewegung bewirkt wird. Die Korrelationsoperation der Stufe **210** liefert Geschwindigkeitsmessungen in Form einer zweiten Sequenz zweidimensionaler Geschwindigkeitsbilder, bezeichnet mit $V_2(X,Z,k)$. In der Wandgeschwindigkeitsschätzstufe **210** werden dann in einem als Nachbearbeitung bezeichneten Vorgang die Parietalbewegungen lokalisiert, um die Lage der Arterienwände in jeweils zugehörigen Echoamplitudenbildern $A_2(X,Z,k)$ zu bestimmen, die durch Messung der Echoamplituden gebildet werden, und um die Lage der Arterienwände in den Arterienwandgeschwindigkeitsbildern zu übermitteln. Während der genannten Nachbearbeitung wird in der Stufe **210** ferner ein anpassbarer Schwellenwert berechnet und auf jedes Amplitudenbild **111** $A_2(X,Z,k)$ angewendet, um digitale Amplitudenbilder zu erzeugen, in denen die Übergänge, die den inneren Parietalgrenzen entsprechen, mittels Filterung weiter geglättet werden. Zur Nachbearbeitung durch die Stufe **210** gehört im Folgenden ein Verfahren zur Erkennung innerer Parietalgrenzen **3a**, **3b**. Das Bild wird daher entlang der Anregungslinien in der Richtung OZ abgetastet, um die auf diesen Grenzen liegenden Punkte zu detektieren. Die Nachbearbeitung umfasst ferner das Auswerten der Parietalbewegungswerte D_1 und D_2 der oberen bzw. der unteren Wand **2a**, **2b**. Für jede Linie mit einer Koordinate X auf der X'X-Achse jedes Bildes n der Bildsequenz werden die Bewegungen D_1 und D_2 berechnet, indem momentane Durchschnittsgeschwindigkeiten der genannten Wände bestimmt werden. Die resultierenden Wandbewegungen werden verarbeitet, um die Zeitmarker k_1 , k_2 ... des Herzzyklus zu bestimmen, an denen die genannten Bewegungen Null sind. Auf diese Weise lassen sich Referenzpositionen REF1, REF2, die mit den Herzzyklusstarts übereinstimmen, die von den aus den Amplitudenbildern entnommenen Parietalgrenzen abgeleitet sind.

[0039] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) und [Fig. 5](#) vollzieht die Stufe **220** der Wandbewegungsbildgebung in jedem Bild k der Sequenz aus K Intensitätsbildern $I_2(Z,X,k)$, die von der Bilderzeugungsstufe **32** des Subsystems **1** mit der genannten zweiten Rate geliefert werden, die Überdeckung oder grafische Überlagerung von: Referenzlinien REF1, REF2, die den Starts der Herzzyklen entsprechen; grafischen Linien DP1, DP2, die die Bewegungen D_1 und D_2 der Punkte der Parietalgrenzen zu jedem Zeitpunkt k darstellen, um die Bewegungen der vorderen bzw. hinteren Arterienwand zu simulieren.

[0040] Die von der Wandbewegungsbildgebungsstufe **220** gelieferten, überdeckten Bilder **231** werden anschließend in dem als Cine-Loop **2** bezeichneten Speicher **230** gespeichert.

[0041] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) sind das erste Subsystem **100** und das zweite Subsystem **200** weiterhin mit einem dritten Subsystem **300** verbunden, das über Mittel verfügt, um die als Zeitmarker bezeichneten Startzeitpunkte der Herzzyklen zu liefern, die präzise identifiziert sind. Das genannte dritte Subsystem hat erste Mittel, um erste Zeitmarker n_1 , n_2 , n_3 ... in der ersten Sequenz aus N farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern zu liefern, sowie zweite Mittel, um zweite Zeitmarker k_1 , k_2 , k_3 ... in der zweiten Sequenz aus K

Arterienwandbewegungsbildern zu liefern. Zu diesem Zweck umfasst das genannte dritte Subsystem **300**:
 eine erste Stufe **310** zur Erkennung der ersten Zeitmarker in der ersten Sequenz aus N farbcodierten Bildern der Blutströmungsgeschwindigkeit;
 eine zweite Stufe **320** zur Erkennung der zweiten Zeitmarker in der zweiten Sequenz aus K mit grafischen Linien überdeckten Bildern, die die Arterienwandbewegung darstellen;
 eine dritte Stufe **330** zur Synchronisierung der ersten und zweiten Zeitmarker;
 eine vierte Stufe **340** zur Erzeugung einer Kompositbildsequenz, die aus einer Sequenz farbcodierter Blutströmungsgeschwindigkeitsbilder mit überdeckten, die Arterienwandbewegung darstellenden Grafiken gebildet wird;
 und einen als Cine-Loop **3** bezeichneten Speicher, um die genannte Kompositbildsequenz **361** zu speichern.

[0042] Somit umfasst die erste Stufe **310** die Bestimmung der zur Sequenz aus N Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern gehörenden Zeitmarker. Da für diese Sequenz mindestens ein erster Zeitmarker n_1 und ein zweiter Zeitmarker n_2 bestimmt werden soll, wird eine Anzahl von Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern erzeugt, die größer als N ist. Zur Bestimmung der ersten Zeitmarker umfasst die erste Stufe **310** einen Vorgang, bei dem eine in [Fig. 5](#) dargestellte Kurve erzeugt wird, bei der jeder Punkt durch die Anzahl P_n von farbigen Punkten gebildet wird, die in jedem farbcodierten 2D-Bild der erzeugten Blutströmungsgeschwindigkeitsbilder zu jedem zugehörigen Zeitpunkt n ausgewertet werden, so dass: $P_n = F(n)$. Zu beachten ist, dass die im Cine-Loop **1** gespeicherte Sequenz farbcodierter Blutströmungsgeschwindigkeitsbilder **131** aus einer ersten, zu jedem Zeitpunkt n erzeugten Ebene von Graustufenbildern **31** besteht, der eine zweite Ebene der farbigen Abbildung der Blutströmungsgeschwindigkeitswerte überlagert ist. Somit führt die erste Stufe **310** der Herzzyklusdetektion zu jedem Zeitpunkt n die Zählung der Anzahl P_n der farbigen Punkte durch, die sich in jeder Abbildung befinden. Diese Anzahl P_n stellt das Blutvolumen im Arteriensegment des farbcodierten Bildes zum genannten Zeitpunkt n dar. Um die Zählung durchzuführen, erhält jeder farbige Punkt, der zur Farbabbildung in der oberen Ebene gehört, einen Wert gleich 1, während jeder andere Punkt, der eindeutig zur unteren Graustufenebene gehört, den Wert 0 erhält. Anschließend wird das 2D-Bild verarbeitet, indem die Bildpunkte abgetastet und die an diesen Bildpunkten gefundenen Werte addiert werden, um pro 2D-Bild einen Punkt der Kurve $F(n)$ zu konstruieren. Wenn die Sequenz aus 2D-Bildern beispielsweise mit einer Rate von 15 Bildern pro Sekunde gebildet wird, kann die Kurve $F(n)$ mit ca. 15 Punkten pro Herzzyklus konstruiert werden, wobei der genannte Herzzyklus ca. 1 Sekunde beträgt.

[0043] Gemäß vorliegender Erfindung wurde beobachtet, dass die Kurve $F(n)$ Minimumpunkte mit regelmäßigem Abstand als Funktion der Zeitpunkte n aufweist, wobei die Minimumpunkte den Startpunkten des Herzzyklus entsprechen. Damit werden gemäß vorliegender Erfindung diese Minimumpunkte der Kurve $F(n)$ bestimmt, um die entsprechenden Zeitmarker n_1, n_2, n_3, \dots der Blutströmungsgeschwindigkeitsbildsequenz **131** zu liefern.

[0044] Bezug nehmend auf [Fig. 6](#) wird eine vereinfachte Darstellung der Kurve $F(n)$ zusammen mit einer Darstellung der Kurve der ersten Ableitung $\delta(n)$ der Funktion $F(n)$ gezeigt, die gegeben ist durch: $\delta(n) = F(n) - F(n-1)$. Durch Auswertung der Ableitung $\delta(n)$ lassen sich die Minimumpunkte n_1, n_2, n_3, \dots der Kurve $F(n)$ bestimmen. Die Kurve der Ableitung $\delta(n)$ kreuzt den Wert Null jedes Mal, wenn die Funktion $F(n)$ ein Minimum erreicht, und jedes Mal, wenn die genannte Funktion $\delta(n)$ ein Maximum erreicht. Zur Bestimmung der Zeitmarker sind nur die Positionen der Minimumwerte als Funktion von n interessant. Daher wird ein positiver Schwellenwert TH auf der Kurve der Ableitung $\delta(n)$ bestimmt, und ausgehend von dem genannten Schwellenwert werden die interessierenden Nullpunkte der Ableitung $\delta(n)$ bestimmt und als Zeitmarker beibehalten, wenn sie einen zunehmend positiven Teil der Kurve $\delta(n)$ beginnen, der die Schwellenwertlinie TH kreuzt.

[0045] Die zweite Stufe **320** umfasst nun die Bestimmung der Zeitmarker, die zur Sequenz der K Wandbewegungsbilder gehören. Da für diese Sequenz mindestens ein erster Zeitmarker k_1 und ein zweiter Zeitmarker k_2 bestimmt werden sollen, wird eine Anzahl von Blutströmungsbildern größer K konstruiert. Zur Bestimmung der zweiten Zeitmarker umfasst die zweite Stufe **320** einen Vorgang zur Konstruktion einer Kurve, dargestellt in [Fig. 7](#), bei der jeder Punkt durch die mittlere Dilatation $D(k)$ in jedem 2D-Wandbewegungsbild – zu jedem entsprechenden Zeitpunkt k – der vom Speicher Cine-Loop **2** ausgegebenen konstruierten Wandbewegungsbildsequenz **231** gebildet wird. Die Zeitmarker werden durch Analyse der Zeitveränderungen der genannten mittleren Dilatation entlang der Arterienlängsachse X'X bestimmt. Diese mittlere Dilatation $D(k)$ wird als Differenz zwischen den Bewegungen der beiden Wände **2a, 2b** berechnet, integriert von der Koordinate $X = 0$ zur Koordinate $X = X_{\max}$ in der Längsrichtung des Arteriensegments im 2D-Bild zum Zeitpunkt k.

[0046] Bezug nehmend auf [Fig. 7](#) zeigt die Kurve $D(k)$ Minimumwerte an den Abszissen k_1 und k_2 , die mit Hilfe eines automatischen Verfahrens als Starts der Herzzyklen identifiziert werden müssen. Zu diesem Zweck

werden die Minimum- und Maximumwerte MIN und MAX auf der Kurve in [Fig. 7](#) detektiert, und auf der Basis dieser Detektierung wird eine Funktion $g(k)$ berechnet, so dass gilt:

wenn $[D(k) - \text{MIN}]/(\text{MAX} - \text{MIN}) > D_0$, dann $g(k) = 0$

andernfalls $g(k) = 1$.

[0047] Folglich validiert die Funktion $g(k)$ die Segmente der Kurve $D(k)$, die unter einem vorgegebenen Schwellenwert D_0 liegen. Für jedes dieser Segmente werden die Minimumwerte von $D(k)$ bestimmt, und die entsprechenden Zeitpunkte k_1 , k_2 werden als Starts aufeinander folgender Herzzyklen gespeichert.

[0048] Die dritte Stufe **330** führt die Synchronisierung zwischen den zur Blutströmungsgeschwindigkeitsbildsequenz gehörenden Markern n_1 , n_2 und den zur Wandbewegungsbildsequenz gehörenden Markern k_1 , k_2 durch. Jedes Wandbewegungsbild, das zu einem vorgegebenen, zwischen k_1 und k_2 liegenden Zeitpunkt k erzeugt wurde, muss darüber hinaus mit einem entsprechenden Blutströmungsgeschwindigkeitsbild synchronisiert werden, das zu einem entsprechenden, zwischen n_1 und n_2 liegenden Zeitpunkt n erzeugt wurde, so dass gilt:

k_1 entspricht n_1 , und k_2 entspricht n_2 ,

k entspricht n , wobei $k_1 \leq k \leq k_2$ und $n_1 \leq n \leq n_2$.

[0049] Beim Definieren eines Proportionalitätsfaktors α ergibt sich daher die Entsprechung zwischen den Werten von n und den Werten von k durch die Beziehungen:

$k_2 - k_1 = \alpha(n_2 - n_1)$, und $k - k_1 = \alpha(n - n_1)$

woraus folgt: $\alpha = (k_2 - k_1)/(n_2 - n_1)$ und $k = \alpha(n - n_1) + k_1$

$k = [(k_2 - k_1)/(n_2 - n_1)](n - n_1) + k_1$

[0050] Die vierte Stufe **340** zur Schaffung einer Kompositbildsequenz empfängt diesen Wert k , bei dem es sich um eine als Daten **331** bezeichnete Information handelt, wodurch es möglich ist, die erste Sequenz aus Bildern **131** mit einer ersten Rate, die im Speicher Cine-Loop **1** gespeichert ist, und die zweite Sequenz aus Bildern **231** mit einer zweiten Rate, die im Speicher Cine-Loop **2** gespeichert ist, zu synchronisieren und diese Bilder zu überlagern, um eine Kompositsequenz **361** aus farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern mit überlagerten Wandbewegungsgrafiken zu liefern.

[0051] Diese Kompositbildsequenz **361** wird anschließend in einem als Cine-Loop **3** bezeichneten Speicher gespeichert. Die im Speicher Cine-Loop **3** gespeicherte Bildsequenz **361** kann mit einer in Bezug auf die erste und zweite Sequenz des Cine-Loop **1** und Cine-Loop **2** dritten Rate gebildet werden, vorzugsweise jedoch mit der geringeren der beiden Datenerfassungsraten, beispielsweise 30 Bilder pro Sekunde, was für die Anzeige ausreicht.

[0052] Während der Anzeige der Kompositbildsequenz **361** durch das Anzeigegerät **40** kann der Arzt qualitativ und quantitativ die Verzerrungen oder Nichtverzerrungen der Grafiklinien auswerten, die zusammen mit der farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeit Bewegungen der Arterienwand simulieren. Hiervon kann der Arzt das Vorliegen und den Grad von Stenosen, oder Elastizitätsmängeln, ableiten, die mit den Arterienwänden des zugrunde liegenden Blutströmungsgeschwindigkeitsbildes zusammen hängen. Die Visualisierung der Arterien dilatation in Echtzeit zusammen mit der Blutströmungsgeschwindigkeit ermöglicht eine optimale Positionierung der Echographie-Sonde **10**, so dass man eine Querschnittsebene erhält, die parallel zu X'X durch die Arterienachse verläuft.

[0053] Die Erfindung wurde in Bezug auf die Verarbeitung von Echographie-Signalen beschrieben, kann aber auch auf die Verarbeitung von Signalen anderer Art (elektrisch, elektromagnetisch usw.) angewendet werden.

Text in der Zeichnung

Figur 1

Probe	Sonde
Standard ultrasonic system	Standardmäßiges Ultraschallsystem
Display	Anzeige
Colour velocity imaging stage	Farbcodierte Geschwindigkeitsbildgebungsstufe
Wall motion graphics imaging stage	Farbcodierte Wandbewegungsbildgebungsstufe
Color velocity images with wall motion graphics formation stage	Stufe zur Bildung farbcodierter Geschwindigkeitsbilder mit Wandbewegungsgraphiken

Figur 2

Probe	Sonde
Emitter receiver stage	Sender/Empfänger-Stufe
Display	Anzeige
Grayscale image formation	Graustufenbilderzeugung

Figur 3

Probe	Sonde
Ultrasonic system	Ultraschallsystem
Display	Anzeige
Blood flow velocity estimation	Blutströmungsgeschwindigkeitsschätzung
Wall motion velocity estimation	Wandbewegungsgeschwindigkeitsschätzung
Blood flow velocity imaging	Blutströmungsgeschwindigkeitsbildgebung
Wall motion graphic imaging	Wandbewegungsgrafikbildgebung
Cine-Loop 1	Cine-Loop 1
Blood flow velocity image sequence	Blutströmungsgeschwindigkeitsbildsequenz
Cine-Loop 2	Cine-Loop 2
Wall movement graphics image sequence	Wandbewegungsgrafikbildsequenz
Temporal markers (n1, n2)	Zeitmarker (n1, n2)
Temporal markers (k1, k2)	Zeitmarker (k1, k2)
Temporal markers synchronization	Zeitmarker-Synchronisierung
Composite image sequence formation	Kompositbildsequenzerzeugung
Cine-Loop 3	Cine-Loop 3

Patentansprüche

1. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren zur Darstellung einer Kompositbildsequenz eines Arteriensegments unter Anzeige von Blutströmungsgeschwindigkeit und Wandbewegungen als Funktion des Herzzyklus, das die folgenden Schritte umfasst:

Bilden einer ersten Sequenz (**131**) von farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern mit einer ersten Rate sowie Bilden einer zweiten Sequenz (**231**) von Bildern mit Wandbewegungsgraphiken mit einer zweiten Rate;

Erzeugen der genannten Kompositbildsequenz (**361**), indem in der ersten Bildsequenz ein mit dem Herzzyklus in Beziehung stehender erster Satz von Zeitmarkern (n1, n2) als Minimumpunkte einer Kurve (P(n)) aus der Anzahl farbiger Punkte pro Bild als Funktion der Bildzeitpunkte bestimmt wird, indem in der zweiten Bildsequenz ein mit demselben Herzzyklus in Beziehung stehender zweiter Satz von Zeitmarkern (k1, k2) als Minimumpunkte einer Kurve (D(k)) der durchschnittlichen Arterien dilatation als Funktion der Bildzeitpunkte bestimmt wird, und indem die erste und die zweite Bildsequenz durch Synchronisierung der jeweiligen Marker der beiden genannten Sätze einander überlagert werden, und Darstellen der Kompositbildsequenz.

2. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 1, das Schritte umfasst, um die erste Sequenz (**131**) von farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern mit der genannten ersten Rate zu bilden, indem eine Sequenz (**31**) aus Ultraschall-Graustufenbildern und eine Sequenz aus farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsabbildungen (**110**) geschaffen wird, sowie Schritte, um die farbcodierten Abbildungen den Grau-

stufenbildern zu jedem Zeitpunkt (n) zu überlagern.

3. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 2, das Schritte umfasst, um die farbcodierte Blutströmungsgeschwindigkeitsabbildung mit Hilfe eines CVI-Verfahrens zur Blutströmungsgeschwindigkeits-schätzung (**110**) zu bestimmen.

4. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 2, das Schritte umfasst, um eine farbcodierte Blutströmungsgeschwindigkeitsabbildung mit Hilfe eines Doppler-Verfahrens zur Blutströmungsgeschwindigkeits-schätzung (**110**) zu bestimmen.

5. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4, mit Schritten, um zur Bestimmung eines ersten Satzes von Zeitmarkern (n_1 , n_2) die Anzahl der farbigen Punkte in den farbcodierten Abbildungen in den jeweiligen Sequenzbildern in jedem Bildzeitpunkt zu zählen, um anhand der genannten Anzahl die Punkte auf der Kurve ($P(n)$) aus der Anzahl farbiger Punkte pro Bild als Funktion der Bildzeitpunkte zu bilden, und um die Minimumpunkte der genannten Kurve (n_1 , n_2) als Zeitmarker zu bestimmen.

6. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, das Schritte umfasst, um die erste Ableitung der Kurve ($P(n)$) aus der Anzahl farbiger Punkte pro Bild als Funktion der Bildzeitpunkte zu berechnen, und um die Minimumpunkte (n_1 , n_2) der Kurve ($P(n)$) als Nullpunkte auf den ansteigenden Teilen der ersten Ableitung zu bestimmen.

7. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, das Schritte umfasst, um die zweite Sequenz (**231**) von Bildern mit Wandbewegungsgrafiken mit der genannten zweiten Rate zu bilden, indem eine Sequenz (**31**) aus Ultraschall-Graustufenbildern und eine Sequenz aus Bildern mit Wandbewegungsgrafiken (**210**) erzeugt werden, sowie Schritte, um die Wandbewegungsgrafiken den Graustufenbildern zu jedem Bildzeitpunkt (k) zu überlagern.

8. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, mit Schritten zur Bestimmung des genannten zweiten Satzes von Zeitmarkern (k_1 , k_2), indem zu jedem Bildzeitpunkt basierend auf der Arterienwandposition die durchschnittliche Dilatation ($D(k)$) der Arterie bestimmt wird, um eine Kurve ($D(k)$) der durchschnittlichen Arterien-dilatation als Funktion der Bildzeitpunkte zu bestimmen, und mit Schritten zur Bestimmung der Minimumpunkte (k_1 , k_2) der genannten Kurve als Zeitmarker (k_1 , k_2).

9. Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, mit Schritten zur Synchronisierung der ersten und der zweiten Bildsequenz, indem die Bildzeitpunkte (k) der Bilder der zweiten Sequenz bestimmt werden, die den Bildzeitpunkten (n) der Bilder der ersten Sequenz entsprechen.

10. Ultraschalluntersuchungssystem mit einem standardmäßigen Ultraschallsystem, das mit einer Sonde verbunden ist, um Ultraschalldaten zu erfassen, und einem Anzeigesystem, um eine zusammengesetzte Sequenz aus Bildern eines Arterien-segments anzuzeigen, bei dem Blutströmungsgeschwindigkeit und Wandbewegungen als Funktion des Herzzyklus angegeben werden, wobei das genannte Ultraschalluntersuchungssystem zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9 ein erstes Subsystem umfasst, um mit einer ersten Rate eine erste Sequenz (**131**) von farbcodierten Blutströmungsgeschwindigkeitsbildern zu erzeugen, ein zweites Subsystem, um mit einer zweiten Rate eine zweite Sequenz (**231**) von Bildern mit Wandbewegungsgrafiken zu erzeugen, und ein drittes Subsystem, um in der ersten Bildsequenz einen ersten Satz von Zeitmarkern (n_1 , n_2) als Minimumpunkte einer Kurve ($P(n)$) der Anzahl farbiger Punkte pro Bild als Funktion der Bildzeitpunkte zu bestimmen, um in der zweiten Bildsequenz einen zweiten Satz von Zeitmarkern (k_1 , k_2) als Minimumpunkte einer Kurve ($D(k)$) der durchschnittlichen Arterien-dilatation als Funktion der Bildzeitpunkte zu bestimmen, und um die genannte Kompositbildsequenz (**361**) zu konstruieren, indem die erste und die zweite Bildsequenz durch Synchronisierung der jeweiligen Marker des ersten und des zweiten Satzes einander überlagert werden.

11. Computerprogrammprodukt mit Programmcode zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wenn das Programm auf einem Computer läuft.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

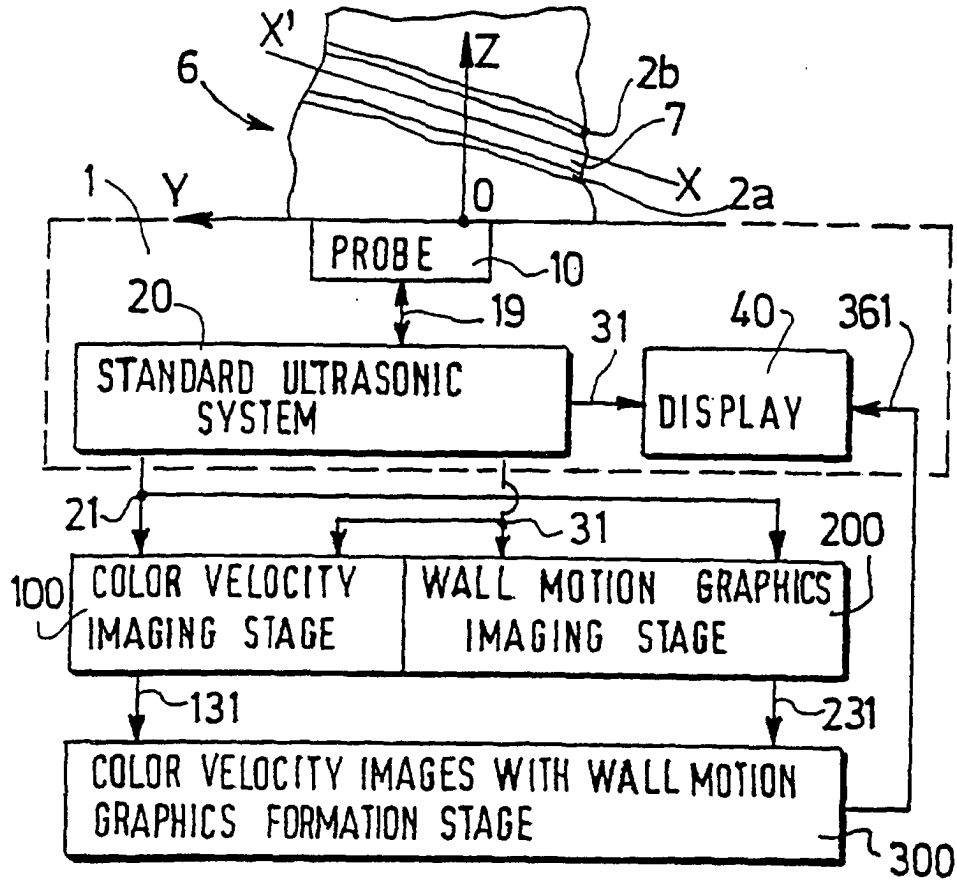


FIG.1

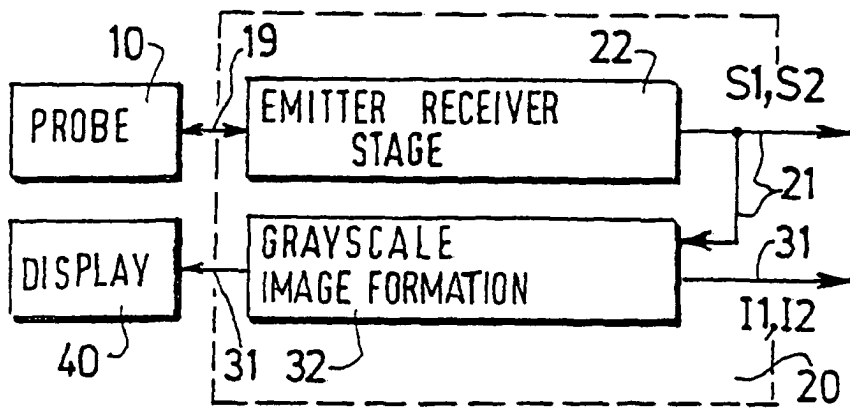


FIG.2

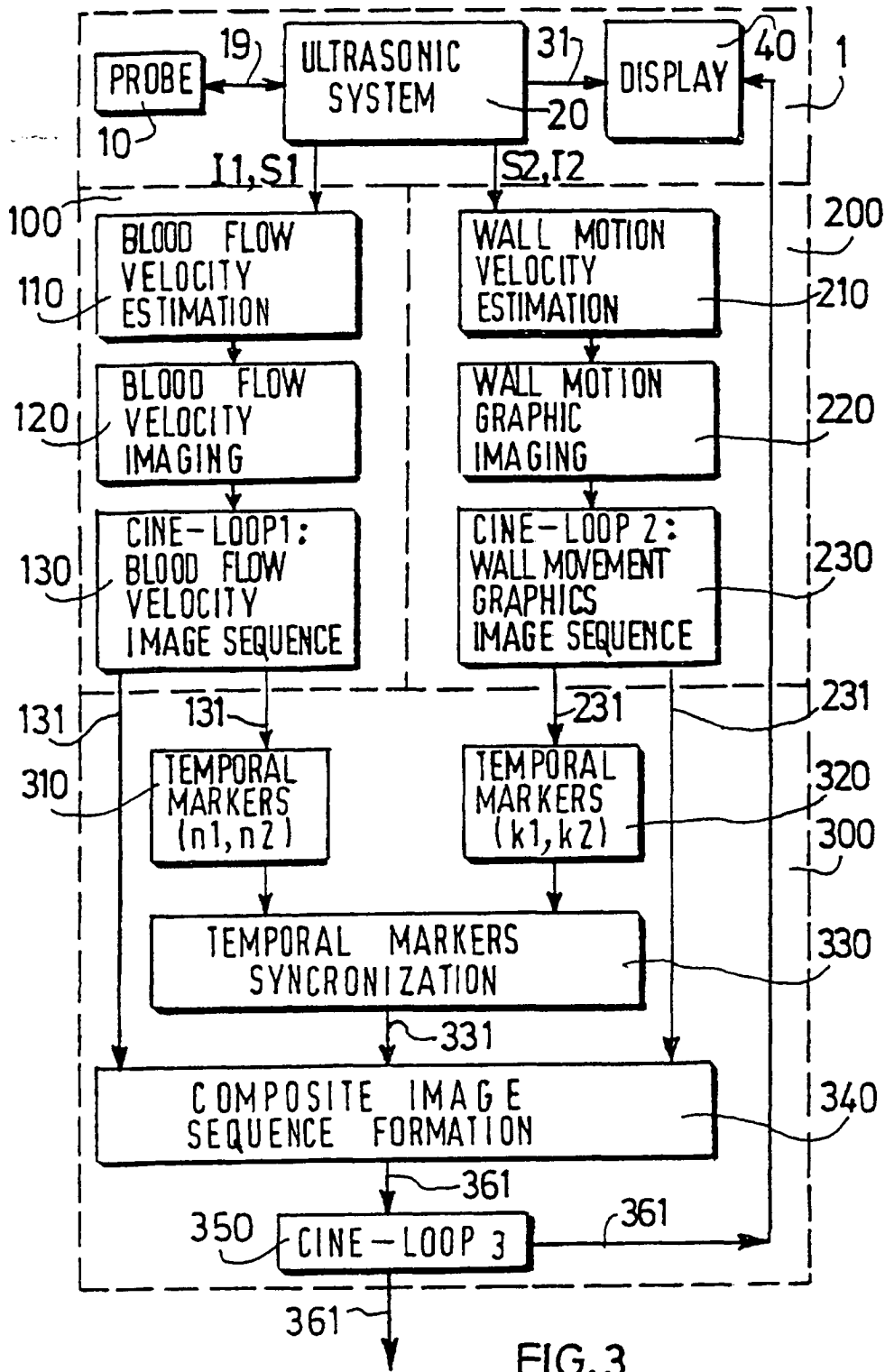


FIG.3

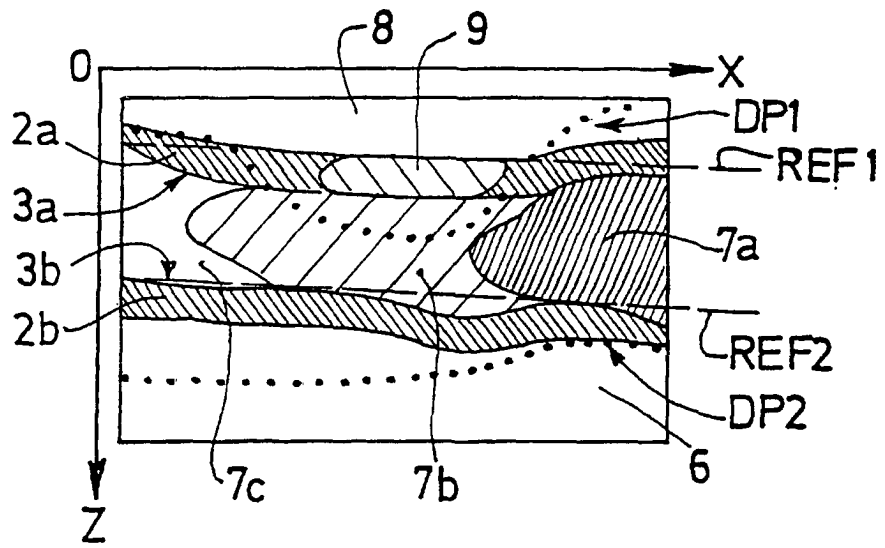


FIG.4

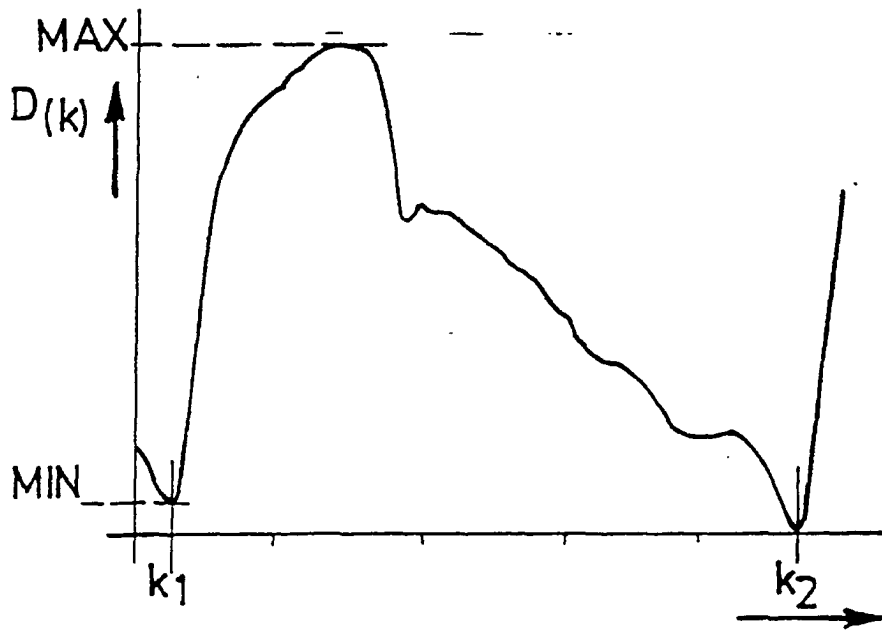


FIG.7

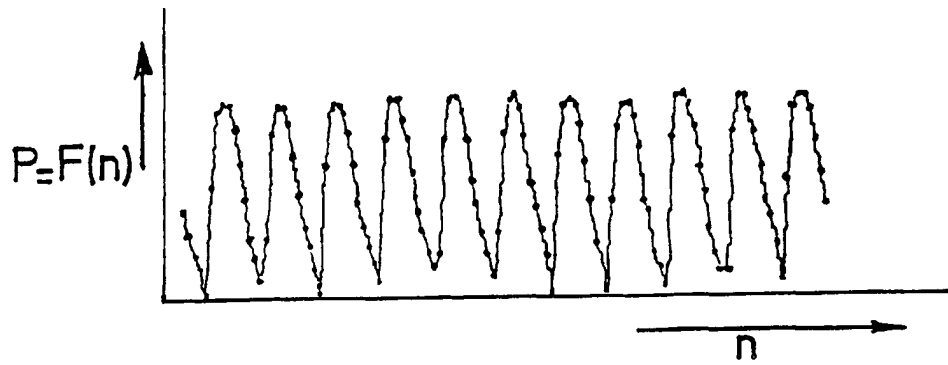


FIG.5

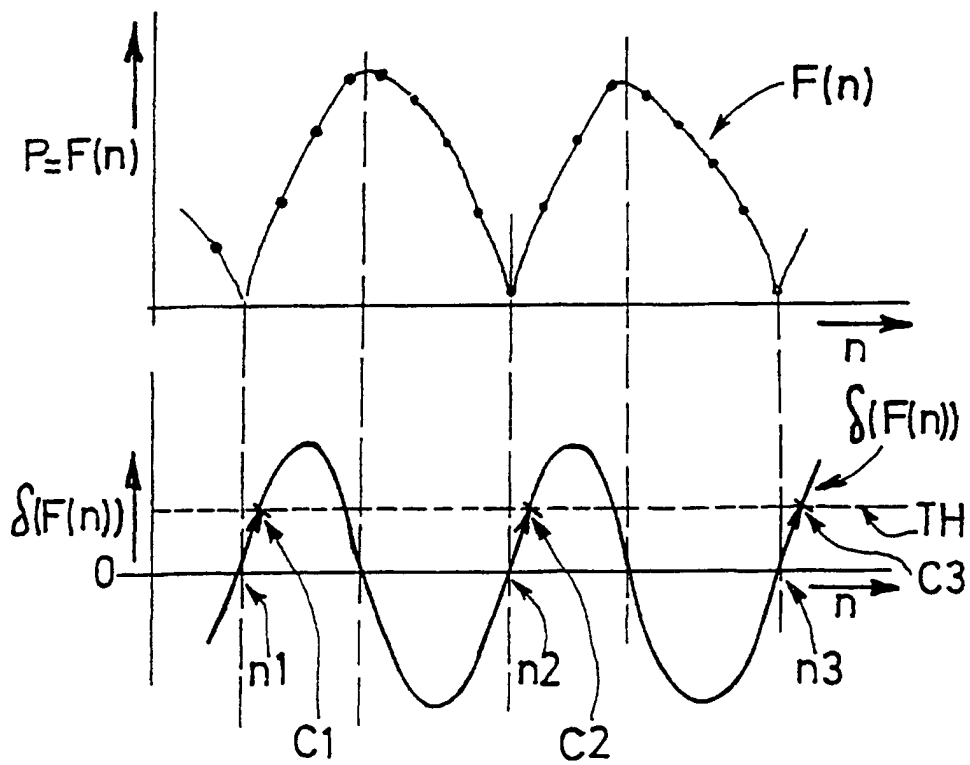


FIG.6