



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 695 33 183 T2** 2005.07.07

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 707 453 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **695 33 183.3**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US95/04776**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **95 917 583.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 95/029633**

(86) PCT-Anmeldetag: **19.04.1995**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **09.11.1995**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **24.04.1996**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **23.06.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **07.07.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 8/12**

A61B 8/06

(30) Unionspriorität:

234848 28.04.1994 US

(73) Patentinhaber:

Endosonics Corp., Rancho Cordova, Calif., US

(74) Vertreter:

Kahler, Käck & Mollekopf, 86899 Landsberg

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IT

(72) Erfinder:

O'DONNELL, Matthew, Ann Arbor, US; EBERLE, Michael J., Fair Oaks, US; STEPHENS, Douglas N., Davis, US; LITZZA, Gerald L., Sacramento, US; HAVILAND, Daniel S., Citrus Heights, US

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG ZUR DARSTELLUNG DES GEFÄSS-INNEREN MITTELS ULTRASCHALL**

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

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Diese Erfindung betrifft Ultraschall-Abbildungsrichtungen, die innerhalb eines Hohlraums angeordnet werden, um Bilder von diesem zu liefern, und insbesondere Ultraschall-Abbildungsrichtungen zum Liefern von Bildern eines Hohlraums mit statischen und dynamischen Bereichen.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] In den Vereinigten Staaten und vielen anderen Ländern stellt die Herzerkrankung die führende Ursache für Tod und Behinderung dar. Eine spezielle Art einer Herzerkrankung ist die Atherosklerose, die die Degeneration der Wände und des Hohlraums der Arterienwände im ganzen Körper nach sich zieht. Wissenschaftliche Untersuchungen haben die Verdickung der Arterienwand und das eventuelle Vordringen des Gewebes in den Hohlraum, wenn Fettmaterial aufgebaut wird, demonstriert. Dieses Material ist als "Plaque" bekannt. Wenn sich die Plaque aufbaut und sich der Hohlraum verschmälert, wird der Blutfluss eingeschränkt. Wenn sich die Arterie zu sehr verschmälert oder wenn sich an einer geschädigten Plaquestelle (Läsion) ein Blutgerinnsel bildet, wird der Fluss stark verringert oder gesperrt und folglich kann der Muskel, den er unterstützt, aufgrund eines Sauerstoffmangels geschädigt werden oder absterben. Atherosklerose kann im ganzen menschlichen Körper auftreten, aber es ist am lebensgefährlichsten, wenn sie die Herzkranzarterien betrifft, die Sauerstoff zu den Herzmuskeln liefern. Wenn der Blutfluss zum Herzmuskel signifikant verringert oder gesperrt ist, tritt häufig ein Myokardinfarkt oder ein "Herzanfall" auf. Wenn er nicht in ausreichender Zeit behandelt wird, führt ein Herzanfall häufig zum Tod.

[0003] Der Mediziner verlässt sich auf eine breite Vielfalt von Instrumenten, um eine Herzkranzkrankheit zu behandeln, welche von Arzneimitteln bis zur "Bypass"-Operation am offenen Herzen reichen. Häufig kann eine Läsion mit minimalem Eingriff durch die Verwendung von Instrumenten auf Katheterbasis diagnostiziert und behandelt werden, welche in die Herzkranzarterien über die Oberschenkelarterie in der Leiste eingefädelt werden. Eine Behandlung für Läsionen ist beispielsweise ein Vorgang, der als perkutane transluminale Herzkranzgefäßplastik (PTCA) bekannt ist, bei der ein Katheter mit einem aufweitbaren Ballon an seiner Spitze in die Läsion eingefädelt und aufgeblasen wird. Die darunterliegende Läsion wird umgeformt und der Hohlraumdurchmesser wird hoffentlich vergrößert, um den Blutfluss wiederherzustellen.

[0004] Das praktizierte Verfahren zum Führen eines Katheters während der Durchführung von Vorgängen wie z. B. PTCA bestand darin, Echtzeit-Röntgenbilder zu verwenden. Bei diesem Verfahren wird ein strahlenundurchlässiger Farbstoff in den Herzkranzbaum injiziert, um eine Abbildung des Blutflusses bereitzustellen. Dieses Verfahren erleichtert die Identifikation von Stellen, an denen der Blutfluss eingeschränkt ist, durch einen Arzt. Nach dem Identifizieren der Stellen werden therapeutische Vorrichtungen unter Verwendung eines Röntgenlivebildes zur Führung positioniert, um die Läsion(en) zu behandeln. Das Röntgenbild gibt jedoch keine Information über die Morphologie, d. h. Form und Struktur, der Arterie.

[0005] In den letzten 5 Jahren haben Kardiologen ein neues Verfahren aufgegriffen, um eine Information über das Herzkranzgefäß zu erhalten und zu helfen, die Effekte der Therapie auf die Form und Struktur des Gefäßes und nicht nur den Blutfluss zu betrachten. Dieses Verfahren, das als intrakoronarer oder intravaskulärer Ultraschall (ICUS/IVUS) bekannt ist, verwendet miniaturisierte Wandler an der Spitze des Katheters, die elektronische Signale zu einem externen Abbildungssystem liefern, um ein zwei- oder dreidimensionales Bild des Hohlraums, des Arterien Gewebes und des die Arterie umgebenden Gewebes zu erzeugen. Diese Bilder werden im Wesentlichen in Echtzeit erzeugt und weisen einen hohen Auflösungsgrad auf. Als Verbesserung gegenüber der Röntgenstrahlabbildung erleichtern die Wandler die Konstruktion von Bildern der exakten Stelle, an der die Wandler innerhalb des Gefäßes angeordnet sind.

[0006] Verschiedene ICUS/IVUS-Vorrichtungen sind nun zum Verkauf in den Vereinigten Staaten und anderen Ländern kommerziell erhältlich. Diese Vorrichtungen umfassen eine Wandlersondenordnung mit entweder einer Halbleiter-Wandlermatrix oder einem Drehkristall. Der Arzt ist am stärksten an der Identifikation der Größe und Form des Hohlraums und irgendwelcher Klappen oder Risse in der Plaque interessiert und diese kommerziell erhältlichen Abbildungsvorrichtungen erleichtern die Erzeugung von detaillierten Bildern dieser relativ statischen Merkmale aufgrund der relativ hohen Frequenz des Ultraschalls, den sie verwenden. Bildsignale werden typischerweise mit Frequenzen zwischen 10 und 40 MHz übertragen.

[0007] Es besteht jedoch ein allgemeines Problem, das mit diesen Vorrichtungen, die mit solchen hohen Fre-

quenzen arbeiten, verbunden ist. Wenn die Frequenz des Ultraschalls erhöht wird, nimmt die Rückstreuung vom Blut mit der vierten Potenz der Frequenz zu. Bei Frequenzen von ungefähr 30 MHz nähert sich die Amplitude der Rückstreuung vom Blut der Amplitude der Rückstreuung und Reflexionen vom Arterienewebe. Aufgrund dieses Phänomens ist das Bild des Hohlraums mit Blutechos gefüllt und es ist häufig schwierig, das Blut vom umgebenden Gewebe abzugrenzen. Daher wird dies für den Arzt, der an der Festlegung des Hohlraums interessiert ist, verwirrend.

[0008] Ein übliches Verfahren zum Erfassen des Blutflusses in Ultraschallsystemen, das außerhalb des Körpers verwendet wird, ist die Verwendung eines "Doppler"-Verfahrens. Das Doppler-Verfahren beinhaltet die Erfassung einer Frequenzänderung einer Welle aufgrund der Reflexion der Welle an einem sich bewegenden Ziel. Dieses Verfahren ist in der Radarliteratur gut begründet, wie z. B. M. Skolnik: "Introduction to Radar Systems", Zweite Ausgabe, 1980. Das Doppler-Verfahren und Variationen von diesem wurden erfolgreich auf Ultraschallabtaster angewendet, die außerhalb des Körpers verwendet werden, um Farbüberlagerungsabbildungen des Flusses auf Graustufenbilder bereitzustellen. Eine Anzahl von kommerziellen Systemen, die dieses Doppler-Abbildungsverfahren verwenden, stehen zur Verfügung und sind denjenigen, die mit dem Stand der Technik vertraut sind, gut bekannt.

[0009] Das Doppler-Verfahren hat jedoch seine Begrenzungen, wenn es auf eine Arterienabbildung angewendet wird. Das Doppler-Verfahren beruht auf der Existenz einer Strömungskomponente in der Richtung des vom Wandler emittierten Ultraschallstrahls oder von dieser weg. Im Fall einer Querschnittsarterienabbildung ist eine geringe oder keine Strömungskomponente vorhanden, auf die der Doppler-Effekt angewendet werden kann, da im Wesentlichen die gesamte Strömung in einer zum Ultraschallstrahl senkrechten Richtung liegt.

[0010] Ein Verfahren ist bekannt, das versucht, ein Strömungsbild aus Pixeldaten für eine Reihe von ganzen Vollbild-Videobildern, die sowohl Strömungs- als auch statische Teile enthalten, zu gewinnen. Bei diesem Verfahren werden Pixeldaten für verschiedene ganze Vollbild-Videobilder über einen Zeitraum von Sekunden erhalten. Um die Daten für jedes der ganzen Vollbild-Videobilder zu erfassen, sendet und empfängt eine Ultraschallwandleranordnung eine Reihe von Signalen von allen radialen Bereichen des abgebildeten Volumens in der Nähe der Wandleranordnung. Es ist wichtig zu beachten, dass beim Erfassen der Daten für die Pixeldaten für ein einzelnes ganzes Vollbild-Videobild keine zwei umgewandelten Echosignale in dem Satz von empfangenen Echosignalen, die zum Erzeugen des einzelnen ganzen Vollbild-Videobildes verwendet werden, vom gleichen radialen Bereich des abgebildeten Volumens empfangen werden.

[0011] Bei diesem Abbildungsverfahren wird der Prozess des Erfassens von Daten für ein einzelnes ganzes Vollbild-Videobild mehrere Male über einen Zeitraum von mehr als einer Sekunde wiederholt, um Pixeldaten für eine Reihe von ganzen Vollbild-Videobildern zu erhalten, aus denen ein einzelnes kombiniertes Videobild erzeugt werden soll. Anschließend werden die Differenzen zwischen den Werten für entsprechende Pixelpunkte innerhalb aufeinanderfolgender ganzer Vollbild-Videobilder bei einem Versuch, ein einzelnes Vollbild auf der Basis der Pixeldaten aus der Reihe von ganzen Vollbildern zu erzeugen, gemittelt. Durch Mitteln der Differenzen zwischen entsprechenden Pixeldaten zwischen Vollbildern wird das resultierende Bild durch Dämpfung von Merkmalen des Bildes charakterisiert, die für die gesamte Vollbild-Erfassungsprozedur, die in der Größenordnung von mehr als einer Sekunde dauert, bewegungslos bleiben. Dies ist vollständig unannehmbar, wenn man versucht, die relativ dynamischen Gefäße nahe dem Herzen abzubilden.

[0012] Das vorstehend beschriebene Verfahren, das den Vergleich der Daten von nacheinander erzeugten ganzen Vollbildern beinhaltet, stellt einen Versuch dar, ein Bild von dynamischen Merkmalen in einem Blickfeld, das sowohl statische als auch dynamische Merkmale enthält, vorzusehen. Dieses Abbildungsverfahren beinhaltet jedoch bestimmte innewohnende Begrenzungen, die den Nutzen dieses Abbildungsverfahrens verringern, wenn es auf die lebende Gefäßabbildung in Organismen angewendet wird. Erstens dauert es mehr als eine Sekunde (oder sogar mehrere Sekunden), um eine ausreichende Anzahl von ganzen Vollbildern zu erhalten, um den Vergleich und die Mittelwertbildung von entsprechenden Pixelwerten auszuführen. Zweitens sind in einer pulsierenden Arterie die Gefäßwand und sich bewegende Intimaklappen über einen Zeitraum von einer Sekunde nicht bewegungslos und heben sich daher nicht auf, wenn die Pixelwerte für entsprechende Positionen in den ganzen Vollbildern verglichen werden. Drittens liefern Querschnitte eines Gefäßes, in dem der Blutfluss stagniert, ein relativ statisches Signal und können daher zusammen mit dem Rest der anderen statischen Teile des Bildes aufgehoben werden.

[0013] Außerdem sollte beachtet werden, dass der Herzkranzbaum, der die Gefäße von primärem Interesse für Kardiologen umfasst, die sich am schnellsten bewegende Gefäßstruktur innerhalb des menschlichen Körpers ist. Wenn Ultraschallbilder von Herzkranzarterien aufgenommen werden, ändert sich die Position des Ge-

webes während des Datenerfassungszeitraums aufgrund des Einflusses des Herzzyklus auf das abgebildete Gewebe ständig. Folglich kombiniert sich das vom dynamischen Gefäßgewebe erzeugte Bild mit dem Blutflussbild, wenn das obige Vergleichsverfahren für ganze Vollbilder verwendet wird.

[0014] Ferner verhindert die relativ lange Datenerfassungszeit, die für das frühere bekannte Verfahren erforderlich ist, eine visuelle Reproduktion der potentiell nützlichen dynamischen Information, die in der pulsierenden Strömung vorhanden ist.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0015] Es ist eine allgemeine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, Bilder von Blutgefäßen zu konstruieren, in denen Bereiche des Blutflusses leicht von der Gefäßwand und vom Umgebungsgewebe unterscheidbar sind.

[0016] Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung bereitzustellen, die einem Betrachter eines ICUS/IVUS-Bildes ermöglicht, leicht zwischen einem Bild des Blutflussbereichs in einem Gefäßquerschnitt und einem gleichzeitig angezeigten Bild des Gefäßes und des Umgebungsgewebes zu unterscheiden.

[0017] Es ist eine zugehörige Aufgabe der vorliegenden Erfindung, auf einem Videomonitor den Blutflussbereich in einem Blutgefäß auf eine Weise anzuzeigen, die den Blutflussbereich von der Gefäßwand und vom Umgebungsgewebe stark kontrastiert.

[0018] Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die vorstehend erwähnten Bilder auf eine Weise zu konstruieren, die sich visuell einer Echtzeitabbildung zu nähern scheint.

[0019] Es ist noch eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen einstellbaren Bildkontrast für den Benutzer vorzusehen, um unter verschiedenen Umständen einen maximalen Kontrast zwischen dem Blutflussbereich und dem Gewebe zu finden.

[0020] Die obigen und weitere Aufgaben werden mittels einer Vorrichtung zum Liefern eines Bildes gelöst, in welchem die statischen Merkmale eines abgebildeten Bereichs wesentlich gedämpft werden, indem ein Satz von Echowellenformen für einen Bereich eines Querschnitts kombiniert werden, der innerhalb eines Zeitraums von weniger als dem minimalen Zeitraum erhalten wird, über den man zuverlässig darauf vertrauen kann, dass ein Gefäß und umgebendes Gewebe im Wesentlichen bewegungslos bleiben.

[0021] In einer Strömungsabbildungsbetriebsart emittiert eine Ultraschallwandleranordnung eine Ultraschallwellenform vom Inneren eines Hohlraums eines Gefäßsystems. Die Ultraschallwellenform pflanzt sich durch einen Bereich innerhalb des Gefäßsystems fort. Die emittierte Ultraschallwellenform wird durch Blut und Gewebe im Bereich reflektiert. Die reflektierte Ultraschallwellenform wird von der Wandleranordnung abgetastet und in eine Echowellenform umgewandelt. Die vorstehend beschriebenen Emissions-, Abtast- und Umwandlungsfunktionen werden eine Vielzahl von Malen für den Bereich wiederholt, um einen Satz von Echowellenformen für den Bereich zu erhalten.

[0022] Der resultierende Satz von Echowellenformen wird kombiniert, um eine modifizierte Echowellenform zu erzeugen, die die Bewegungsgeschwindigkeit des Bluts und Gewebes im Bereich darstellt. Teile der modifizierten Echowellenform, die dynamische Bereiche darstellen, enthalten große Werte, während Teile der modifizierten Echowellenform, die statische Bereiche darstellen, kleine Werte enthalten. Fließendes Blut ist relativ dynamisch und daher umfasst der Teil der modifizierten Echowellenform, der fließendem Blut in dem Bereich zugeordnet ist, relativ große Werte. Andererseits ist Gewebe relativ statisch und daher umfasst der Teil der modifizierten Echowellenform, der Gewebe zugeordnet ist, relativ kleine Werte. Die modifizierte Echowellenform wird anschließend in ein erstes Bild des Bereichs umgewandelt. Das erste Bild zeigt deutlich sichtbar Flächen innerhalb des Bereichs an, die fließendes Blut enthalten.

[0023] Um die Bereiche von fließendem Blut in einem Blutgefäß besser abzugrenzen, wird ein zweites Bild des Bereichs erzeugt, das deutlich sichtbar das relativ statische Gewebe innerhalb des Bereichs anzeigt. Anschließend wird das erste Bild mit dem zweiten Bild zur gleichzeitigen Anzeige auf einer Videoanzeige kombiniert. Um die Lesbarkeit des kombinierten Bildes zu verbessern, werden die Teile des kombinierten Bildes, die dem ersten Bild zuzuschreiben sind, in einer vom zweiten Bild verschiedenen Weise angezeigt. In einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung werden die Bereiche von fließendem Blut gefärbt, während der restliche Teil des kombinierten Bildes, einschließlich des Gewebes und anderer statischer Merkmale, die dem

zweiten Bild zugeordnet sind, schwarz-weiß angezeigt werden.

[0024] In einem weiteren Aspekt der Erfindung wird das Blutflussbild gefärbt, um den Kontrast des Blutflussbildes zu verbessern, wenn die Bilder kombiniert werden, um ein zusammengesetztes Bild mit dem zweiten Bild zu erzeugen. Das resultierende zusammengesetzte Bild wird auf einem Videomonitor angezeigt.

[0025] Weitere Aufgaben und Vorteile, die vorstehend nicht explizit erwähnt sind, werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung der Zeichnungen ersichtlich.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0026] Die beigefügten Ansprüche legen die Merkmale der vorliegenden Erfindung ausführlich dar. Die Erfindung zusammen mit ihren Aufgaben und Vorteilen kann am besten aus der folgenden ausführlichen Beschreibung in Verbindung mit den zugehörigen Zeichnungen verstanden werden, in denen gilt.

[0027] [Fig. 1](#) ist eine schematische Zeichnung des Ultraschall-Abbildungssystems der vorliegenden Erfindung, welche die Verwendung der Vorrichtung zum Abbilden einer Herzkranzarterie demonstriert;

[0028] [Fig. 2](#) ist eine vergrößerte und teilweise Schnittansicht eines Teils der Herzkranzarterie in [Fig. 1](#), die die Sondenordnung der Ultraschall-Abbildungsvorrichtung der Erfindung zeigt, die sich im Katheter nahe dem Ballon befindet;

[0029] [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) sind schematische Blockdiagramme des Signalprozessors und des Videoanzeigeteils der Verarbeitungs- und Abbildungseinheit der Ultraschall-Abbildungsvorrichtung;

[0030] [Fig. 4](#) ist ein Ablaufplan, der die Schritte zum Erzeugen eines zusammengesetzten Strömungs-/statischen Bildes eines Gefäßes zusammenfasst;

[0031] [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) sind repräsentative Wellenformen von umgewandelten Echowellenformen in analoger Form, die sich aus aufeinanderfolgenden Anregungssignalen von einem Wandler, die zeitlich sehr eng beabstandet sind, ergeben;

[0032] [Fig. 5c](#) ist eine erläuternde Wellenform, die das Ergebnis der Addition der in [Fig. 5a](#) dargestellten Wellenform zu der in [Fig. 5b](#) dargestellten Wellenform demonstriert;

[0033] [Fig. 5d](#) ist eine erläuternde Wellenform, die das Ergebnis der Subtraktion der in [Fig. 5b](#) dargestellten Wellenform von der in [Fig. 5a](#) dargestellten Wellenform demonstriert;

[0034] [Fig. 6](#) ist ein Ablaufplan, der die Schritte zum Erfassen von Strömungsbilddaten für ein Ultraschall-Abbildungssystem mit einer Wandlermatrix mit 64 Wandlern, die zum Emittieren eines Anregungssignals in Gruppen von 4 Wandlern aktiviert werden, zusammenfasst;

[0035] [Fig. 7](#) ist ein Ablaufplan, der die Schritte zum Kombinieren der Werte von zwei (2) Echowellenformen für einen radialen Abschnitt des Ultraschallbildes zusammenfasst;

[0036] [Fig. 8a](#) ist eine Darstellung einer Zeitreihen-Rechteckwelle zum Modulieren der empfangenen Echowellenformen in einer beispielhaften Implementierung der Strömungsbildfilterung;

[0037] [Fig. 8b](#) ist das Frequenzdomänenäquivalent für die in [Fig. 8a](#) dargestellte Rechteckwellen-Modulationssequenz;

[0038] [Fig. 9a](#) ist eine Darstellung einer weiteren erläuternden Zeitreihe zum Modulieren der empfangenen Echowellenformen in einer weiteren beispielhaften Implementierung der Strömungsbildfilterung;

[0039] [Fig. 9b](#) ist das Frequenzdomänenäquivalent für die in [Fig. 9a](#) dargestellte Zeitreihen-Modulationssequenz;

[0040] [Fig. 10](#) ist ein Blockdiagramm eines Teils des Signalprozessors von [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#), das die Modifikationen am Signalprozessor zeigt, um eine Filterung durch Modulieren der empfangenen Echosignale mit den in den [Fig. 9a](#) und [Fig. 9b](#) dargestellten beispielhaften Zeitreihen-Modulationssequenzen auszuführen;

- [0041] [Fig. 11](#) ist eine schematische Zeichnung, die ein beispielhaftes Schema zum Verbinden eines Satzes von Wandlern der Sondenordnung mit einem Sendebus und einem Empfangsbus zeigt;
- [0042] [Fig. 12](#) ist eine schematische Darstellung des Strahlprofils von Ultraschallenergie, die sich radial von einem Satz von simultan aktivierten Wandlern fortpflanzt;
- [0043] [Fig. 13](#) ist ein schematisches Diagramm, das einen modifizierten Teil des in [Fig. 3a](#) dargestellten Bildprozessors zeigt, um die Anwendung einer Vielzahl von Filterwellenformfolgen auf einen Satz von Echowellformen für einen Bereich zu erleichtern;
- [0044] [Fig. 14](#) ist ein beispielhaftes zusammengesetztes Strömungsbild eines Querschnitts eines Blutgefäßes mit vier unterschiedlichen Strömungszonen;
- [0045] [Fig. 15](#) ist ein Ablaufplan, der die Schritte zum Erhalten von gefilterten Strömungsbilddaten für einen Bereich eines Gefäßsystems von einer Vielzahl von Bandpassfiltern zusammenfasst;
- [0046] [Fig. 16a](#) ist eine graphische Darstellung eines Satzes von vier Zeitreihen-Filterwellenformen zum Kombinieren der empfangenen Echowellformen in einer weiteren beispielhaften Implementierung der Strömungsbildfilterung;
- [0047] [Fig. 16b](#) ist das Frequenzdomänenäquivalent für die vier Zeitreihen-Filterwellenformen, die in [Fig. 16a](#) dargestellt sind;
- [0048] [Fig. 17](#) ist eine beispielhafte graphische Darstellung einer Echosignalwellenform für einen abzubildenden Bereich, wobei die Wellenform einen relativ dynamischen Teil von Echos, der durch das Blut verursacht wird, und einen relativ statischen Teil von Echos, der durch das Gewebe verursacht wird, aufweist;
- [0049] [Fig. 18a](#), [Fig. 18b](#), [Fig. 18c](#) und [Fig. 18d](#) sind jeweils eine graphische Darstellung von teilweisen modifizierten Echowellformen, die sich aus der Anwendung von jeder der vier Zeitreihen-Filterwellenformen von [Fig. 16a](#) auf einen Satz von Echowellformen für einen Bereich mit statischen und dynamischen Teilen ergeben, wie in der beispielhaften Echowellform in [Fig. 17](#) dargestellt;
- [0050] [Fig. 19a](#), [Fig. 19b](#), [Fig. 19c](#) und [Fig. 19d](#) sind jeweils eine graphische Darstellung des Ausgangssignals einer Schwellendetektorstufe mit den Daten, die durch die Signale von [Fig. 18a](#), [Fig. 18b](#), [Fig. 18c](#) bzw. [Fig. 18d](#) dargestellt sind, als ihr Eingangssignal; und
- [0051] [Fig. 20](#) ist eine graphische Darstellung der pegelumgesetzten Daten, die nach der Beendigung der Schritte des Verfahrens der Strömungsabbildung, die in [Fig. 15](#) zusammengefasst sind, für einen Bereich eines Gefäßsystems in einem Akkumulator gespeichert werden.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSBEISPIELE

A. Hardwareüberblick

- [0052] Wenn man sich dem dargestellten Ausführungsbeispiel zuwendet und auf [Fig. 1–Fig. 2](#) Bezug nimmt, kann ein Aufbau von Fettmaterial oder Plaque **12** in einer Herzkranzarterie **14** eines Herzens **16** in bestimmten Situationen durch Einführen eines Ballons **18** in einem entleerten Zustand in die Arterie über eine Katheteranordnung **20** behandelt werden. Wie in
- [0053] [Fig. 1](#) dargestellt, ist die Katheteranordnung **20** eine dreiteilige Anordnung mit einem Führungsdraht **19**, einem Führungskatheter **20a** zum Einfädeln durch die großen Arterien wie z. B. die Aorta **22** und einem Katheter **20b** mit kleinerem Durchmesser, der in den Führungskatheter **20a** passt. Nachdem ein Chirurg den Führungskatheter **20a** und den Führungsdraht **19** durch eine große Arterie führt, die zur Aorta **22** führt, wird der kleinere Katheter **20b** eingeführt. Am Beginn der Herzkranzarterie **15**, die durch die Plaque **12** teilweise blockiert ist, wird der Führungsdraht **19** zuerst in die Arterie ausgestreckt, gefolgt vom Katheter **20b**, der an seiner Spitze den Ballon **18** umfasst.
- [0054] Sobald der Ballon **18** in die Herzkranzarterie **14** eingetreten ist, wie in [Fig. 2](#), versieht eine Ultraschall-Abbildungsvorrichtung mit einer Sondenordnung **24**, die innerhalb der proximalen Hülse **26** des Ballons **18** aufgenommen ist, einen Chirurgen mit einer Querschnittsansicht der Arterie auf einer Videoanzeige

28. Die Sondenordnung **24** umfasst separate Träger- und Unterlagematerialien, wie in Eberle et al. offenbart, derzeit anhängige US-Patentanmeldung Seriennr. 08/012 251, eingereicht am 1. Februar 1993. Die Sondenordnung **24** umfasst eine Matrix von Wandlern, die aus sehr empfindlichen Wandlermaterialien der Art, die vorher in der '251-Anmeldung von Eberle et al. offenbart wurde, hergestellt sind. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung emittieren die Wandler Ultraschall-Anregungswellenformen von 20 MHz. Andere geeignete Anregungswellenformfrequenzen wären jedoch Fachleuten bekannt. Die Wandler der Sondenordnung **24** empfangen die reflektierten Ultraschallwellenformen und wandeln die Ultraschallechos in Echowellenformen um. Die verstärkten Echowellenformen von der Sondenordnung **24**, die reflektierte Ultraschallwellen anzeigen, werden entlang eines Mikrokabels **25** zu einem Signalprozessor **30** übertragen, der sich außerhalb des Patienten befindet. Der Katheter **20b** endet in einem dreiteiligen Übergang **29** mit herkömmlicher Konstruktion, der den Katheter mit einer Aufblasquelle **31**, einem Führungsdrahthohlraum und dem Signalprozessor **30** koppelt. Der Aufblas- und der Führungsdrahtkanal **29a** bzw. **29b** weisen eine herkömmliche PTCA-Katheterkonstruktion auf. Der dritte Kanal **29c** stellt einen Weg für das Kabel **25** bereit, um es mit dem Signalprozessor **30** und der Videoanzeige **28** über einen elektronischen Verbindungsstecker **33** zu verbinden.

[0055] Es sollte beachtet werden, dass die vorliegende Erfindung in eine breite Vielfalt von Ultraschall-Abbildungskatheteranordnungen integriert werden kann. Die vorliegende Erfindung kann beispielsweise in eine Sondenordnung integriert werden, die an einem Diagnosekatheter montiert ist, welcher keinen Ballon enthält. Außerdem kann die Sondenordnung auch auf die Weise montiert werden, die in Proudian et al., US-Patent 4 917 097, und Eberle et al., US-Patent 5 167 233, gelehrt ist. Diese sind nur Beispiele für verschiedene Montagegestaltungen. Andere Gestaltungen wären Fachleuten auf dem Gebiet der Katheterkonstruktion bekannt.

B. Beschreibung der Signalprozessorhardware

[0056] [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) stellen ein schematisches Blockdiagramm des Signalprozessors **30** und der Videoanzeige **28** der Ultraschall-Abbildungsvorrichtung dar. Das Ultraschall-Abbildungssystem zum Ausführen der vorliegenden Erfindung ist ähnlich zu dem System, das im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben ist. Es wurden jedoch Modifikationen an dem System vorgenommen, das im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben ist, die aus den Zeichnungen und der schriftlichen Beschreibung ersichtlich sind, um die Implementierung eines neuen Verfahrens zum Erzeugen eines Bildes aus dem Inneren eines Blutgefäßes zu erleichtern. Das Bild, das sich aus dieser neuen Vorrichtung und diesem neuen Verfahren ergibt, umfasst ein Bild, das aus relativ statischen Merkmalen im Blickfeld der Abbildungsvorrichtung entsteht, und ein Bild, das aus relativ dynamischem fließendem Blut entsteht.

[0057] Wenn man mit der Beschreibung von [Fig. 3a](#) fortfährt, verstärkt und sendet der Empfänger **106** Signale, die von der Sondenordnung **24** empfangen werden, zu einem Analog-Digital-(A/D)Wandler **108**. Der A/D-Wandler **108** wandelt analoge Signale vom Empfänger in Zweierkomplementwerte von 8 Bits mit einer Frequenz von 400 MHz um. Höhere oder niedrigere Umwandlungsraten können natürlich verwendet werden. Eine Umwandlungsrate von 400 MHz sieht jedoch einen ausreichend genauen digitalen Datensatz der analogen Signale, die von den Empfängern **106** gesandt werden, für die Zwecke der Ausführung der vorliegenden Erfindung vor.

[0058] Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung wandelt das Abbildungssystem beim Kombinieren des Satzes von Echowellenformen zuerst die analoge Echowellenform in einen Satz von digitalisierten Punkten um, die hierin manchmal als Signalabtastwert bezeichnet werden. Die Echowellenformen entstehen aus Echos, die von einem oder mehreren Wandlermatrixelementen empfangen werden, nachdem ein Anregungssignal von einem oder mehreren aktivierten Wandlermatrixelementen, die an der Sondenordnung **24** montiert sind, emittiert wird. Jeder Satz von 2048 digitalisierten Punkten eines Signalabtastwerts stellt Echosignale von Zielen innerhalb des Gewebe/Blut-Mediums dar, die vom Wandler über einen Zeitraum empfangen werden, der ab der Sendezeit beginnt und zu einer vorbestimmten Zeit danach endet. Der Zeitpunkt, zu dem ein Echo ankommt, steht direkt mit dem Abstand des Ziels vom Wandler durch die Geschwindigkeit von Ultraschall im Medium in Beziehung.

[0059] Die Geschwindigkeit liegt typischerweise in der Größenordnung von 1500 m/s. Je länger die Zeit zwischen dem Sendesignal und dem empfangenen Echosignal ist, desto größer ist der Abstand, in dem das Ziel vom Wandler liegt.

[0060] Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst jeder Signalabtastwert einen Satz von 2048 digitalisierten Punkten und jeder Punkt wird durch einen digitalen Wert mit acht Auflösungsbits darge-

stellt. Das Beispiel von 2048 Punkten, die mit 400 MHz gesammelt werden, stellt einen Zeitraum von 5 μ s oder 4 mm Tiefe dar (man beachte, dass ein reflektierter Ultraschallstrahl zum Ziel und zum Wandler zurücklaufen muss). Jeder Signalabtastwert kann natürlich eine Anzahl von Punkten von mehr oder weniger als 2048 Punkten umfassen und jeder Punkt kann durch einen digitalen Wert mit einer größeren oder geringeren Anzahl von Auflösungsbits dargestellt werden.

[0061] Jeder digitalisierte Signalabtastwert wird vom A/D-Wandler **108** zu einer dynamischen Signalmitteilungseinrichtung (DSA) **110** übertragen. Obwohl in den Zeichnungen nicht speziell dargestellt, umfasst die DSA **110** einen Satz von 8 ALUs zum simultanen Verarbeiten eines demultiplexierten Stroms von digitalisierten Signalen vom A/D-Wandler **108**. Die von der DSA **110** ausgeführten Funktionen unterscheiden sich von jenen der DSA, die im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben ist. Die DSA **110** der vorliegenden Erfindung addiert nicht nur einen Satz von digitalisierten Punkten eines Signalabtastwerts zu einem vorher angesammelten Satz von Punktwerten, die aus vorher addierten Signalabtastwerten entstehen, die DSA **110** ist auch in der Lage, einen Satz von digitalisierten Punkten eines Signalabtastwerts von einem vorher angesammelten Satz von Punktwerten, die in einem Akkumulatorregister der DSA **110** gespeichert sind, zu subtrahieren. Die Ausführung der beschriebenen Additions- und Subtraktionsfunktionen in der tatsächlichen Hardware wären Fachleuten auf dem Gebiet der Computerrechenwerk-Konstruktion bekannt.

[0062] Eine Ablaufsteuereinheit **118** überträgt Signale auf dem Steuerbus **100** zum Steuern der arithmetischen und logischen Operation der Hardwareelemente, die in [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) schematisch dargestellt sind. Die Ablaufsteuereinheit **118** wirkt als Bildverarbeitungs-Steuereinheit für den Bildprozessor, der in [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) schematisch dargestellt ist. Der Rechenmodus der DSA **110** wird durch Steuersignale festgelegt, die auf dem Steuerbus **100** durch die Ablaufsteuereinheit **118** übertragen werden. Im Additionsmodus empfängt die DSA **110** einen Satz von digitalisierten Punkten eines Signalabtastwerts vom A/D-Wandler **108** und addiert den Satz von digitalisierten Punkten des Signalabtastwerts zu einem vorher angesammelten Satz von Punktwerten im Akkumulator der DSA **110**. Im Subtraktionsmodus empfängt die DSA **110** einen Satz von digitalisierten Punkten eines Signalabtastwerts vom A/D-Wandler **108** und subtrahiert den Satz von digitalisierten Punkten des Signalabtastwerts von einem vorher angesammelten Satz von Punktwerten im Akkumulator der DSA **110** unter Verwendung einer Zweierkomplement-Subtraktion. Nachdem J digitalisierte Signalabtastwerte durch die DSA **110** (auf eine nachstehend beschriebene Weise) verarbeitet wurden, werden die angesammelten Punktwerte für jeden der 2048 Abtastwertpunkte, die im Akkumulator der DSA **110** gespeichert sind, zu einem akustischen Datenblockpuffer **112** übertragen. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist J gleich 256.

[0063] Der akustische Datenblockpuffer **112** ist gegenüber dem Datenblockpuffer, der vorher im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben wurde, unverändert. Um sich auf das Laden eines ersten Teils des akustischen Datenblockpuffers **112** einzustellen, während von einem zweiten Teil gelesen wird, ist der akustische Datenblockpuffer **112** zweigeteilt. In den akustischen Datenblockpuffer **112** geladene Daten werden selektiv durch einen Schalter **1** gemäß Steuersignalen, die von der Ablaufsteuereinheit **118** auf der Leitung **111** übertragen werden, zu einem der zwei Abschnitte geleitet. Wie vorher im '097-Patent von Proudian et al. erläutert, umfasst der akustische Datenblockpuffer **112** ferner eine Vielzahl von Speichern **112a**, wobei jeder Speicher **112a** einen vollen Satz von Abbildungsdaten aufweist. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung sind zehn (10) Speicher **112a** für jeden der zwei Abschnitte vorhanden, um ein paralleles Lesen von zehn (10) Datenwerten in die Eingänge eines Koppelpunktschalters **114** zu erleichtern.

[0064] Im akustischen Datenblockpuffer **112** gespeicherte Daten werden selektiv von einem Abschnitt des akustischen Datenblockpuffers **112** durch den Schalter **2** (gemäß Steuersignalen, die von der Ablaufsteuereinheit **118** auf der Leitung **113** übertragen werden) und zum Koppelpunktschalter **114** geleitet. Ein Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** liefert Steuersignale zur Ablaufsteuereinheit **118**, die wiederum die Steuersignale verwendet, um das Abrufen von Daten aus dem akustischen Datenblockpuffer **112** und die Operation des Koppelpunktschalters **114** und des Multiplizierers **119** auf eine Weise zu steuern, die vorher im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben wurde, um einen Bildwert für jeden Brennpunkt in einem Bild zu berechnen, das aus den Ultraschall-Signalabtastwerten konstruiert wird, die im akustischen Datenblockpuffer **112** gespeichert sind.

[0065] Zusätzlich zum Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** umfasst das Ultraschall-Abbildungssystem, das die vorliegende Erfindung beinhaltet, einen Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117**. Der Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** arbeitet im Wesentlichen auf dieselbe Weise wie der Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116**, um Steuersignale zur Ablaufsteuereinheit **118** zu liefern, die wiederum die Signale verwendet, um das Abrufen von Daten aus dem akustischen Datenblockpuffer **112**, das Weitergeben der

Daten durch den Koppelpunktschalter **114** und die Modifikation der Daten durch den Multiplizierer **119** gemäß einem nachstehend beschriebenen Strömungsbild-Konstruktionsverfahren zu steuern.

[0066] Im Allgemeinen spiegeln die Differenzen zwischen dem Inhalt des Bildbrennpunkt-Abbildungsspeichers **116** und dem Inhalt des Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** die Differenzen in den Anregungssignalen, die zum Erzeugen der Signalabtastwerte verwendet werden, aus denen Bilder konstruiert werden, und im Verfahren, das vom Signalprozessor verwendet wird, um aus den Signalabtastwerten ein Bild zu konstruieren, wider. Die Verzögerungswerte, die vom Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** für einen gegebenen Punkt geliefert werden, weisen eine ähnliche Form auf wie jene, die vom Abbildungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** geliefert werden, außer dass, da keine Rekonstruktion der Strömungsdaten besteht, keine Verzögerung oder Summierung zwischen benachbarten Sätzen von Daten besteht und die Daten durch den Koppelpunktschalter **114** mit einem Einheitswert laufen, der auf einen der Gewichtungsfaktoren des Multiplizierers **119** angewendet wird, beispielsweise W_0 , und Nullen auf die restlichen Gewichtungsfaktoren W_1 – W_9 angewendet werden; die Steuersignale, die vom Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** zum Koppelpunktschalter **114** und zum Multiplizierer **119** geliefert werden, werden auf eine Weise geändert, die für übliche Fachleute auf dem Gebiet der Ultraschallbildkonstruktion angesichts des hierin nachstehend beschriebenen Strömungsbild-Konstruktionsverfahrens ersichtlich sind.

[0067] Ein Schalter **115** leitet die Signale selektiv entweder vom Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** oder vom Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** gemäß einem Signal, das von der Ablaufsteuereinheit **118** auf einer Leitung **121** geliefert wird. Für Fachleute ist zu erkennen, dass, selbst wenn Brennpunktsteuerdaten durch zwei separate Speichermodule **116** und **117** geliefert werden, die zwei separaten Brennpunkt-Abbildungsspeicher zu einem einzigen Speichermodul kombiniert werden können.

[0068] Die Ablaufsteuereinheit **118** verteilt Steuersignale zu den verschiedenen Komponenten des Ultraschall-Abbildungssystems auf eine Weise ähnlich derjenigen, die vorher im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben wurde. Die Steuersignale von der Ablaufsteuereinheit **118** synchronisieren den Datenempfang, die Datendigitalisierung, die Datenspeicherung und die Datenanalyse. Die Ablaufsteuereinheit, die im '097-Patent von Proudian et al. offenbart ist, wurde modifiziert, um das Steuersignal auf der Leitung **121** zum Schalter **115** zu liefern, um einen der Brennpunkt-Abbildungsspeicher **116** und **117** auszuwählen. Ferner liefert die Ablaufsteuereinheit **118** ein Signal auf dem Steuerbus **100**, um die Betriebsart der DSA **110** auszuwählen.

[0069] Nachdem Gewichtungswerte auf Signale vom Koppelpunktschalter **114** durch den Multiplizierer **119** angewendet wurden, werden die Signale zu einem Wallace-Addierer **120** übertragen. Der Wallace-Addierer **120** kombiniert die Ergebnisse vom Multiplizierer **119**, um Bilddaten-Signalwerte entsprechend Brennpunkten an Brennpunktstrahlen innerhalb eines Bildes zu erhalten.

[0070] Wenn man sich [Fig. 3b](#) zuwendet, werden Signalwerte vom Wallace-Addierer **120** zu einem digitalen Gleichrichter/Filter **122** übertragen, in dem das Signal gleichgerichtet und dann durch ein Tiefpassfilter auf eine bekannte Weise verarbeitet wird. An diesem Punkt umfassen die Bilddaten Brennpunktswerte für verschiedene Orte, die in Polarkoordinaten ausgedrückt werden. Vor dem Speichern der Bilddaten in einem Videospeicher und Anzeigen der Bilddaten auf einem Videobildschirm werden die Orte der Brennpunkte von Polarkoordinaten in Pixelpositionen im Anzeigeraum der Videoanzeige **28** abgebildet.

[0071] Um die Speicherung der Bilddaten im Videospeicher zu erleichtern, werden die gleichgerichteten und gefilterten Signale zu einem winkelabhängigen Abtastratenwandler **124** weitergeleitet. Der Abtastratenwandler **124** bildet jeden der Brennpunktswerte, die mittels der vorher beschriebenen Signalverarbeitungshardware berechnet werden, in eine vertikale Position entsprechend der nächsten horizontalen Gitterlinie für die Videoanzeige **29** ab. Nach dem Zuweisen von vertikalen Positionen zu den Brennpunkt-Bilddaten werden die resultierenden Bilddaten zu einem Y/θ -Speicherpuffer **126** übertragen.

[0072] Die im Y/θ -Speicherpuffer **126** gespeicherten Bilddaten werden zu einem Generator **128** für konzentrische Quadrate weitergeleitet, in dem jeder der Brennpunktswerte auf eine horizontale Position entsprechend der nächsten vertikalen Gitterlinie für die Videoanzeige **28** abgebildet wird. An diesem Punkt wurden die Brennpunkt-Bilddaten vom digitalen Gleichrichter/Filter **122** vollständig auf nächste Pixelpunkte auf einer Videoanzeige **28** abgebildet.

[0073] Die resultierenden Pixelwerte werden zu einem Videosystem **130** übertragen, das die Daten selektiv entweder in einem Strömungspixelspeicher **132a** oder in einem Bildpixelspeicher **132b** auf der Basis des Zustands des Schalters **3** ablegt. Der Zustand des Schalters **3** wird durch ein Signal gesteuert, das von der Ab-

laufsteuereinheit **118** auf der Leitung **123** übertragen wird.

[0074] Um einen Kontrast zwischen einem Strömungsbild, das im Strömungspixelspeicher **132a** gespeichert ist, und einem statischen Bild, das im Bildpixelspeicher **132b** gespeichert ist, zu erzielen, wird im Strömungspixelspeicher **132a** an jeder Pixelposition des Strömungsbildes, das von einem Blutflussbereich zeugt, ein chromatisches Bit gesetzt. Wenn die Amplitude eines Signals im Strömungsbild entsprechend einem Pixel Null oder geringer als ein Schwellenwert ist, der mittels Steuerwerten eingestellt wird, die durch die Bedienperson vorgelegt werden, dann wird das chromatische Bit nicht gesetzt und das entsprechende Pixel im Strömungspixelspeicher **132a** wird nicht gefärbt.

[0075] Obwohl der Kontrast zwischen den Strömungsbereichen im Strömungsbild und im statischen Bild durch Färben der Strömungsbereiche im Strömungsbild, das im Strömungspixelspeicher **132a** gespeichert ist, verstärkt wird, kann der Kontrast zwischen dem Strömungsbild und dem statischen Bild alternativ durch Färben der Merkmale, die vielmehr im statischen Bild als im Strömungsbild erfasst werden, erzielt werden. In diesem Fall wird das chromatische Bit in jeder Pixelposition des angezeigten Bildes, in der das Signal im Strömungsbild entsprechend der Pixelposition die Schwelle nicht überschreitet, gelöscht. Andere Arten zum Anwenden von kontrastierenden Anzeigeeigenschaften auf die kombinierten statischen und Strömungsbilder, um einem Benutzer zu ermöglichen, leicht zwischen statischen und dynamischen Merkmalen zu unterscheiden, um die Strömungsbereiche eines Blutgefäßes schnell zu identifizieren, wären Fachleuten angesichts der obigen Beschreibung bekannt.

[0076] Nachdem die Pixelbilddaten für die Nicht-Strömungs- und Strömungsbilder im Bildpixelspeicher **132b** bzw. im Strömungspixelspeicher **132a** gespeichert wurden, summiert eine Summierschaltung **133** jeden Pixelwert im Strömungspixelspeicher **132a** mit einem entsprechenden Pixelwert im Bildpixelspeicher **132b**. Das summierte Videosignal wird von der Summierschaltung **133** zu einer Gammakorrektur-Nachschaletabelle **134** übertragen.

[0077] Die Gammakorrektur-Nachschaletabelle **134** führt gut bekannte Modifikationen an den von der Summierschaltung **133** übertragenen Videobilddaten durch. Anschließend werden die digitalen Videodaten zu einem Digital-Analog-Wandler **135** übertragen, der die digitalen Pixeldaten in analoge Daten zur Steuerung der Videoanzeige **28** umwandelt.

[0078] Nachdem die Signalverarbeitungssystem-Hardware der vorliegenden Erfindung beschrieben wurde, wird nun ein Prozess zum simultanen Anzeigen eines Bildes eines Gefäßes, das sowohl Strömungs- als auch Gewebedaten zeigt, beschrieben.

[0079] Wenn man sich nun [Fig. 4](#) zuwendet, wird ein Ablaufplan bereitgestellt, der die Schritte zum Erzeugen eines zusammengesetzten Strömungs-/Gewebebildes eines Blutgefäßes zusammenfasst. In Schritt **200** arbeitet das Ultraschall-Abbildungssystem in einem Modus zum Erfassen von Bilddaten, die hauptsächlich die statischen Merkmale eines abgebildeten Bereichs zeigen, was vorher im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben wurde.

C. Beschreibung des statischen Abbildungsmodus

[0080] Das Folgende ist eine kurze Zusammenfassung der Schritte, die vorher im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. zum Erzeugen eines Bildes auf der Basis der Summierung von Signalen, die aus Echosignalen entstehen, die durch J Anregungssignale von einem einzelnen Wandler in einem sehr kurzen Zeitraum erzeugt werden, beschrieben wurden. Im Abbildungsmodus wird ein Wandler an der Sondenordnung **24** durch die Ablaufsteuereinheit **118** aktiviert. Als nächstes sendet die Ablaufsteuereinheit **118** ein Sendesignal zur Wandleranordnung **24** und der aktivierte Wandler emittiert Ultraschallenergie in das Gefäß. Ultraschallechos kehren sowohl vom Blut als auch vom Gewebe zu einer Wandleranordnung zurück.

[0081] Wenn die Wandleranordnung mit dem Blut in direktem Kontakt steht, sind die Echosignale vom Blut typischerweise die ersten, die von den Wandlern empfangen werden. Die stärkeren Echosignale von den relativ stationären Gefäßwänden werden von den Wandlern nach den Blutechosignalen empfangen. Die Ultraschallechos von sowohl den Gefäßwänden als auch vom Blut werden durch die Wandler in elektrische Signale umgewandelt und durch Transimpedanzverstärker innerhalb der integrierten Schaltungen an der Sondenordnung **24** gepuffert. Die gepufferten elektrischen Signale werden über das Mikrokabel **25** zum Empfänger **106** gesandt. Die von der Wandleranordnung **24** über das Mikrokabel **25** gesandten elektrischen Signale werden vom Empfänger **106** weiter verstärkt und gefiltert, bevor sie zum A/D-Wandler **108** übertragen werden.

[0082] [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) sind erläuternde Darstellungen von umgewandelten Echosignalen, die in der analogen Form graphisch dargestellt sind und sich aus aufeinanderfolgenden Anregungssignalen ergeben, die zeitlich sehr eng beabstandet sind und von einer Wandleranordnung emittiert werden. Obwohl [Fig. 5a](#), [Fig. 5b](#), [Fig. 5c](#) und [Fig. 5d](#) verwendet werden, um die Prinzipien der vorliegenden Erfindung in analoger Form darzustellen, sollte beachtet werden, dass die Verfahren der vorliegenden Erfindung vorzugsweise in der digitalen Form durchgeführt werden, um die erforderliche Hardware, die moderne Verfahren der elektronischen Konstruktion verwendet, zu vereinfachen. Die in [Fig. 5a](#), [Fig. 5b](#), [Fig. 5c](#) und [Fig. 5d](#) dargestellten Prinzipien gelten gleichermaßen für die digitale Form, vorausgesetzt, dass die Abtastrate der analogen Wellenform für die umgewandelten Echos am A/D-Wandler **108** ausreichend hoch ist, um die Phase des analogen Signals zu bewahren. Dies wird durch die hohen Abtastraten (z. B. 16 bis 20-mal die maximale Frequenz des Ultraschalls) oder durch Abtast- und Interpolationsverfahren, bei denen die Abtastrate verringert wird, aber die Abtastpunkte digital interpoliert werden, um eine genauere Phaseninformation unter Verwendung von geeigneten Filtern wiederherzustellen, erreicht. Ein solches Abtastverfahren ist im US-Patent 4 787 392 von Saugeon beschrieben.

[0083] Wie auf dem Fachgebiet bekannt ist, wird die Erzeugung von Signalabtastwerten von empfangenen Echosignalen, die aus jedem der J Anregungssignale entstehen, derart synchronisiert, dass Echos von einem gleichen Abstand von der Oberfläche eines Empfangswandlers am gleichen relativen Ort des Signalabtastwerts angeordnet sind. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung umfasst jeder digitalisierte Signalabtastwert einen Satz von 2048 Punkten. Infolge des synchronisierten Empfangs der Echosignale für die Erzeugung von digitalisierten Signalabtastwerten entspricht jeder des Satzes von 2048 Punkten mit gleicher Nummer für jeden der digitalisierten Signalabtastwerte im Wesentlichen einem gleichen Abstand von der Oberfläche eines Empfangswandlers wie ein Punkt mit gleicher Nummer in den anderen digitalisierten Signalabtastwerten (z. B. entspricht der Punkt 10 in jedem der Signalabtastwerte einem gleichen Abstand von der Empfangswandlersoberfläche wie der Punkt 10 in jedem der anderen Sätze von 2048 Punkten, die die J digitalisierten Signalabtastwerte umfassen).

[0084] Ferner werden Teile der empfangenen Echowellenformen (die empfangen und in digitalisierte Signalabtastwerte umgewandelt werden) manchmal hierin als entweder zu einem ersten, relativ dynamischen Teil; oder zu einem zweiten, relativ statischen Teil gehörend identifiziert. Die Werte von entsprechenden digitalisierten Punkten, die dem ersten Teil der Echowellenform zugeordnet sind, ändern sich von Signalabtastwert zu Signalabtastwert im Satz von J Signalabtastwerten. Die Werte von entsprechenden digitalisierten Punkten, die dem zweiten Teil der Echowellenform zugeordnet sind, bleiben im Wesentlichen von Signalabtastwert zu Signalabtastwert im Satz von J Signalabtastwerten unverändert. Die Bedeutung des Unterschiedes im Verhalten zwischen dem ersten und dem zweiten Teil wird nachstehend in Verbindung mit zwei verschiedenen Abbildungsmodi des Ultraschall-Abbildungskatheters erläutert.

[0085] [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) stellen typische Echowellenformen für umgewandelte Echosignale dar, die sich aus den schwächeren, statistischen Echosignalen vom Blut, die zuerst am Wandler ankommen, und den stärkeren, unveränderlichen Echosignalen vom Gewebe, die nach den Blutechosignalen ankommen, ergeben. Der erste Teil der Echowellenform für die umgewandelten Echosignale in [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) mit einer quadratischen mittleren (RMS) Amplitude von V_b stellt den relativ dynamischen Teil des Signals dar, der aus umgewandelten Echosignalen hauptsächlich von Blut entsteht. Der zweite Teil der Wellenform für die umgewandelten Echosignale in [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) mit einer RMS-Amplitude von V_a stellt den relativ statischen Teil des Signals dar, der aus umgewandelten Echosignalen hauptsächlich von Gewebe entsteht. Für die Zwecke dieser Erläuterung sind die RMS-Werte ein Maß für die mittlere Amplitude der Echowellenformen, die sich aus Reflexionen der emittierten Ultraschallwellenform über einen interessierenden Abstand innerhalb des Bluts oder Gewebes ergeben, das heißt, Teilmengen in der Zeit der 2048 Punkte im digitalisierten Signalabtastwert.

[0086] Der A/D-Wandler **108** transformiert die analogen Signale vom Empfänger **106** in digitale Daten mit einer Rate von 400 MHz mit 8 Bits Amplitudenauflösung. Die digitalisierte Information wird dann zur DSA **110** gesandt. Während des statischen Abbildungsmodus überträgt die Ablaufsteuereinheit **118** ein Steuersignal zur DSA **110**, um die DSA **110** zu veranlassen, kontinuierlich in einem Additionsmodus zu arbeiten. Im Additionsmodus, in dem eine Anzahl von digitalisierten Signalabtastwerten zusammenaddiert werden, führt die DSA **110** eine wiederholte Lesen-Modifizieren-Schreiben-Operation durch. Die Lesen-Modifizieren-Schreiben-Operation umfasst das Zusammenaddieren eines neuen digitalisierten Signalabtastwerts mit 2048 Punkten mit Daten, die vorher in einem Akkumulator gespeichert wurden und den 2048 Punkten entsprechen, dann das Speichern der resultierenden summierten Werte für die 2048 Punkte wieder im Akkumulatorregister. Um die Geschwindigkeitsanforderungen der elektronischen Schaltungen, die diese Funktion erfüllen, zu verringern, werden die 2048 Punkte in 8 Sätze von 256 Punkten mit jeweils 50 MHz demultiplexiert. Jeder Satz wird separat von einer der acht (8) ALUs der DSA **110** verarbeitet.

[0087] Während sie sich im statischen Abbildungsmodus befinden, bleiben die Arithmetik-Logik-Einheiten (ALUs) der DSA **110**, die die Additionsoperationen durchführen, im Additionsmodus, während insgesamt J digitalisierte Signalabtastwerte, die sich aus J Wiederholungen eines gleichen Anregungs- und Lesemusters ergeben, durch die DSA **110** summiert werden. Im dargestellten Ausführungsbeispiel ist J gleich 256. Daher wird ein Satz von 256 digitalisierten Signalabtastwerten (wobei jeder digitalisierte Signalabtastwert 2048 Punkte umfasst) durch die DSA **110** summiert, um eine Echowellenform für einen Bereich des Gefäßsystems bereitzustellen. Der Satz von 256 digitalisierten Signalabtastwerten entsteht aus einem Satz von 256 umgewandelten Echowellformen, die wiederum aus 256 separaten Anregungssignalen entstehen, die von einem aktivierten Wandler emittiert werden und sich in das Blutgefäß fortpflanzen. Die resultierenden Additionen der entsprechenden 2048 Punkte der 256 digitalisierten Signalabtastwerte werden im akustischen Datenblockpuffer **112** ohne Weiterverarbeitung gespeichert. Die resultierende Summe von der DSA **110** kann jedoch durch die Anzahl von summierten Abtastwerten (oder irgendeine andere Zahl) dividiert werden oder bitverschoben werden, um einen Mittelwert pro Abtastwert oder pro Anzahl von Abtastwerten bereitzustellen.

[0088] Der Zweck des vorstehend beschriebenen Summierprozesses besteht darin, die gesamte Signalqualität zu verbessern und die Amplitude von Signalen, die aus Rauschen und dynamischen Merkmalen eines abgebildeten Bereichs entstehen, in bezug auf die Signale, die aus statischen Merkmalen im abgebildeten Bereich entstehen, zu verringern, um ein Bild zu erzeugen, das die relativ stationären Merkmale eines Blutgefäßes und von Umgebungsgewebe anzeigt. Die Wirkung des Summierprozesses für zwei beispielhafte aufeinanderfolgende Signalabtastwerte A und B ist in [Fig. 5c](#) dargestellt. Die umgewandelten Signalabtastwerte vom Gewebe mit einer RMS-Amplitude von V_a sind von Signalabtastwert zu Signalabtastwert unverändert, wenn die Abtastwerte in einer sehr kurzen Zeitspanne erzeugt werden, und daher summieren sich die Signalabtastwerte vom Gewebe kohärent. Das Summieren von 256 umgewandelten Echosignalabtastwerten, die vom Gewebe entstehen und von einem Wandler empfangen werden, verstärkt die RMS-Amplitude der Signalabtastwerte vom Gewebe um einen Faktor von 256 oder etwa 48 dB. Diese Analyse nimmt natürlich an, dass das Gewebe absolut statisch ist. Tatsächlich sind die Echosignale vom Gewebe, obwohl sie relativ statisch sind, nicht absolut statisch und der Verstärkungsgrad ist ein Wert von weniger als 256. Rein statisches Gewebe ist jedoch eine zufriedenstellende Annahme für die Zwecke des Beschreibens der dargestellten und alternativen Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung.

[0089] Andererseits summieren sich die umgewandelten Signale für das Blut mit einer mit V_b in [Fig. 5a](#) bezeichneten RMS-Amplitude, die im Vergleich zu den Gewebesignalen relativ dynamisch sind, nicht kohärent und die Verstärkung der RMS-Amplitude der Summierung der umgewandelten Signale vom Blut relativ zur Verstärkung von Signalabtastwerten, die aus stationären Merkmalen bestehen, ist verringert.

[0090] In rein statistischen Medien ist die Verstärkung, die durch Zusammensummieren einer Anzahl von Signalabtastwerten erreicht wird, nur gleich der Quadratwurzel der Anzahl von Summierungen. Daher verstärkt eine Summierung von 256 umgewandelten Echosignalabtastwerten von rein statistischen Medien den RMS-Wert der einzelnen Signale um einen Faktor der Quadratwurzel von 256 oder 24 dB.

[0091] Tatsächlich kann Blut sowohl statische als auch dynamische Komponenten enthalten. Das Summieren von 256 umgewandelten Echosignalabtastwerten, die aus sich bewegendem Blut entstehen, erzeugt ein summiertes Signal mit einer Verstärkung, die beträchtlich geringer ist als 256 (aufgrund der statistischen Komponenten des Bluts), jedoch größer ist als die Quadratwurzel von 256 (aufgrund der statischen Komponenten des Bluts). Daher verringert das Summieren einer großen Anzahl von Signalabtastwerten des Bluts und von Gewebe in einem Bereich, die über einen sehr kurzen Zeitraum erhalten werden, die relative Amplitude der summierten Echosignale, die durch sich bewegendes Blut oder Rauschen (die beide in der Art relativ statistisch sind) verursacht wird, im Vergleich zur Amplitude der summierten Echosignale von statischen Merkmalen. Stagnierendes Blut trägt jedoch beträchtlich zum summierten Signal bei, das aus mehreren Signalabtastwerten von Echosignalen erhalten wird, und sollte berücksichtigt werden, wenn ein Signalfilterschema ausgewählt wird.

[0092] Wie vorher vorstehend und im '097-Patent von Proudian et al. erläutert, überträgt die DSA **110** einen Satz von 16-Bit-Daten für ein ausgewähltes der 64 gesamten Wandlerelemente (die sich aus der Summierung der 256 Signalabtastwerte an jedem der 2048 digitalisierten Signalabtastwertpunkte ergeben) zum akustischen Datenblockpuffer **112** zur Speicherung und anschließenden Bildkonstruktionsverarbeitung. Die Ablaufsteuereinheit **118** überträgt dann Steuersignale zur Sondenordnung **24** auf eine bekannte Weise, um ein nächstes Wandlerelement in der Matrix auszuwählen, und wiederholt den vorher beschriebenen Signalabtastwert-Summierungsprozess J -mal für das nächste Wandlerelement. Der vorstehend beschriebene Sammel- und Summierungsprozess für die umgewandelten Signalabtastwerte wird wiederholt, bis 64 summierte Sätze

von 16-Bit-Daten der vorstehend beschriebenen Art (ein Satz für jedes der 64 Wandlerelemente an der Sondenordnung **24**) in den akustischen Datenblockspeicher **112** geschrieben wurden. Jeder der summierten Sätze enthält insgesamt 2048 einzelne 16-Bit-Summiationswerte. Jeder der 2048 16-Bit-Summiationswerte entspricht einem der Digitalisierungspunkte für die abgetasteten Signale.

[0093] Nachdem die statischen Bildkonstruktionsdaten erfasst und im akustischen Datenblockpuffer **112** gespeichert wurden, wählt die Ablaufsteuereinheit **118** den Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** über die Steuerleitung **121** zum Schalter **115** aus. Der Bildbrennpunkt-Abbildungsspeicher **116** sieht alle Verzögerungen und Gewichtungen für den Koppelpunktschalter **114** und die Multiplizierer **119** zum Erzeugen eines Bildsignalwerts für jeden Brennpunkt eines angezeigten Ultraschallbildes vor. Die Ergebnisse aus der Multipliziererschaltung **119** werden zum Wallace-Addierer **120** übertragen. Der summierte Wert vom Wallace-Addierer **120** für einen Brennpunkt wird dann zum digitalen Gleichrichter und Filter **122** zur Verarbeitung auf eine vorstehend in Verbindung mit der Hardwarebeschreibung des Ultraschall-Abbildungssystems beschriebene Weise übertragen.

[0094] Der winkelabhängige Abtastratenwandler **124**, der Y/θ -Puffer **126** und der Generator **128** für konzentrische Quadrate bilden die Werte für Brennpunkte, die aus den digitalisierten und summierten Wandlersignalen erhalten werden, von Polarkoordinaten in die nächsten entsprechenden Pixelstellen in einer Videoanzeige ab. Die den Pixelstellen entsprechenden Bilddaten werden dann zum Videosystem **130** übertragen.

[0095] Wenn man zu [Fig. 4](#) zurückkehrt, die die Schritte des Abbildungsprozesses zusammenfasst, geht die Steuerung, nachdem die Pixelwerte für das Ultraschallbild berechnet sind (in Schritt **200**), dann zu Schritt **201** weiter. In Schritt **201** werden die resultierenden Pixelwerte für das Bild, das erfasst wird, während das Ultraschall-Abbildungssystem im Abbildungsmodus arbeitet, selektiv über das Videosystem **130** durch den Schalter **3** (über die Leitung **123** von der Ablaufsteuereinheit **118** gesteuert) übertragen. Anschließend werden die Pixelwerte innerhalb des Bildpixelspeichers **132b** gespeichert. Danach geht die Steuerung zu Schritt **202** weiter, in dem das Ultraschall-Abbildungssystem der vorliegenden Erfindung Strömungsbilddaten auf eine nachstehend hierin beschriebene Weise erzeugt.

[0096] Bevor mit der Beschreibung von Schritt **202** fortgefahren wird, sollte beachtet werden, dass, nachdem die Pixeldaten in den Bildpixelspeicher **132b** beim Abschluss von Schritt **201** geladen sind, das Abbildungssystem sofort ein Bild auf der Videoanzeige **28** auf der Basis der vorliegenden Bilddaten erzeugt, selbst wenn noch kein Strömungsbild erzeugt wurde (gemäß den Schritten **202** und **203**). Sobald der Bildpixelspeicher **132b** und der Strömungspixelspeicher **132a** mit Daten geladen wurden, wird ferner das auf der Videoanzeige **28** angezeigte Bild jedes Mal, wenn ein neuer Satz von Bilddaten entweder in den Strömungspixelspeicher **132a** (nach Schritt **203**) oder in den Bildpixelspeicher **132b** (nach Schritt **201**) geladen wird, überarbeitet.

D. Beschreibung des Strömungsabbildungsmodus

1. Überblick über den Strömungsabbildungsmodus

[0097] Die allgemeinen Schritte des Strömungsbilddaten-Erfassungsprozesses für ein dargestelltes Ausführungsbeispiel eines Ultraschall-Abbildungssystems sind in [Fig. 6](#) zusammengefasst. Während im Strömungsabbildungsmodus gearbeitet wird und die in [Fig. 6](#) zusammengefassten Schritte ausgeführt werden, arbeitet das Ultraschall-Abbildungssystem in einem vom vorher beschriebenen statischen Abbildungsmodus grundsätzlich verschiedenen Modus. Im Gegensatz dazu, dass die DSA **110** wiederholt Additionsoperationen an J digitalisierten Signalabtastwerten ausführt, während das Ultraschall-Abbildungssystem im statischen Abbildungsmodus arbeitet, addiert und subtrahiert die DSA **110**, die im Strömungsabbildungsmodus arbeitet, abwechselnd einen Satz von J digitalisierten Signalabtastwerten auf eine symmetrische Weise. Wie hierin nachstehend in Verbindung mit [Fig. 5a](#), [Fig. 5b](#) und [Fig. 5d](#) weiter erläutert wird, führt dieses Verfahren der Kombination der Signalabtastwerte zu einer signifikanten Dämpfung von Teilen der Signalabtastwerte, die aus den Echos entstehen, die durch relativ stationäre Merkmale wie z. B. Gewebe, erzeugt werden, während die Teile der Signalabtastwerte, die aus den Echos entstehen, die durch relativ nicht-stationäres Blut erzeugt werden, verstärkt werden.

[0098] [Fig. 5a](#), [Fig. 5b](#) und [Fig. 5d](#) stellen die Wirkung der symmetrischen Addition und Subtraktion von Signalen mit einem rein statistischen Teil und einem statischen Teil erläuternd dar. Der erste Teil der Signalabtastwerte A und B in [Fig. 5a](#) bzw. [Fig. 5b](#) mit einer konstanten RMS-Amplitude von V_b wird als von Signalabtastwert zu Signalabtastwert statistisch angenommen. Der zweite Teil der Signalabtastwerte A und B mit einer konstanten RMS-Amplitude von V_a wird als statisch angenommen (von Abtastwert zu Abtastwert identisch).

Fig. 5d stellt das Signal dar, das sich aus dem Subtrahieren des Signalabtastwerts B vom Signalabtastwert A ergibt.

[0099] Der erste Teil des Signals in **Fig. 5d**, welcher das Ergebnis der Subtraktion des statistischen Teils des Signalabtastwerts B vom statistischen Teil des Signalabtastwerts A darstellt, weist eine von Null verschiedene RMS-Amplitude gleich der Quadratwurzel der Anzahl von kombinierten Abtastwerten mal V_0 auf. In **Fig. 5d** ist die Anzahl von kombinierten Abtastwerten zwei. Diese Verstärkung ist dieselbe wie die Verstärkung, die durch Addieren aller Signalabtastwerte erhalten wird. Andererseits weist der zweite Teil des Signals in **Fig. 5d**, welcher das Ergebnis der Subtraktion des statistischen Teils des Signalabtastwerts B vom statistischen (identischen) Teil des Signalabtastwerts A darstellt, eine konstante Amplitude von Null auf.

[0100] Obwohl das obige Beispiel nur zwei (2) Signalabtastwerte umfasst, ist die Wirkung der Kombination von Signalabtastwerten mit einem statistischen und einem statischen Teil auf den verallgemeinerten Fall anwendbar, in dem eine Folge von empfangenen Signalabtastwerten abwechselnd auf eine symmetrische Weise addiert und subtrahiert werden. Die Amplitude des statistischen Teils der abwechselnd addierten und subtrahierten Signalabtastwerte wird um einen Faktor gleich der Quadratwurzel der Anzahl von kombinierten Signalabtastwerten verstärkt. Für 256 Signalabtastwerte, die abwechselnd auf eine symmetrische Weise addiert und subtrahiert werden, wird der statistische Teil der Signalabtastwerte beispielsweise um einen Faktor von bis zur Quadratwurzel von 256 oder 24 dB verstärkt. Die Amplitude des statischen Teils der 256 abwechselnd addierten und subtrahierten Signalabtastwerte nähert sich Null.

[0101] Angesichts der obigen Erörterung hinsichtlich des abwechselnden Addierens und Subtrahierens von Signalabtastwerten verstärkt das abwechselnde Addieren und Subtrahieren von Signalabtastwerten, die aus umgewandelten Ultraschallechos in der DSA **110** entstehen, die statistischen Echosignale von sich bewegendem Blut beträchtlich und dämpft die relativ statischen (unveränderlichen) Echosignale vom Gewebe und sich nicht-bewegendem Blut. Tatsächlich sind die durch sich bewegendes Blut erzeugten Echosignale nicht rein statistisch und die durch Gewebe erzeugten Echosignale sind nicht absolut statisch, aber solche Annahmen nähern die relative Art der umgewandelten Echosignale an und sind zum Beschreiben der vorliegenden Erfindung geeignet. Das nachstehend beschriebene Ultraschall-Strömungsabbildungsverfahren verwendet das Signalverstärkungsverfahren von Blut- und Gewebesechos, um Strömungsbilddaten durch abwechselndes Addieren und Subtrahieren einer Reihe von Signalabtastwerten, die über einen sehr kurzen Zeitraum erhalten werden, auf eine symmetrische Weise zu erzeugen.

2. Systemeinrichtung und -einstellung

[0102] Wenn man sich nun **Fig. 6** zuwendet, die die Schritte zusammenfasst, die den Strömungsabbildungsmodus bilden, wählt das Ultraschall-Abbildungssystem in Schritt **230** den Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** aus und stellt die Systemeinstellungen zur Ausführung der Strömungsabbildung ein. Die Ablaufsteuereinheit **117** überträgt ein Steuersignal auf der Leitung **121** zum Schalter **115**, um den Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** mit der Ablaufsteuereinheit **118** zu verbinden, wobei folglich ermöglicht wird, dass der Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** Steuersignale zum Koppelpunktschalter **114**, zum Multiplizierer **119** und zum Wallace-Addierer **120** liefert. Die Ablaufsteuereinheit **118** überträgt auch Steuersignale über den Steuerbus **100** zur DSA **110** zum Steuern des Rechenmodus der DSA **110**, während Sätze von J digitalisierten Signalabtastwerten vom Signalprozessor **30** empfangen und verarbeitet werden.

[0103] Die Ablaufsteuereinheit **118** (in Schritt **230**) aktiviert im Gegensatz zum statischen Abbildungsmodus (mit einem aktiven Emissions-/Empfangs-Wandlerelement zu irgendeinem Zeitpunkt) die Kanäle, die vier benachbarten Wandlern an der Sondenordnung **24** zugeordnet sind. Da vier Wandler viermal die Energie emittieren, die von einem einzelnen Wandler emittiert wird, sind die Echosignalabtastwerte vom sich bewegenden Blut wesentlich höher als der Hintergrund oder thermisches Rauschen, das durch die Wandleranordnung **24** erzeugt wird. Da die gesamte Ultraschallenergie, die von den vier Wandlern emittiert und empfangen wird, viel höher ist als die Energie, die einem einzelnen aktivierten Wandler im Abbildungsmodus zugeordnet ist, überträgt jedoch die Ablaufsteuereinheit **118**, um Sättigung zu vermeiden, ein Steuersignal zum Empfänger **106**, welches die Verstärkung des Empfängers **106** verringert.

[0104] Wenn man sich **Fig. 11** zuwendet, ist eine schematische Zeichnung bereitgestellt, die das Verbindungsschema eines Satzes von Wandlern t der Sondenordnung **24** mit einem Sendebus **140** und einem Empfangsbus **142**, während das Ultraschall-Abbildungssystem im Strömungsabbildungsmodus arbeitet, erläuternd darstellt. Eine ausführlichere Beschreibung der elektronischen Schaltung, die mit der Wandleranordnung **24** betrieben wird, wird vom '097-Patent von Proudian et al. bereitgestellt. Obwohl nur 16 Wandler (t_0-t_{15}) in

Fig. 11 dargestellt sind, umfasst die Sondenordnung **24** im dargestellten Ausführungsbeispiel insgesamt 64 Wandler gemäß der vorherigen Beschreibung der elektronischen Schaltung, die im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben ist. Der Sendebus **140** und der Empfangsbus **142** sind mit allen 64 Wandlern t gekoppelt, um die simultane Verbindung von Sätzen der Wandler t mit dem Sendebus **140** und dem Empfangsbus **142** zu unterstützen.

[0105] Im dargestellten Ausführungsbeispiel der mit der Wandleranordnung **24** betriebenen elektronischen Schaltung zum Erzeugen der empfangenen Ultraschallwellenformen, die im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben ist, umfasst eine Sende- und Empfangssteuereinheit **114** Schieberegister, wobei jedes der Bits der Schieberegister auf einen der Wandler t abgeglichen wird. Signale auf Puffersteuerleitungen b_0 – b_{15} steuern die Verbindung der Wandler t_0 – t_{15} mit dem Sendebus **140** und dem Empfangsbus **142** über Sende- und Empfangspuffer, die den Wandlern t zugeordnet sind.

[0106] Gemäß dem dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung senden die Sende- und Empfangssteuereinheiten, während sie im Strömungsabbildungsmodus arbeiten, aktive Steuersignale auf vier (4) Puffersteuerleitungen b zum simultanen Aktivieren der Sende- und Empfangspuffer für vier (4) benachbarte Wandler. Gemäß der schematischen Zeichnung in **Fig. 11**, werden beispielsweise die Wandler t_1 – t_4 über die Puffersteuerleitungen b_1 – b_4 sowohl zum Emittieren von Ultraschallwellenformen als auch zum Empfangen von Ultraschallechos vom abgebildeten Bereich gemäß Schritt **234** von **Fig. 6** ausgewählt. Die umgewandelten Echos von den vier benachbarten Wandlern (t_1 – t_4) werden durch die Puffer geleitet und das resultierende elektrische Stromsignal von jedem Puffer wird kombiniert und über den Empfangsbus **142** zum Mikrokabel **25** übertragen.

3. Strömungsbild-Rohdatenerfassung

[0107] Wenn man mit der Beschreibung der in **Fig. 6** zusammengefassten Schritte fortfährt, geht die Steuerung, nachdem die Ablaufsteuereinheit **118** den Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** auswählt und die Systemeinstellungen initialisiert, einschließlich Einstellen der Verstärkung des Empfängers **106** und der Anzahl von aktivierten Wandler-elementen, zu Schritt **232** weiter, in dem die Ablaufsteuereinheit **118** die Wandler-elemente t_0 – t_3 aktiviert. Nach dem Aktivieren der Wandler-elemente t_0 – t_3 leitet die Ablaufsteuereinheit **118** Sendeimpulssignale auf eine bekannte Weise, die vorher im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben wurde, über den Sendebus **140** zu den Wandler-elementen t_0 – t_3 , die dann periodisch insgesamt J Ultraschall-Anregungssignale in das Blutgefäß senden. Die Ablaufsteuereinheit **118** aktiviert auch die Wandler-elemente t_0 – t_3 zum Empfangen von J Signalabtastwerten, die gepuffert und auf dem Empfangsbus **142** übertragen werden.

[0108] Die Wiederholungsfrequenz wird auf Raten von bis zu 163 Tausend Anregungssignalen pro Sekunde im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung gehalten. Bei dieser Rate kann der Satz von J Signalabtastwerten (wobei $J = 256$) für einen der 64 Bildbereiche in weniger als zwei Tausendstel einer Sekunde erfasst werden. Der Wiederholungszeitraum kann jedoch geringer als ein Tausendstel, geringer als ein Zehntausendstel oder geringer als ein Hunderttausendstel einer Sekunde sein.

[0109] Die sehr hohe Wiederholungsfrequenz erleichtert einen Vergleich eines ersten Signalabtastwerts oder Satzes von Signalabtastwerten und eines nächsten Signalabtastwerts oder Satzes von Signalabtastwerten für einen abgebildeten Bereich, in dem die relativ statischen Teile der Signalabtastwerte (die aus Gewebe und Plaque entstehen) signifikant gedämpft sind. Die Dämpfung der relativ statischen Teile der Signalabtastwerte ermöglicht die Identifikation von relativ dynamischen Teilen des abgebildeten Bereichs (die den Blutfluss anzeigen).

[0110] Wenn man sich kurz **Fig. 12** zuwendet, ist ein repräsentatives Strahlprofil für Ultraschallemissionen von vier (4) gleichzeitig aktivierten benachbarten Wandlern (t_0 – t_3) dargestellt. Wie auf dem Fachgebiet bekannt ist, führt das Erhöhen der Größe der Blendenöffnung an der Quelle (das sich aus der gleichzeitigen Emission von Ultraschallenergie von vier (4) benachbarten Wandlern der 64 Wandler ergibt) zu einem Ultraschallstrahlprofil, das unidirektionaler und in weiteren Abständen von der Quelle besser fokussiert ist als das Strahlprofil, das aus der Emission von Ultraschallenergie von einem einzelnen der 64 Wandler entsteht. Das Strahlprofil in **Fig. 12** stellt den effektiven Teil des Gefäßsystems dar, aus dem Echos von den vier (4) aktivierten Wandlern t_0 – t_3 empfangen werden, unmittelbar nachdem dieselben vier (4) Wandler t_0 – t_3 gleichzeitig eine Ultraschallwellenform von einer zylindrischen Wandlermatrix **23** mit insgesamt vierundsechzig (64) Wandler-elementen emittieren. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst ein Vollbildschirm-Strömungsbild 64 Bildbereiche. Jede der 64 Kombinationen von benachbarten Wandlern, wobei vier auf einmal genommen werden, wird verwendet, um eine modifizierte Echowellenform für einen entsprechenden der 64 Bildbereiche zu erzeugen.

gen. [Fig. 12](#) stellt erläuternd einen Bereich R dar, der einen der 64 Bildbereiche eines Vollbildschirm-Strömungsbildes bildet. Der Bereich R, der der Aktivierung der Wandler t_0 - t_3 zugeordnet ist, ist innerhalb des Strahlprofils zentriert und auf jeder Seite durch Linien l_1 und l_2 begrenzt. Alternative Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung können natürlich Modifikationen an der Anzahl von Bildbereichen, die ein Vollbildschirmbild bilden, an der Größe und Form des emittierenden Wandlers, an der Größe und Form eines Strahlprofils und an der Beziehung zwischen einem Strahlprofil und dem Bildbereich, der dem Strahlprofil zugeordnet ist, umfassen.

[0111] Wenn man zu [Fig. 6](#) zurückkehrt, geht die Steuerung, nachdem das Ultraschall-Abbildungssystem die J Signalabstastwerte in Schritt **232** empfangen hat, zu Schritt **234** weiter, in dem die Sendepuffer für die Wandlererelemente t_1 - t_4 über die Puffersteuerleitungen b_1 - b_4 aktiviert werden, um periodisch J Ultraschall-Anregungssignale in einen Bereich des Gefäßsystems aus dem Inneren des Blutgefäßes zu senden. Die Puffersteuerleitungen b_1 - b_4 aktivieren auch die Empfangspuffer für die Wandlererelemente t_1 - t_4 zum Empfangen von J umgewandelten Echowellenformen von den Wandlererelementen t_1 - t_4 und zum Senden des summierten Stromsignals auf dem Empfangsbus **142**, wie in vorstehend beschriebener [Fig. 11](#) dargestellt.

[0112] Die Aktivierung von Sätzen von vier benachbarten Wandlererelementen zum Emittieren von J Ultraschallwellenformen, zum Empfangen von J Sätzen von Echowellenformen, die aus den J emittierten Ultraschallwellenformen entstehen, durch die vier benachbarten Wandlererelemente und zum Verschieben des aktivierten Satzes von vier (4) benachbarten Wandlern um Eins wird wiederholt, bis insgesamt 64 Sätze von J Signalabstastwerten vom Signalprozessor zum Erzeugen eines Vollbildschirm-Strömungsbildes empfangen wurden. In Schritt **236** werden die Sende- und Empfangspuffer für die Wandlererelemente t_{63} , t_0 , t_1 und t_2 aktiviert und senden J Ultraschallwellenformen aus dem Inneren des Gefäßes und empfangen den Endsatz der 64 gesamten Sätze von J Ultraschallechowellenformen. Die gepufferten empfangenen Echowellenformen werden summiert und auf dem Empfangsbus **142** übertragen.

[0113] Es sollte beachtet werden, dass, obwohl im vorstehend beschriebenen dargestellten Ausführungsbeispiel derselbe Wandler oder Satz von Wandlern während des normalen und des Strömungsabbildungsmodus jeweils Ultraschallenergie für einen Bereich sendet und empfängt, andere alternative Sende-/Empfangsschemen auch möglich sind. In einem alternativen Ausführungsbeispiel werden beispielsweise Modifikationen an dem Steuerschema und der Hardware auf eine Weise vorgenommen, die für Fachleute leicht erkennbar ist, so dass ein erster Wandler oder Satz von Wandlern eine Ultraschallwellenform emittiert und ein zweiter, anderer Wandler oder Satz von Wandlern die Echos empfängt, die aus der emittierten Ultraschallwellenform entstehen.

4. Strömungsbild-Rohdatenverarbeitung

[0114] Nachdem beschrieben wurde, wie die Echowellenformen, die die Strömungsrohbilddaten bilden, erhalten werden, wird nun die Aufmerksamkeit auf [Fig. 7](#) gerichtet, in der die Schritte für ein beispielhaftes Muster zum Kombinieren der Werte von J digitalisierten Signalabstastwerten zum Erhalten einer modifizierten Echowellenform für einen Bildbereich des Ultraschall-Strömungsbildes zusammengefasst sind. Im dargestellten Ausführungsbeispiel eines von [Fig. 7](#) zusammengefassten Kombinationsmusters wechselt die DSA **110** zwischen der Addition und Subtraktion nach dem Empfangen und Verarbeiten jedes Signalabstastwerts vom A/D-Wandler **108** ab. Die vorliegende Erfindung zieht jedoch eine Vielzahl von Additions- und Subtraktionsmustern in Betracht, die auf Signalabstastwerte angewendet werden, die die umgewandelten Echosignale vom fließenden Blut verstärken, während umgewandelte Echosignale von den statischen Merkmalen wie z. B. den Gefäßwänden gedämpft werden, von welchen erläuternde Beispiele nachstehend beschrieben werden.

[0115] In Schritt **210** emittiert der Satz von vier (4) aktivierten Wandlern ein Ultraschall-Wellenformsignal aus dem Inneren eines Blutgefäßes. Anschließend pflanzt sich das Ultraschall-Wellenformsignal durch einen Bereich des Gefäßsystems gemäß dem Strahlprofil, das in [Fig. 12](#) schematisch dargestellt ist, fort. Während es sich durch den Bereich fortpflanzt, trifft das Ultraschall-Wellenformsignal auf Blut und Gewebe, was zur Erzeugung von Ultraschallechos führt.

[0116] In Schritt **212** kehren die Ultraschallechos wie im vorher beschriebenen Abbildungsmodus sowohl vom Blut als auch vom Gewebe sofort zur Sondenordnung **24** zurück und werden durch vier (4) aktivierte Wandler abgetastet. In Schritt **213** werden die Ultraschallechos vom Blut und Gewebe als nächstes durch die vier (4) aktivierten Wandler in eine elektrische Stromechowellenform umgewandelt, durch Transimpedanzverstärker auf der Platine der integrierten Schaltungen gepuffert, zu einem einzigen elektrischen Stromsignal auf dem Empfangsbus **142** zusammensummiert und über ein Mikrokabel **25** zum Empfänger **106** übertragen. Der Empfänger **106** verstärkt und filtert die empfangenen Signale weiter. Anschließend wird das resultierende verstärk-

te und gefilterte elektrische Signal zum A/D-Wandler **108** übertragen. Die Steuerung geht dann zu Schritt **214** weiter.

[0117] In Schritt **214** beginnt der Prozess des Kombinierens der analogen Echowellenform, die aus den Ultraschallechos entsteht, mit anderen Echowellenformen für einen Bildbereich damit, dass der A/D-Wandler **108** die verstärkte Echowellenform vom Empfänger **106** digitalisiert. Wie vorher in bezug auf den statischen Abbildungsmodus erläutert, erzeugt der A/D-Wandler **108** einen Signalabtastwert mit 2048 Punkten aus jeder analogen Echowellenform, die aus den umgewandelten Echosignalen entsteht, mit der Rate von 400 MHz mit 8 Bits Amplitudenauflösung. Der A/D-Wandler **108** überträgt die 2048 Datenpunkte für die digitalisierte Wellenform seriell zur DSA **110** und die Steuerung geht zu Schritt **216** weiter.

[0118] In Schritt **216** wird ein Signalabtastwert mit 2048 digitalisierten Punkten vom A/D-Wandler **108** durch die DSA **110** zu einem Satz von 2048 Werten addiert, die im Akkumulator der DSA **110** gespeichert sind, welche, wie vorher beschrieben, in der Lage ist, sowohl Additions- als auch Subtraktionsoperationen durchzuführen. Die resultierenden summierten Werte werden erneut im Akkumulator der DSA **110** gespeichert. Die Steuerung geht dann zu Schritt **218** weiter.

[0119] In Schritt **218** emittiert der Satz von vier (4) aktivierten Wandlern ein nächstes Ultraschall-Wellenformsignal vom Inneren eines Blutgefäßes. Wie in Schritt **210** pflanzt sich das Ultraschall-Wellenformsignal durch einen Bereich des Gefäßsystems gemäß dem in [Fig. 12](#) schematisch dargestellten Strahlprofil fort. Das Ultraschall-Wellenformsignal trifft auf Blut und Gewebe, was zur Erzeugung von Ultraschallechos führt.

[0120] In Schritt **220** empfangen die Wandler identisch zur Funktion in Schritt **212** Ultraschallechos vom Blut und Gewebe in dem Bereich, die aus der Ultraschallwellenform entstehen, die vom Satz von vier (4) benachbarten Wandlern während Schritt **218** emittiert wird. In Schritt **221** werden die Ultraschallechos als nächstes durch die Wandler in eine elektrische Stromechowellenform umgewandelt, gepuffert, auf dem Empfangsbus **142** zusammensummiert und über das Mikrokabel **25** zum Empfänger **106** übertragen.

[0121] Als nächstes geht die Steuerung zu Schritt **222** weiter, in dem der Prozess des Kombinierens der analogen Echowellenform, die aus den Ultraschallechos entsteht, mit anderen Echowellenformen für einen Bildbereich damit fortfährt, dass der A/D-Wandler **108** einen Signalabtastwert mit 2048 digitalisierten Punkten aus der Echowellenform erzeugt, die während Schritt **220** vom Empfänger **106** empfangen wird. Die Steuerung geht dann zu Schritt **224** weiter, in dem die DSA **110**, die in einem Subtraktionsmodus arbeitet, den digitalisierten Signalabtastwert vom Satz von 2048 angesammelten Punktwerten, die im Akkumulator der DSA **110** bei der Beendigung von Schritt **216** gespeichert werden, subtrahiert. Die resultierenden Werte werden erneut im Akkumulator der DSA **110** gespeichert.

[0122] Im dargestellten Ausführungsbeispiel der Erfindung wird die in [Fig. 7](#) aufgelistete beispielhafte Folge von Schritten zum abwechselnden Addieren und Subtrahieren von umgewandelten Echosignalen $J/2$ (128) mal an insgesamt J (256) digitalisierten Signalen ausgeführt, um eine modifizierte Echowellenform für einen Bildbereich zu erhalten, der einem aktivierten Satz von Wandlern zugeordnet ist. Mehr oder weniger digitalisierte Signalabtastwerte können jedoch verarbeitet werden, um die modifizierte Echowellenform für den Bildbereich zu erhalten.

[0123] Nach dem Durchführen der Schritte (von [Fig. 7](#)) $J/2$ -mal überträgt die DSA **110** die modifizierte Echowellenform mit einem Satz von 2048 angesammelten Werten in Form von 16-Bit-Daten zum akustischen Datenblockpuffer **112** zur Speicherung und anschließenden Bildkonstruktionsverarbeitung.

[0124] Wie vorher in [Fig. 6](#) beschrieben, werden Strömungs-Rohbilddaten durch das Ultraschall-Abbildungssystem für jeden von 64 Bildbereichen eines Vollbildschirm-Strömungsbildes erhalten. Daher wiederholt die DSA **110** die vorstehend beschriebenen Schritte zur Verarbeitung von J Signalabtastwerten für einen abgebildeten Bereich insgesamt 64-mal, um eine modifizierte Echowellenform für jeden der 64 Bildbereiche, die das Vollbildschirm-Strömungsbild bilden, zu erhalten.

[0125] Die Schritte eines dargestellten Beispiels eines symmetrischen Signalabtastwert-Additions-/Subtraktionsprozesses wurden in Verbindung mit [Fig. 7](#) beschrieben. Andere Folgen zum Empfangen und Kombinieren eines Satzes von J Signalabtastwerten, die aus Echowellenformen von einem Bildbereich entstehen, um ein Strömungsbild des Bildbereichs zu erhalten, werden jedoch als innerhalb den Schutzbereich der vorliegenden Erfindung fallend betrachtet. Eine Anzahl solcher beispielhafter alternativer Kombinationsschemen werden nachstehend hierin beschrieben.

5. Die Filtereigenschaften von Strömungs-Rohbilddaten-Verarbeitung

[0126] Die Reaktion des Abbildungssystems auf Objekte, die sich mit verschiedenen Geschwindigkeiten innerhalb des abgebildeten Bereichs bewegen, wird durch Modifizieren der Rate des Empfangs des Satzes von J umgewandelten Signalen (die in die J digitalisierten Signalabstastwerte umgewandelt werden) und/oder durch Modifizieren der Folge von im Wesentlichen symmetrischen Additionen und Subtraktionen, die von der DSA **110** am Satz von J Signalabstastwerten durchgeführt werden, geändert. Vor der Erörterung des Frequenzgangs der Blutflussabbildung werden jedoch gewisse Variablen, die sich auf den Frequenzgang auswirken, definiert.

[0127] Erstens wird die Rate, mit der die Wandler Anregungssignale emittieren (gefolgt vom Empfang eines Satzes von Echosignalen), um die J Signalabstastwerte zu erzeugen, hierin als "Wiederholungsfrequenz" (in den Zeichnungen als RF abgekürzt) bezeichnet. Zweitens ist das Inverse der Wiederholungsfrequenz der "Wiederholungszeitraum" (in den Zeichnungen als RP abgekürzt).

[0128] Drittens bezieht sich der Wert M, wie hierin verwendet, auf die Anzahl von wiederholten Additionen oder Subtraktionen, die von der DSA **110** bei der Verarbeitung des Satzes von J Signalabstastwerten durchgeführt werden. Im dargestellten Beispiel eines in [Fig. 7](#) zusammengefassten Kombinationsschemas ist M gleich eins (1). In einem alternativen Beispiel, in dem M gleich zwei (2) ist, führt die DSA **110** jedoch eine Reihe von zwei (2) Additionsoperationen, gefolgt von einer Reihe von zwei (2) Subtraktionsoperationen, dann zwei (2) Additionen, usw., durch, bis insgesamt J Signalabstastwerte von der DSA **110** verarbeitet wurden. Die Werte von J und M sollten derart ausgewählt werden, dass die Additions- und Subtraktionsoperationen an den Signalen im Wesentlichen symmetrisch sind, um sicherzustellen, dass statische Teile der Signalabstastwerte im Vergleich zu den dynamischen Teilen in der resultierenden modifizierten Echowellennform für einen Bildbereich im Wesentlichen gedämpft werden.

[0129] Wenn man sich [Fig. 8a](#) und [Fig. 8b](#) zuwendet, wird ein Beispiel eines Filterfrequenzgangs für eine beispielhafte Signalabstastwert-Verarbeitungsfolge bereitgestellt. Die bipolare Rechteckwelle in [Fig. 8a](#) stellt in der Zeitdomäne die Modulation der J Signale (in die J Signalabstastwerte umgewandelt) mittels der Folge von Additionen und Subtraktionen, die an den J Signalabstastwerten durchgeführt werden, dar. Die Länge jedes positiven oder negativen Segments der in [Fig. 8a](#) dargestellten Rechteckwelle ist gleich M (die Anzahl von wiederholten Additionen oder Subtraktionen von Signalabstastwerten) mal dem Wiederholungszeitraum (RP). Ferner ist die Gesamtlänge der Rechteckwellenform, die die Erfassung von J Sätzen von umgewandelten Signalen (zum Erzeugen der J Signalabstastwerte) darstellt, gleich J-mal dem Wiederholungszeitraum (RP). Für eine Wiederholungsrate von 163 Tausend Wiederholungen pro Sekunde liegt der Erfassungszeitraum für die J Signalabstastwerte in der Größenordnung von Tausendstel einer Sekunde. Der Erfassungszeitraum kann jedoch verlängert oder verkürzt werden, solange die gesamte Erfassungszeit geringer als ein maximaler Zeitraum ist. Der maximale Zeitraum ist jener, in dem das Gewebe in einem abgebildeten Bereich eines Gefäßsystems in einer im Wesentlichen festen Position bleibt. Wenn die J Signalabstastwerte kombiniert werden, wird folglich das kombinierte Signal für den Teil des abgebildeten Bereichs, der hauptsächlich Gewebe enthält, im Vergleich zum kombinierten Signal für den Teil des abgebildeten Bereichs, der hauptsächlich fließendes Blut enthält, wesentlich gedämpft.

[0130] [Fig. 8b](#) stellt den Frequenzgang der Abtastfolge, die aus der Fourier-Transformation der Zeitdomänenreihe von Additionen und Subtraktionen der J Signalabstastwerte, die in [Fig. 8a](#) dargestellt ist, erhalten wird, dar. Die Fourier-Transformation von [Fig. 8a](#), die in [Fig. 8b](#) dargestellt ist, demonstriert, dass die Spitzen des Frequenzgangs für das in [Fig. 8a](#) dargestellte Rechteckwellen-Abtastschema bei Frequenzen auftreten, die durch

$$\text{Mittenfrequenz} = \frac{\pm \text{Wiederholungsfrequenz}}{2M} \quad (1)$$

dargestellt werden. Gemäß Gleichung (1) verringert daher das Erhöhen von M oder das Verringern der Wiederholungsfrequenz gewöhnlich die Mittenfrequenz.

[0131] In einer Näherung erster Ordnung wird ferner die Bandbreite von -3 dB der primären Spitzen bei der Mittenfrequenz durch die Gleichung:

$$-3\text{dB Bandbreite} = \frac{\text{Wiederholungsfrequenz}}{2J} \quad (2)$$

angenähert. Gemäß Gleichung (2) verschmälert daher das Erhöhen der Anzahl von kombinierten Signalab-

tastwerten J oder das Verringern der Wiederholungsfrequenz die Bandbreite von -3 dB.

[0132] Wenn man mit der in [Fig. 8b](#) dargestellten Frequenzdomänenreaktion fortfährt, werden aufgrund der Rechteckwellen-Filterabtastung bei ungeraden, ganzzahligen Vielfachen der Mittenfrequenz Oberwellen erzeugt. Da die Zeitreihenabtastung effektiv eine Boxcar-Abtastung der Daten ist, ist außerdem die Frequenzbandpassform beim Basisband und bei jeder ungeraden Oberwelle effektiv eine $(\sin X)/X$ -Reaktion, wie in [Fig. 8b](#) zu sehen ist. Der Spiegelbild-Frequenzgang im negativen Frequenzspektrum stellt die Empfindlichkeit des Filters gegen sowohl eine Vorwärts- als auch Rückwärtsbewegung des Bluts ohne Unterscheidung dar.

[0133] Anwenden der Frequenzgangkennlinien der vorstehend mit Bezug auf [Fig. 8a](#) und [Fig. 8b](#) beschriebenen Additions-/Subtraktionsfolgen auf die Blutflussabbildung. Ein Wert für M wird vorzugsweise ausgewählt, der die (relativ dynamischen) Blutechosignale verstärkt, während die (relativ statischen) Geweberechosignale im Wesentlichen gedämpft werden. Das Abwechseln der Additions- und Subtraktionsoperationen nach jedem Signalabtastwert ($M = 1$), wie in [Fig. 7](#) dargestellt, wenn die Wiederholungsfrequenz gleich 163 Tausendstel Anregungen/Empfänge pro Sekunde ist, erzeugt ein Bild von sich schnell ändernden Teilen des abgebildeten Bereichs (d. h. schnell fließendes Blut). Das Abwechseln von Additions- und Subtraktionsoperationen nach allen drei, vier oder mehr Signalabtastwerten ($M \geq 3$) erhöht die Empfindlichkeit des Strömungsabbildungsmodus gegen sich weniger schnell ändernde Teile von Signalabtastwerten, die aus sich langsamer bewegendem Blut oder sich langsam bewegendem Gewebe entstehen.

[0134] Um die Echosignale von sich langsamer bewegendem Blut zu erfassen (zur Strömungsabbildung), wird der Wert für M erhöht. Ein Nachteil für die Erhöhung des Werts von M, was folglich die Größe der Ketten von aufeinanderfolgenden wiederholten Additions- oder Subtraktionsoperationen erhöht, besteht jedoch darin, dass die Signalreaktion des Abbildungssystems auf sich langsam bewegendes Gewebe zunimmt. Eine erhöhte Signalreaktion auf sich bewegendes Gewebe bringt die Blutflussabbildung durcheinander und begrenzt daher den maximalen Wert von M für eine gegebene Wiederholungsfrequenz.

[0135] Obwohl in den Zeichnungen nicht speziell dargestellt, wird einem Benutzer des Ultraschall-Abbildungssystems vorzugsweise Zugriff auf die Steuerungen zum Umprogrammieren der Additions-/Subtraktionsfolgen, die von der DSA **110** durchgeführt werden, gewährt, um die Filtereigenschaften des Abbildungssystems zu modifizieren. Die festgelegte Additions- und Subtraktionsfolge wird von der Ablaufsteuereinheit **118** gespeichert. Die Ablaufsteuereinheit **118** überträgt dann Steuersignale zur DSA **110**, die die DSA **110** veranlassen, die festgelegte Additions- und Subtraktionsfolge an einem Satz von J Signalabtastwerten auszuführen.

[0136] Durch Modifizieren der Filtereigenschaften ermöglicht der Benutzer dem Ultraschall-Abbildungssystem, das bestmögliche Strömungsbild unter einem speziellen Umstand bereitzustellen. Dies ist bei der Blutflussabbildung besonders wichtig, da die Eigenschaften des Blutflusses und der Gewebebewegung innerhalb des Gefäßsystems des Körpers beträchtlich variieren. Die Schritte des Verfahrens, die in dem in [Fig. 7](#) gezeigten Ablaufplan zusammengefasst sind, sowie die Anzahl von Iterationen dieser Schritte werden auf eine problemlose Weise gemäß den modifizierten Additions-/Subtraktionsfolgen, die von einem Benutzer an die Ablaufsteuereinheit **118** übergeben werden, zur Anwendung von der DSA **110** auf J Signalabtastwerte geändert.

6. Verarbeitung der Abbildungssignale, um ein Videobild zu erhalten

[0137] Wenn man mit der Beschreibung von Schritt **202** von [Fig. 4](#) fortfährt, überträgt die Ablaufsteuereinheit **118** ein Steuersignal auf der Leitung **121** zum Schalter **115**, um den Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** mit der Ablaufsteuereinheit **118** zu verbinden, um zweckmäßige Steuersignale zum Koppelpunktschalter **114**, zum Multiplizierer **119** und zum Wallace-Addierer **120** zu liefern, um Bildwerte für einen Satz von 64 verschiedenen Abbildungsvektoren zu berechnen. Der Strömungsbrennpunkt-Abbildungsspeicher **117** legt alle Verzögerungen und Gewichtungen fest, die erforderlich sind, um auf eine bekannte Weise Punktwerte für die Abbildungsvektoren von den 64 modifizierten Echowellformen, die im akustischen Datenblockpuffer **112** gespeichert sind, zu berechnen. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird keine rekonstruktive Fokussierung verwendet, und die Daten werden durch den Wallace-Addierer **120** geleitet, ohne mit anderen Sätzen von gewichteten Daten zusammenaddiert zu werden, und daher wird vom Wallace-Addierer **120** keine weitere Fokussierung ausgeführt. Dies wird durch Laden von Nullwerten in neun der zehn Gewichtungselemente des Multiplizierers **119** durchgeführt, und nur ein einziges Gewichtungselement empfängt einen von Null verschiedenen Gewichtungswert. Da keine rekonstruktive Fokussierung verwendet wird, ergeben die 64 verschiedenen Kombinationen von aktivierten benachbarten Wandlern (durch die Schritte von [Fig. 6](#) zusammengefasst) einen Satz von 64 verschiedenen Abbildungsvektoren.

[0138] Um ein Vollbildschirm-Strömungsbild zu erzeugen, wird jeder des Satzes von 64 verschiedenen Abbildungsvektoren (entsprechend den 64 Bildbereichen) im Durchschnitt in 27 verschiedene Abbildungsvektoren der 1760 separaten Abbildungsvektoren, die an den winkelabhängigen Abtastratenwandler **124** übergeben werden, für die Zwecke der Zuweisung von Pixelwerten für das Strömungsbild in einem Videosystem von 440 mal 440 Pixeln abgebildet. Die tatsächliche Anzahl von separaten Abbildungsvektoren, in die einer der 64 verschiedenen Abbildungsvektoren abgebildet wird, wird durch die Anzahl von Pixeln an der Kante eines Teils eines Anzeigebildschirms der Videoanzeige **28** entsprechend einem abgebildeten Bereich des Gefäßsystems, der dem einen der 64 verschiedenen Abbildungsvektoren zugeordnet ist, festgelegt.

[0139] Der Satz von 64 verschiedenen Abbildungsvektoren wird vom Wallace-Addierer **120** zum digitalen Gleichrichter und Filter **122** zur Verarbeitung auf eine Weise, die vorher vorstehend in Verbindung mit der Hardwarebeschreibung des Ultraschall-Abbildungssystems beschrieben wurde, übertragen. Die gleichgerichteten und gefilterten Bilddaten werden anschließend zum winkelabhängigen Abtastratenwandler **124** übertragen. Der winkelabhängige Abtastratenwandler **124** wandelt die Vektorwerte der 1760 Abbildungsvektoren, die in Polarkoordinaten ausgedrückt sind, in einen Satz von 1760 umgewandelten Vektorbildwerten um, die hinsichtlich einer Y-Koordinate und eines Winkels θ ausgedrückt sind, und die 1760 umgewandelten Abbildungsvektoren im Y/ θ -Puffer **126** werden durch den Generator **128** für konzentrische Quadrate in nächste entsprechende Pixelstellen im Videosystem von 440 mal 440 Pixeln auf die vorstehend beschriebene Weise, die in '097 von Proudian et al. beschrieben ist, übertragen und zugewiesen. Die den Pixelstellen entsprechenden Strömungsbilddaten werden dann zum Videosystem **130** übertragen. Das Videosystem **130** färbt die Strömungsbild-Pixeldaten für Pixelwerte, die einem Schwellenwert entsprechen oder diesen überschreiten.

[0140] Das Färben der Strömungsbild-Pixeldaten verstärkt den Kontrast zwischen dem dynamischen Teil des Bildes, der hauptsächlich dem Blutfluss zugeordnet ist, und dem statischen Teil des Bildes, der hauptsächlich der Gefäßwand und dem Gewebe zugeordnet ist. Im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weist das Videosystem die Farbe Rot den Strömungsbild-Pixeldaten zu; andere geeignete alternative Anzeigeschemen wären jedoch bekannt, die verwendet werden können, um den Kontrast zwischen dem Gewebe und dem Blutfluss in einem zusammengesetzten Bild zu verstärken.

7. Speichern des Strömungsbildes

[0141] Wenn man mit der Beschreibung von [Fig. 4](#) fortfährt, geht die Steuerung, nachdem die Pixelwerte für das Ultraschallbild berechnet sind (in Schritt **202**), zu Schritt **203** weiter. In Schritt **203** werden die resultierenden gefärbten Pixelwerte für das Bild, das erfasst wird, während das Ultraschall-Abbildungssystem im Strömungsabbildungsmodus arbeitet, selektiv über das Videosystem **130** durch den Schalter **3** (über die Leitung **123** von der Ablaufsteuereinheit **118** gesteuert) übertragen und innerhalb des Strömungspixelspeichers **132a** gespeichert. Anschließend geht die Steuerung zu Schritt **204** weiter, in dem das Ultraschall-Abbildungssystem der vorliegenden Erfindung auf der Basis der Pixeldaten vom Bildpixelspeicher **132b** und der gefärbten Pixeldaten vom Strömungspixelspeicher **132a** ein zusammengesetztes Bild erzeugt.

B. Erzeugen eines zusammengesetzten Bildes

[0142] Im dargestellten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung erzeugt das Abbildungssystem (in Schritt **204**) das zusammengesetzte Bild durch Summieren der Pixelwerte vom Bildpixelspeicher **132b** mit den entsprechenden Pixelwerten vom Strömungspixelspeicher **132a** mittels der Summierschaltung **133**. Die Summierschaltung **133** empfängt einen einzelnen Pixelwert von jedem der Pixelspeicher **132a** und **132b** (entsprechend demselben Ort auf dem Anzeigebildschirm) und addiert die zwei Signale, um einen Wert für ein Pixel auf dem Anzeigebildschirm zu erhalten. Diese Summierungsprozedur wird für jeden Pixelort auf dem Anzeigebildschirm wiederholt, um das zusammengesetzte Bild zu erhalten.

9. Anzeigen eines zusammengesetzten Bildes

[0143] Wenn man mit der Beschreibung der Schritte von [Fig. 4](#) fortfährt, geht die Steuerung als nächstes zu Schritt **205** weiter, in dem das zusammengesetzte Bild auf einem Videoanzeige-Endgerät **28** angezeigt wird. Gemäß einem Aspekt von Schritt **205** werden die summierten Pixeldaten zuerst zur Gammakorrektur-Nachschlagetabelle **134** übertragen, wo die Pixeldaten von der Summierschaltung **133** auf eine bekannte Weise verarbeitet werden. Die korrigierten Pixeldaten werden als nächstes zum D/A-Wandler **135** übertragen, in dem die korrigierten Pixeldaten verwendet werden, um eine Videoanzeige **28** zum Anzeigen eines zusammengesetzten Bildes des Blutgefäßes mit einem Schwarz-Weiß-Bild von relativ statischen Merkmalen und einem gefärbten Bild des Blutflusses und anderer dynamischer Merkmale zu steuern. Obwohl der Schritt des Anzeigens

eines zusammengesetzten Bildes als Endschrift in [Fig. 4](#) dargestellt ist, ist zu erkennen, dass der Schritt des Anzeigens eines zusammengesetzten Bildes auf der Basis von Daten, die im Strömungspixelspeicher **132a** und im Bildpixelspeicher **132b** gespeichert sind, zu einem beliebigen Zeitpunkt geschehen kann, nachdem gültige Bilddaten in den Pixelspeichern **132a** und **132b** gespeichert wurden. Ferner kann die Auffrischung des angezeigten Bildes mehrere Male für jedes Mal, wenn die Pixelspeicher **132a** oder **132b** mit neuen Daten gefüllt werden, stattfinden.

10. Labormäßige Überprüfung des dargestellten Ausführungsbeispiels

[0144] Gemäß dem Abtastwert-Kombinationsschema, das durch [Fig. 8a](#) dargestellt ist, wurde ein Abbildungskatheter mit dem Abbildungssystem verbunden und der Abbildungsmodus wurde unter Verwendung von Standard-Bildbrennpunktabbildungen überprüft. Der Katheter wurde in einem Kunststofftubus angeordnet und ein Bild wurde hergestellt.

[0145] Anschließend wurde das System in den vorstehend beschriebenen Strömungsabbildungsmodus umgeschaltet. Ein Volumen von in einen Mikroballon gefülltem Wasser wurde am Abbildungskatheter vorbei unter Verwendung einer Spritze in den Kunststofftubus injiziert. Während wiederholter Injektionen wurde die abwechselnde Additions-/Subtraktionsfolge (d. h. der Wert von M) um Potenzen von zwei erhöht. Die folgenden Folgen wurden beispielsweise durch die DSA **110** durchgeführt.

```
+ - + - + - + - + - + - ...
++ -- ++ -- ++ -- ++ ...
++++ ----- +++++ ----- ...
+++++++ ----- ++++++++ - ...
```

[0146] Ferner wurde die Geschwindigkeit der Strömung des eingefüllten Wassers verändert, um die Empfindlichkeit jeder Folge auf variierende Strömungsgeschwindigkeiten zu testen. Dieser Prozess wurde mit frischem Lammb Blut und empfindlicheren Wandlern wiederholt, wie z. B. denjenigen, die in Eberle et al., anhängige US-Patentanmeldung Seriennummer 08/012 251, beschrieben sind.

[0147] Mit der Mikroballon aufgehängung war die Strömung innerhalb der Grenzen des Kunststofftubus deutlich sichtbar. Wenn der Wandler exzentrisch im Tubus angeordnet war, entsprach das Strömungsmuster direkt der Position des Hohlraums. Aufgrund von Signalsättigung wurden die relativ großen Echos vom Kunststofftubus nicht vollständig im Strömungsbild aufgehoben und waren um das Strömungsmuster sichtbar.

[0148] Unter Verwendung von Lammb Blut als Strömungsmedium wurde eine unzureichende Empfindlichkeit unter Verwendung eines Standardwandlerkatheters erhalten. Statt dessen wurde ein Wandlerkatheter mit höherer Leistung von der Art, die in der US-Anmeldung 08/012 251 von Eberle et al. beschrieben ist, mit etwa 30 dB mehr Empfindlichkeit verwendet. Für diesen Wandler war die Rückstreuung von den roten Blutkörperchen mit niedrigerem Pegel deutlich sichtbar und ermöglichte die Abbildung der Position des Hohlraums im Kunststofftubus.

[0149] Diese Experimente haben die Durchführbarkeit der Gewinnung der Information aus der Strömung von einem rückstreuenden Medium wie z. B. Blut demonstriert. Färbung und Überlagerung auf ein zweidimensionales Querschnitts-Gewebebild helfen, Bereiche des Blutflusses zu identifizieren, die vorher in vergangenen Abbildungsverfahren und -vorrichtungen undeutlich waren.

E. Alternative Ausführungsbeispiele der Erfindung

1. Amplitudenmodulations-Filterfolgen

[0150] Durch abwechselndes Addieren und Subtrahieren von Signalwerten moduliert die DSA **110** effektiv die Eingangssignalwerte durch plus oder minus einen Wert äquivalent zu einer bipolaren Rechteckwelle (in [Fig. 8a](#) erläuternd dargestellt). In einem alternativen Ausführungsbeispiel der Erfindung moduliert jedoch der Signalprozessor **30** zusätzlich zum Durchführen einer Folge von Addition und Subtraktion an einem Satz von J Signalabtastwerten für einen Bildbereich (gemäß einem festgelegten M-Wert) die Amplitude von einigen des Satzes von J Signalabtastwerten durch Anwenden einer Folge von nicht-einheitlichen Koeffizienten auf den Satz von J Signalabtastwerten.

[0151] In einem alternativen Modulationsmuster, das in [Fig. 9a](#) dargestellt ist, werden anstelle von einheitlichen Koeffizienten, die eine Rechteckwelle festlegen, die symmetrischen Koeffizienten derart ausgewählt,

dass die Koeffizientenwerte einem Sinuswellenmuster innerhalb einer Cosinuskegel-Amplitudenhüllkurve folgen. Das Sinuswellenmuster entfernt Oberwellen in der Frequenzdomäne, solange keine Verzerrung eingeführt wird. Außerdem wird die Zeitreihe von J Abtastwerten mit einer Standardfunktion wie z. B. einem Cosinuskegel, Gauß, Hamming usw. abschnittsweise dargestellt, um die Bandpasseigenschaften zu formen, die Bandbreite zu ändern und die Seitenkeulen zu verringern.

[0152] Die Wirkung der Modulation der J empfangenen Signale durch eine Sinuswelle innerhalb einer Cosinuskegelhüllkurve ist in [Fig. 9b](#) dargestellt. Somit ist für Fachleute angesichts dieser Beispiele von Filtern zu erkennen, dass die Filtereigenschaften dieses Abbildungsverfahrens durch Amplitudenmodulation der Signale zum Verbessern des Kontrasts zwischen relativ statischen und relativ dynamischen Merkmalen in einem Gefäß in einer Vielfalt von Strömungsabbildungssituationen weiter zugeschnitten werden können.

[0153] Bei der Ausführung einer nicht-einheitlichen Modulation von empfangenen Signalen sollte die Modulation des Signals derart sein, dass die Additions- und Subtraktionsoperationen im Wesentlichen symmetrisch sind. Mit anderen Worten, die Reihe von Modulationskoeffizienten, die auf die Signalabtastwerte angewendet werden, welche durch die DSA **110** addiert werden, sollte zur Reihe von Modulationskoeffizienten, die auf die Signalabtastwerte angewendet werden, die von der DSA **110** subtrahiert werden, für die J Signalabtastwerte für einen Bildbereich äquivalent sein. Die symmetrischen Koeffizienten führen zur Dämpfung der Teile der kombinierten Signalabtastwerte, die Echosignalen zuzuschreiben sind, die durch stationäre Merkmale (z. B. Gewebe) in einem Bildbereich verursacht werden.

[0154] Wenn man sich [Fig. 10](#) zuwendet, wird eine Modulation der Echosignale mittels eines Koeffizientenmultiplizierers **109**, der zwischen den A/D-Wandler **108** und die DSA **110** (von [Fig. 3a](#)) eingesetzt ist, erzielt. Die Modulationskoeffizientenfolgen, die durch den Koeffizientenmultiplizierer **109** auf die Echosignale angewendet werden, werden von einem Koeffizientenspeicher **102** geliefert. Adressenleitungen **101** von der Ablaufsteuereinheit **118** wählen die Koeffizientenfolgen aus, die vom Koeffizientenspeicher **102** zum Koeffizientenmultiplizierer **109** auf Datenleitungen **103** geliefert werden.

2. Anwendung von mehreren Filterfolgen auf Signale von einem gleichen Bildbereich

[0155] Der Frequenzgang der kombinierten Echowellenformen (Signalabtastwerte) ist proportional zur Strömungsgeschwindigkeit des Bluts. In einem weiteren alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung liefert folglich ein Satz von N Filtern mit einer primären Frequenzempfindlichkeit bei N verschiedenen Frequenzen N Sätze von Strömungsbilddaten zum Erzeugen eines zusammengesetzten Blutflussbildes mit N verschiedenen Anzeigemodi (z. B. Farben oder Intensitäten) zum Unterscheiden zwischen bis zu N Strömungszonen mit bis zu N verschiedenen Bereichen von Blutflussgeschwindigkeit. Ein schematisches Diagramm ist in [Fig. 13](#) bereitgestellt, das einen modifizierten Teil des in [Fig. 3a](#) dargestellten Bildprozessors zeigt, um die Ausführung des alternativen Strömungsabbildungsschemas zu erleichtern. Ein beispielhaftes zusammengesetztes Strömungsbild ist in [Fig. 14](#) erläuternd für ein System dargestellt, in dem vier Filter vorgesehen sind (d. h. $N = 4$). Das resultierende Strömungsbild von [Fig. 14](#) ist durch ein Querschnittsbild gekennzeichnet, das den Wandler, das Gewebe und vier verschiedene Strömungszonen zeigt, die durch vier verschiedene Blutflussgeschwindigkeiten gekennzeichnet sind.

[0156] Wenn man sich [Fig. 13](#) zuwendet, umfassen die Modifikationen am Signalprozessor in [Fig. 3a](#) das Einsetzen einer Koeffizientenmultipliziererstufe **109**, die digitalisierte Signalabtastwerte vom A/D-Wandler **108** empfängt und die Signalabtastwerte gemäß Multipliziererwerten, die auf Datenleitungen **103** von einem ersten Teil **102a** des Koeffizientenspeichers **102** geliefert werden, modifiziert. Die Auswahl von Multipliziererwerten vom ersten Teil **102a** wird durch Signale gesteuert, die von der Ablaufsteuereinheit **118** auf Adressenleitungen **101** übertragen werden.

[0157] Die modifizierten Signalabtastwerte werden vom Koeffizientenmultiplizierer **109** zur DSA **110** übertragen. Die modifizierten Signalabtastwerte werden durch die ALUs der DSA **110** mit einem akkumulierten Wert, der in der DSA **101** gespeichert ist, gemäß einem Additions-/Subtraktionsmodus-Signal, das von der Ablaufsteuereinheit über den Steuerbus **100** übertragen wird, kombiniert. Nachdem der Satz von J Signalabtastwerten in der DSA **110** kombiniert ist, wird das kombinierte Signal zu einem Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333** übertragen.

[0158] Der Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333** filtert und normiert unter der Steuerung eines zweiten Satzes von Signalen, die von einem zweiten Teil **102b** des Koeffizientenspeichers **102** über eine Leitung **335** geliefert werden, die digitalisierten Werte von der DSA **110**. Die Werte für die Schwelle und die Pegelumsetzung,

die vom zweiten Teil **102b** übertragen werden, werden durch Signale festgelegt, die von der Ablaufsteuereinheit **118** auf den Adressenleitungen **101** übertragen werden. Der Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333** setzt die Werte des Satzes von Werten, die das kombinierte Signal von der DSA **110** darstellen, welche keiner festgelegten minimalen Amplitude entsprechen (vom Koeffizientenspeicher **102** geliefert), auf eine bekannte Weise auf Null. Der Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333** skaliert die Werte, die die festgelegte minimale Amplitude überschreiten, auf einen von Null verschiedenen Wert auf eine bekannte Weise gemäß einem Pegel, der vom Koeffizientenspeicher **102** geliefert wird. Die von Null verschiedenen pegelumgesetzten Werte werden danach in einem Akkumulator **334** gespeichert.

[0159] Die Schritte zum Erhalten von gefilterten Bilddaten von einer Vielzahl von Bandpassfiltern sind in [Fig. 15](#) zusammengefasst. Diese Schritte werden in Verbindung mit den beispielhaften Wellenformen und Frequenzgangkurven, die in [Fig. 16a–b](#), [Fig. 17](#), [Fig. 18a–d](#), [Fig. 19a–d](#) und [Fig. 20](#) vorgesehen sind, beschrieben. Das Bildverarbeitungssystem führt N Durchläufe durch die Schritte **402–410**, die in [Fig. 15](#) zusammengefasst sind, einen Durchlauf pro angewendeter Filterwellenform, durch. Gemäß dem alternativen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung mit vier (4) Filtern durchläuft der Prozessor die Schritte von [Fig. 15](#) insgesamt vier- (4) mal. Es wird angenommen, dass der Wert von J derart ausgewählt wird, dass die Blutflussgeschwindigkeit im Wesentlichen konstant bleibt, während die Signalabtastwerte zur Verarbeitung unter Verwendung der N Filterwellenformen erfasst werden. Ferner wurden für die Zwecke der Darstellung des Strömungsgeschwindigkeits-Abbildungsaspekts der Erfindung vier Filter gewählt. Andere Zahlen von mehreren Filtern können auch verwendet werden, um einen interessierenden Bereich abzudecken.

[0160] In Schritt **400** wird ein Zähler i auf eins (1) gesetzt. Die Steuerung geht zu Schritt **402** weiter, in dem J Sätze von digitalisierten Signalabtastwerten vom Koeffizientenmultiplizierer **109** und von der DSA **110** gemäß dem Filter, der durch eine Wellenform W_1 charakterisiert ist, welche in [Fig. 16a](#) dargestellt ist, verarbeitet werden. Der Frequenzgang der Filterwellenform W_1 ist im Allgemeinen als Frequenzgangkurve C_1 in [Fig. 16b](#) dargestellt und weist einen Spitzenfrequenzgang bei F_1 auf. Das Kombinieren eines Satzes von J Signalabtastwerten von Echowellenformen (wie z. B. der Echowellenform, die in [Fig. 17](#) graphisch dargestellt ist, mit einem relativ dynamischen Teil D vom Blut und einem relativ statischen Teil S vom Gewebe) gemäß der Filterwellenform W_1 führt zu einem kombinierten Signal, wobei nur ein Teil des dynamischen Blutsignals erfasst wird, wie in [Fig. 18a](#) erläuternd dargestellt.

[0161] Die DSA **110** überträgt einen Satz von Werten für die J kombinierten Signalabtastwerte, die durch die teilweise modifizierte Echowellenform in [Fig. 18a](#) graphisch dargestellt sind, zum Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333**. In Schritt **404** wandelt als nächstes ein Schwellendetektorteil des Schwellendetektors/Pegelumsetzers **333** den Satz von digitalen Werten, die in [18a](#) graphisch dargestellt sind, auf eine bekannte Weise in einen Satz von Zwei-Pegel-Daten der Art, die in [Fig. 19a](#) graphisch dargestellt ist, um. Die Steuerung geht dann zu Schritt **406** weiter, in dem die Wellenformwerte, die in [Fig. 19a](#) dargestellt sind, durch den Schwellendetektor/Pegelumsetzer **333** gemäß einem Pegelwert, der auf der Leitung **335** vom Koeffizientenspeicher **102** übertragen wird, im Pegel umgesetzt werden. Der pegelumgesetzten, teilweisen modifizierten Echowellenform, die der Filterwellenform W_1 entspricht, wird der niedrigste Pegel zugeordnet.

[0162] In Schritt **408** wird als nächstes der Satz von Werten für die pegelumgesetzte, teilweise modifizierte Echowellenform entsprechend der Filterwellenform W_1 im Akkumulator **334** gespeichert.

[0163] Wenn das Abbildungssystem in Schritt **410** nicht jede der N Signalfilterwellenformen W für einen Bereich angewendet hat, dann geht die Steuerung als nächstes zu Schritt **412** weiter, in dem der Zähler i um Eins inkrementiert wird und die Filterwellenform W_2 mit einer Spitzenfrequenz F_2 auf einen Satz von J digitalisierten Signalabtastwerten gemäß Schritt **402** angewendet wird, um die teilweise modifizierte Echowellenform zu erhalten, die in [Fig. 18b](#) erläuternd dargestellt ist. Der modifizierte Frequenzgang, der durch Anwenden von W_2 bereitgestellt wird, wird durch Modifizieren von einer oder mehreren der Variablen (d. h. M oder RF), die in obiger Gleichung (1) enthalten sind, erreicht. Gemäß Schritt **404** wird die teilweise modifizierte Echowellenform, die in [Fig. 18b](#) dargestellt ist, auf die vorstehend mit Bezug auf die Filterwellenform W_1 beschriebene Weise verarbeitet, um die in [Fig. 19b](#) gezeigte Zwei-Pegel-Wellenform zu erhalten. Anschließend wird die in [Fig. 19b](#) dargestellte Zwei-Pegel-Wellenform im Pegel umgesetzt (Schritt **406**) und im Akkumulator **334** gespeichert (Schritt **408**).

[0164] Im dargestellten alternativen Ausführungsbeispiel überlappen die von Null verschiedenen Daten, die jeder Filterwellenform W_i zugeordnet sind, nicht mit den von Null verschiedenen Daten, die den anderen Filterwellenformen zugeordnet sind. Tatsächlich besteht eine Überlappung von von Null verschiedenen Daten für einen speziellen Bereich. Die Überlappung wird durch Überschreiben von vorher gespeicherten von Null ver-

schiedenen Daten mit den von Null verschiedenen Daten, die der zuletzt angewendeten Filterwellenform W zugeordnet sind, gelöst. Wenn von Null verschiedene Daten, die der Filterwellenform W_2 zugeordnet sind, mit von Null verschiedenen Daten überlappen, die der Filterwellenform W_1 zugeordnet sind, die vorher im Akkumulator **334** gespeichert wurde, dann ersetzen folglich die von Null verschiedenen Daten, die W_2 zugeordnet sind, die überlappenden von Null verschiedenen Daten, die der Filterwellenform W_1 zugeordnet sind.

[0165] Das Bildverarbeitungssystem führt die vorstehend beschriebene Steuerschleife, die in [Fig. 15](#) zusammengefasst ist, wieder aus, bis jede der Filterwellenformen W_i , die in [Fig. 16a](#) erläuternd dargestellt sind, mit einem entsprechenden Spitzenfrequenzgang F_i auf einen Satz von J Signalabtastwerten für einen ausgewählten Bereich des Gefäßsystems angewendet wurde (wobei $i = 1$ bis 4 im dargestellten alternativen Beispiel). Die resultierenden modifizierten teilweisen Echowellenformen für jedes der angewendeten Filter sind in [Fig. 18a](#), [Fig. 18b](#), [Fig. 18c](#) und [Fig. 18d](#) gezeigt und die entsprechenden Schwellendetektor-Ausgangswellenformen sind erläuternd in [Fig. 19a](#), [Fig. 19b](#), [Fig. 19c](#) bzw. [Fig. 19d](#) dargestellt.

[0166] Die im Akkumulator **334** enthaltene modifizierte Echowellenform entsprechend den kombinierten pegelumgesetzten, teilweisen modifizierten Echowellenformen ist in [Fig. 20](#) graphisch dargestellt. Infolge der verschiedenen Pegelumsetzungswerte, die auf die kombinierten Signale für jede der verschiedenen Filterwellenformen W angewendet werden, können die im Akkumulator **334** für jede der verschiedenen Filterwellenformen gespeicherten Daten leicht von den Daten für die anderen Filterwellenformen unterschieden werden. Im Beispiel von Bilddaten, die gemäß dem in [Fig. 20](#) gezeigten alternativen Ausführungsbeispiel mit mehreren Filtern erzeugt werden, weisen die im Akkumulator **334** gespeicherten werte entsprechend der Filterwellenform W_1 einen zugewiesenen Wert des Pegels 1 auf, die im Akkumulator **334** gespeicherten Wellenformwerte entsprechend der Filterwellenform W_2 weisen einen zugewiesenen Wert des Pegels 2 auf, usw.

[0167] In Schritt **414** werden als nächstes die angesammelten Wellenformwerte, die in [Fig. 20](#) graphisch dargestellt sind, zum akustischen Datenblockpuffer **112** über den Schalter SW.1 zur Verarbeitung und Anzeige gemäß den vorstehend beschriebenen Strömungsabbildungs-Verarbeitungsschritten übertragen. Die Signalpegel werden verwendet, um die Farbe des Strömungsbildes oder alternativ die Intensität der angezeigten Farbe zu modulieren. Auf diese Weise zeigt das Strömungsbild nicht nur an, wo eine Strömung stattfindet, das Strömungsbild zeigt auch eine Abbildung von Zonen von sich schneller und langsamer bewegendem Blut an.

[0168] In jeder der in [Fig. 16a](#) gezeigten vier Filterwellenformfolgen bleibt die Anzahl von Signalabtastwerten J konstant. Die Wiederholungsfrequenz wird jedoch nach jeder der ersten drei Abtastfolgen erhöht, um insgesamt vier Signalabtastwertsätze zu liefern, die durch vier verschiedene Signalreaktionskurven gekennzeichnet sind (in [Fig. 13b](#) schematisch dargestellt). Die erste Abtastfolge (1), die durch eine relativ niedrige Wiederholungsfrequenz gekennzeichnet ist, liefert eine Spitzenreaktion bei der Frequenz F_1 , die der Erfassung von sich langsam bewegendem Blut zugeordnet wäre. Die zweite Abtastfolge (2), die durch eine höhere Wiederholungsfrequenz gekennzeichnet ist als die Abtastfolge (1), liefert eine Spitzenreaktion bei einer höheren Frequenz F_2 , die der Erfassung von sich geringfügig schneller bewegendem Blut zugeordnet wäre. Die Abtastfolgen (3) und (4), die durch noch höhere Wiederholungsfrequenzen gekennzeichnet sind, liefern Spitzenreaktionen bei Frequenzen F_3 bzw. F_4 , die Blut, das mit zwei höheren Geschwindigkeitsbereichen fließt, erfassen.

[0169] Obwohl die Frequenzgangkennlinie für eine Abtastfolge in [Fig. 16a](#) und [Fig. 16b](#) mit Bezug auf Modifikationen an der Wiederholungsfrequenz beschrieben wurde, wird angemerkt, dass die Frequenzgangkennlinie auch durch den Wert von M , der hierin vorstehend beschrieben wurde, beeinflusst wird. Daher führt das Modifizieren des Werts von M und/oder der Wiederholungsfrequenz zu einem modifizierten Frequenzgang für eine angewendete Filterwellenformfolge.

[0170] Das dargestellte alternative Ausführungsbeispiel des Strömungsbildprozessors zum Erzeugen eines Mehrfilter-Strömungsbildes umfasst nur einen Satz von Verarbeitungshardware zum Anwenden einer Filterfolge auf einen Satz von J Signalabtastwerten für einen Bildbereich. Folglich empfängt der Bildprozessor mehrere Sätze von J Signalabtastwerten für den Bildbereich, wobei jede der Filterfolgen auf einen separaten der mehreren Sätze von J Signalabtastwerten für den Bildbereich angewendet wird. Es wird als innerhalb des Schutzbereichs der Erfindung betrachtet, die Schritte des Anwendens der mehreren Filterfolgen parallel auf einen einzelnen empfangenen Satz von J Signalabtastwerten für einen Bildbereich unter Verwendung einer Vielzahl von Kopien der Hardware, die schematisch in [Fig. 13](#) dargestellt ist, auszuführen. Es liegt auch innerhalb des Schutzbereichs der vorliegenden Erfindung, die separaten Filterfolgen seriell auf einen gleichen Satz von J Signalabtastwerten für einen Bildbereich anzuwenden.

3. Alternative Bildrekonstruktionsschemen

[0171] Das dargestellte Ausführungsbeispiel des Strömungsbild-Konstruktionsverfahren verwendet nicht das rekonstruktive Fokussierungsverfahren, das in dem Abbildungsverfahren verwendet wird, das im '097-Patent von Proudian et al. dargelegt ist. Wenn die Anzahl von Signalabtastwerten (J) groß (z. B. 256) ist, ist das Blutvolumen, das für Echosignale verantwortlich ist, die von einem Satz von aktivierten Wandlerelementen empfangen werden, nicht dasselbe wie das Blutvolumen, das verursacht, dass Echosignale von einem nächsten Satz von aktivierten Wandlerelementen zum Empfangen eines nächsten Satzes von J Echosignalen von einem anderen radialen Abschnitt des abgebildeten Bereichs empfangen werden, da ein beträchtlicher Zeitraum zwischen der Erfassung der zwei Sätze von J Signalabtastwerten verstrichen ist. Wenn der Wert von J groß ist, ist daher das Durchführen der komplexen rekonstruktiven Fokussierungsberechnungen zum Erhalten eines Strömungsbildes gegenüber dem vorstehend beschriebenen weniger komplexen Bildberechnungsschema zum Berechnen von Brennpunkten für das Strömungsbild nicht bevorzugt.

[0172] Wenn jedoch der ausgewählte Wert von J klein (z. B. 2) ist, dann ist das Blutvolumen für benachbarte Wandlerecho-Empfangspositionen im Wesentlichen dasselbe. In einem alternativen Ausführungsbeispiel der Erfindung wird daher das rekonstruktive Fokussierungsabbildungsverfahren (im '097-Patent von Proudian et al. beschrieben) verwendet, um ein detaillierteres Strömungsbild aus Bildsignalen zu konstruieren, die von Ultraschallechos erhalten werden, die von der Wandleranordnung über einen sehr kurzen Zeitraum empfangen werden.

[0173] Obwohl die Erfindung in Verbindung mit bestimmten bevorzugten und alternativen Ausführungsbeispielen beschrieben wurde, besteht keine Absicht, sie auf diese Ausführungsbeispiele zu begrenzen. Obwohl die vorliegende Erfindung beispielsweise vorzugsweise unter Verwendung einer Sondenanordnung mit einer zylindrischen Matrix von Wandlerelementen der allgemeinen Art, die im US-Patent 4 917 097 von Proudian et al. beschrieben ist, ausgeführt wird, sind andere geeignete Sondenanordnungen, die Fachleuten bekannt sind, auch zum Ausführen der vorliegenden Erfindung geeignet. Diese alternativen Sondenanordnungen umfassen beispielsweise Drehwandler-Sondenanordnungen mit weniger als einer vollständigen Wandlermatrix um den Durchmesser der Sondenanordnung, eine einzelne Drehspiegelanordnung oder einen mechanischen Drehwandler-Abbildungskatheter. Ferner kann die Wandlermatrix an der Vorderseite der Sondenanordnung als nach vorn blickende Abbildungsvorrichtung oder als planare Oberfläche, die an der Seite einer Sondenanordnung montiert ist, angeordnet sein.

[0174] Alternative geeignete Verfahren und eine Signalverarbeitungsschaltung zum Verstärken der Signale von nicht-stationären Zielen, während die Signale von relativ stationären Zielen unterdrückt werden, werden auch als in den Schutzbereich der vorliegenden Erfindung fallend betrachtet, einschließlich beispielsweise des Mittelungsverfahrens, das von Pasterkamp et al. beschrieben wurde, "Discrimination of the Intravascular Lumen and Dissections in a Single 30 MHz US Image: Use of 'confounding' Blood Backscatter to Advantage", Radiology, 1993, Band 187, Nr. 3, S. 871–72, wobei benachbarte Vollbilder von Bildern subtrahiert werden und die resultierenden Subtraktionsbilder über eine Reihe von 15–25 aufeinanderfolgenden Vollbildern gemittelt werden. Ein solches Mittelungsschema könnte auf die DSA **110** der vorliegenden Erfindung angewendet werden. Gemäß der vorliegenden Erfindung würde jedoch dieses Mittelungsschema vielmehr in der Domäne von umgewandelten Echosignalen (entweder in der analogen oder digitalisierten Form) als in der Vollbilddomäne implementiert werden.

[0175] Andere Hardwarekonfigurationen werden auch in Erwägung gezogen. Die Modulation der Signalabtastwerte kann beispielsweise durch eine Hardware durchgeführt werden, bevor sie zur DSA **110** übertragen werden. Die DSA **110** würde dann einfach eine Addition an den modulierten Signalabtastwertsätzen durchführen. Weitere Verfahren zur Subtraktion/Mittelung können in Betracht gezogen werden, es ist jedoch wichtig, dass sie Sätze von umgewandelten Echodaten (anstatt Pixelbilddaten, die aus ganzen Vollbildern entstehen) auf die hierin beschriebene Weise verarbeiten, um die Begrenzungen des Standes der Technik zu beseitigen.

[0176] Der Schutzbereich der vorliegenden Erfindung soll ohne Begrenzung jegliche anderen Modifikationen an der Art und Weise zum Übertragen, Empfangen und Analysieren der Ultraschallsignale und der zum Ausführen der Modifikationen verwendeten Hardware einschließen, welche Fachleuten angesichts der Beschreibung der Erfindung und/oder von verschiedenen bevorzugten und alternativen Ausführungsbeispielen, die hierin beschrieben wurden, bekannt wären.

Patentansprüche

1. Ultraschallabbildungssystem zum Konstruieren eines Bildes eines Bereichs innerhalb eines Gefäßsystems, welches innerhalb des Bereichs fließendes Blut anzeigt, wobei das Ultraschallabbildungssystem umfasst:

eine Sondenanordnung (**24**) mit einer Ultraschallwandleranordnung, die kommunikativ mit einer Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) zum Bewirken, dass die Ultraschallwandleranordnung eine Vielzahl von Malen das Erhalten eines Satzes von Echowellenformen wiederholt, gekoppelt ist:

Emittieren einer Ultraschallwellenform aus einem Hohlraum des Gefäßsystems, wobei sich die Ultraschallwellenform durch den Bereich innerhalb des Gefäßsystems fortpflanzt,

Abtasten von Echos der emittierten Ultraschallwellenform, die aus Reflexionen der Ultraschallwellenform an Gewebe und Blut innerhalb des Bereichs entstehen, und

Umwandeln der abgetasteten Echos der emittierten Ultraschallwellenform in eine Echowellenform;

eine Echowellenform-Verarbeitungseinheit, die kommunikativ mit der Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) und einem Ultraschallbildprozessor (**122-135**) gekoppelt ist,

dadurch gekennzeichnet, dass die Echowellenform-Verarbeitungseinheit umfasst:

einen Analog-Digital- (A/D) Wandler (**108**) zum Empfangen des Satzes von Echowellenformen und zum Umwandeln des Satzes von Echowellenformen von einer analogen Form in eine digitale Form, und

ein kommunikativ mit dem A/D-Wandler und der Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) gekoppeltes Rechenwerk (**110**) zum Empfangen des Satzes von Echowellenformen in digitaler Form und zum Verarbeiten des Satzes von Echowellenformen in der digitalen Form gemäß einem Additions-/Subtraktionsmodus-Steuersignal,

zum Empfangen und Kombinieren des Satzes von Echowellenformen gemäß Steuersignalen, die von der Bildverarbeitungs-Steuereinheit übertragen werden, um eine modifizierte Echowellenform zu erzeugen, die Flächen innerhalb des Bereichs angibt, die von relativ dynamischen Merkmalen, einschließlich fließendem Blut, belegt sind, wobei die Teile des Satzes von Echowellenformen, die aus relativ statischen Merkmalen in dem Bereich, einschließlich Gewebe, entstehen, in der modifizierten Echowellenform wesentlich gedämpft sind;

und dass

der Ultraschallbildprozessor (**122-135**) zum Konstruieren eines ersten Bildes des Bereichs des Gefäßsystems aus der modifizierten Echowellenform dient, wobei das erste Bild hauptsächlich relativ dynamische Merkmale in dem Bereich darstellt.

2. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, wobei die Wandleranordnung eine zylindrische Matrix von Wandlern zum Emittieren und Empfangen von Ultraschallwellenformen in einer zum primären Blutfluss in dem Bereich orthogonalen Richtung umfasst.

3. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, wobei das Additions-/Subtraktionsmodus-Steuersignal von der Bildverarbeitungs-Steuereinheit übertragen wird.

4. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 3, wobei die Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) einen Modussteuerungsspeicher umfasst, der eine im Wesentlichen symmetrische Folge von Additions-/Subtraktionsmodus-Steuersignalen für das Rechenwerk zum Verarbeiten des Satzes von Echowellenformen in digitaler Form festlegt.

5. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, wobei die Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) einen Polaritätsfolgegenerator zum Liefern einer Folge von Polaritätssteuersignalen zur Echowellenform-Verarbeitungseinheit (**108, 110**) umfasst, welcher die Art und Weise festlegt, in der die Echowellenform-Verarbeitungseinheit den Satz von Echowellenformen kombiniert.

6. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 5, wobei die Echowellenform-Verarbeitungseinheit (**108, 110**) das Rechenwerk zum Addieren und Subtrahieren von Teilmengen des Satzes von Echowellenformen gemäß der Folge von Polaritätssteuersignalen umfasst.

7. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 6, wobei der Polaritätsfolgegenerator (**118**) eine Menge von Echowellenformen festgelegt, die in jeder der Teilmengen des Satzes von Echowellenformen enthalten ist.

8. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 5, wobei die Bildverarbeitungs-Steuereinheit (**118**) eine Skalierungsschaltung zum Festlegen eines Satzes von Skalierungskoeffizienten für den Satz von Echowellenformen umfasst; und wobei die Echowellenform-Verarbeitungseinheit (**108, 110**) einen Koeffizientenmultiplizierer (**109**) zum Skalieren der Amplitude der Echowellenformen gemäß dem Satz von Skalierungskoeffizienten, die von der Skalierungsschaltung geliefert werden, umfasst.

9. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 8, wobei die Skalierungsschaltung eine Sinusfolge von Skalierungskoeffizienten zum Skalieren des Satzes von Echowellenformen festlegt.

10. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 9, wobei die Skalierungsschaltung ferner den Satz von Echowellenformen durch eine Cosinuskegelfolge von Skalierungskoeffizienten skaliert.

11. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, welches ferner ein Mittel (**132b**) zum Erzeugen eines zweiten Bildes des Bereichs des Gefäßsystems aus Ultraschallbilddaten umfasst, die durch Summieren eines Satzes von Echowellenformen erhalten werden, die aus Reflexionen von emittierten Ultraschallwellenformen an Gewebe und Blut innerhalb des Bereichs entstehen, wobei das zweite Bild hauptsächlich relativ statische Merkmale innerhalb des Bereichs darstellt; und ein Mittel (**133**) zum Kombinieren des ersten Bildes und des zweiten Bildes, um ein drittes Bild zu erhalten, das in einer kontrastierenden Weise relativ statische Merkmale und relativ dynamische Merkmale des Bereichs anzeigt, wodurch ein Bild eines für medizinische Verwendungen geeigneten Hohlraums bereitgestellt wird.

12. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 11, welches ferner ein Mittel zum selektiven Färben von Teilen des ersten Bildes, die relativ dynamische Merkmale innerhalb des Bereichs anzeigen, umfasst.

13. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, wobei die Echowellenform-Verarbeitungseinheit ein Mittel zum Anwenden einer Filterfolge auf den Satz von Echowellenformen umfasst, wobei die Filterfolge relativ statische Teile des Satzes von Echowellenformen dämpft.

14. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, wobei die Echowellenform-Verarbeitungseinheit ein Mittel zum Anwenden einer Vielzahl von Filterfolgen auf den Satz von Echowellenformen umfasst, um eine Vielzahl von teilweisen modifizierten Echowellenformen zu erhalten, wobei jede Filterfolge eine Empfindlichkeit gegen einen Bereich einer Bewegungsgeschwindigkeit des Bluts in dem Bereich vorsieht.

15. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 14, wobei die Echowellenform-Verarbeitungseinheit ferner einen Schwellendetektor/Pegelumsetzer umfasst, um Teilen von jeder der Vielzahl von teilweisen modifizierten Echowellenformen, die einem Schwellenwert entsprechen, einen unterschiedlichen Pegelwert zuzuweisen; und einen Akkumulator zum Kombinieren der teilweisen modifizierten Echowellenformen, um die modifizierte Echowellenform zu erhalten, wobei die modifizierte Echowellenform verschiedene Bewegungsgeschwindigkeiten des Bluts in dem Bereich anzeigt.

16. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 15, welches ferner ein Mittel zum Anzeigen des ersten Bildes in visuell unterschiedlichen Anzeigebetriebsarten gemäß jedem unterschiedlichen Pegelwert für die teilweisen modifizierten Echowellenformen umfasst, die die modifizierte Echowellenform aufweisen.

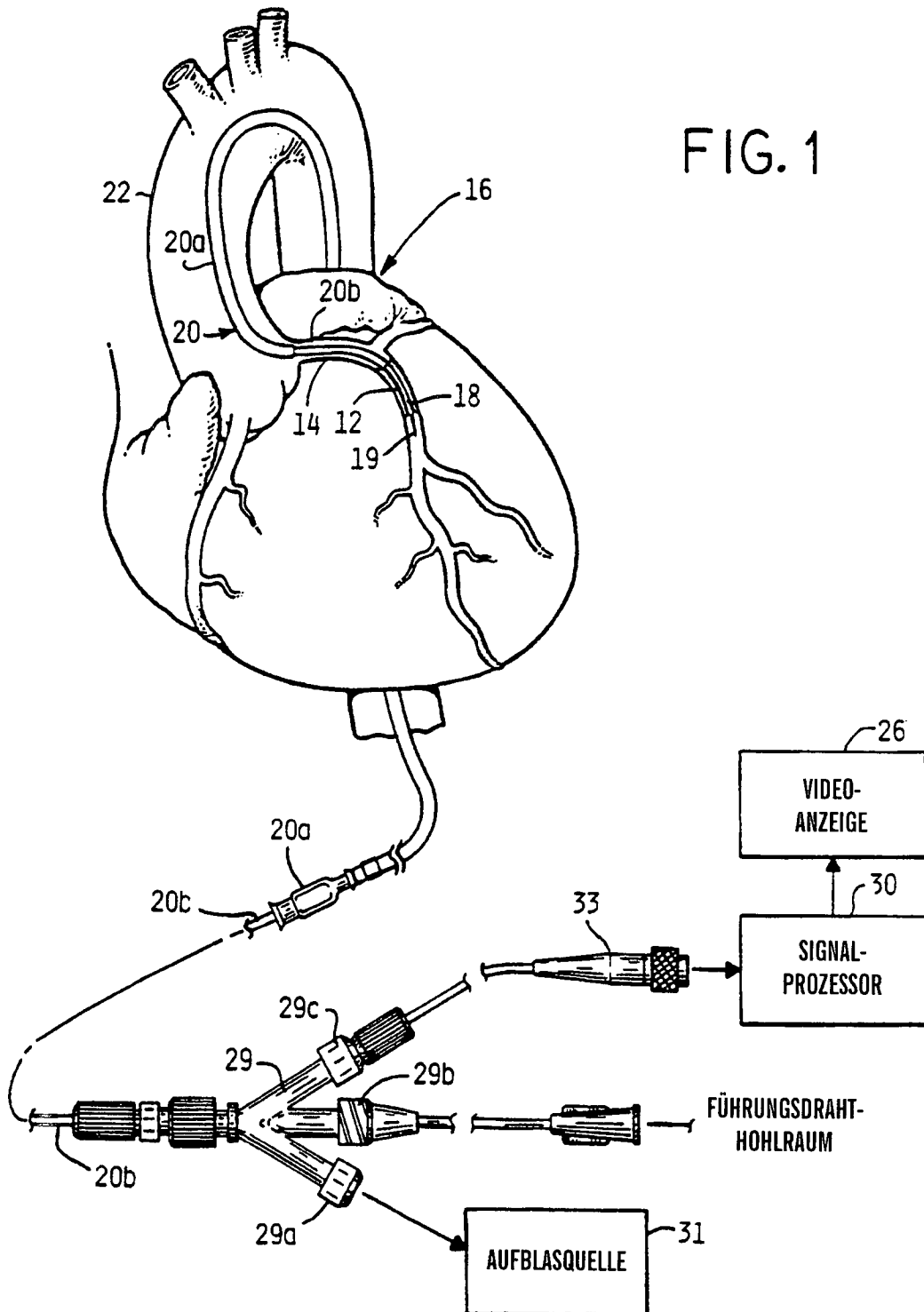
17. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 1, welches ferner umfasst:
ein Mittel zum Auswählen eines neuen Bereichs innerhalb eines Querschnitts des Gefäßsystems; und
ein Mittel zum Steuern der Wandleranordnung, der Echowellenform-Verarbeitungseinheit und des Ultraschallbildprozessors, um ein erstes Bild für den neuen Bereich des Gefäßsystems bereitzustellen.

18. Ultraschallabbildungssystem nach Anspruch 17, welches ferner umfasst:
ein Mittel zum Bewirken, dass die Wandleranordnung, die Echowellenform-Verarbeitungseinheit und der Ultraschallbildprozessor eine Vielzahl von neuen Bereichen innerhalb des Querschnitts des Gefäßsystems in der Nähe der Sondenanordnung auswählen und ein erstes Bild für jeden neuen Bereich vorsehen.

Es folgen 17 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1



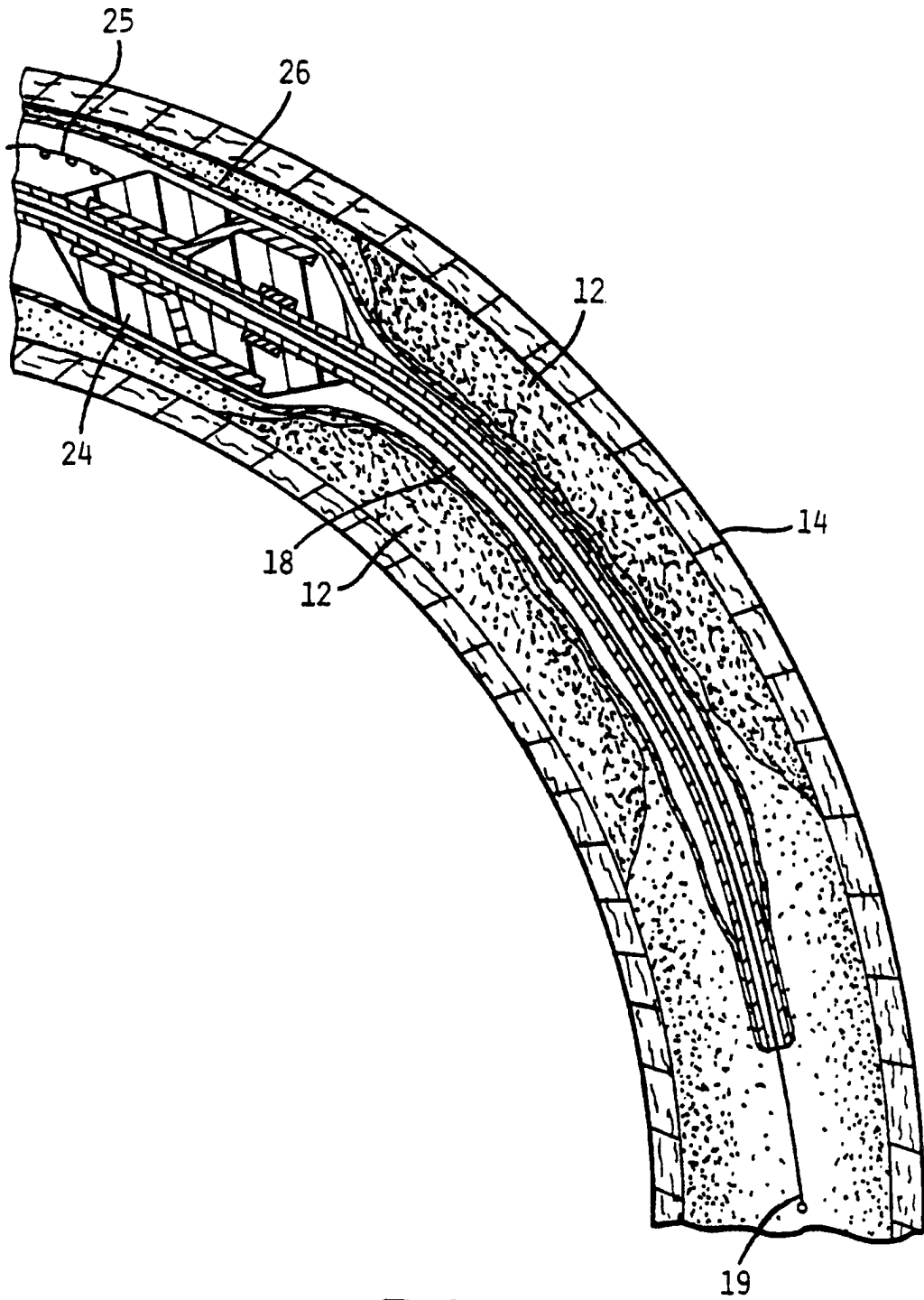
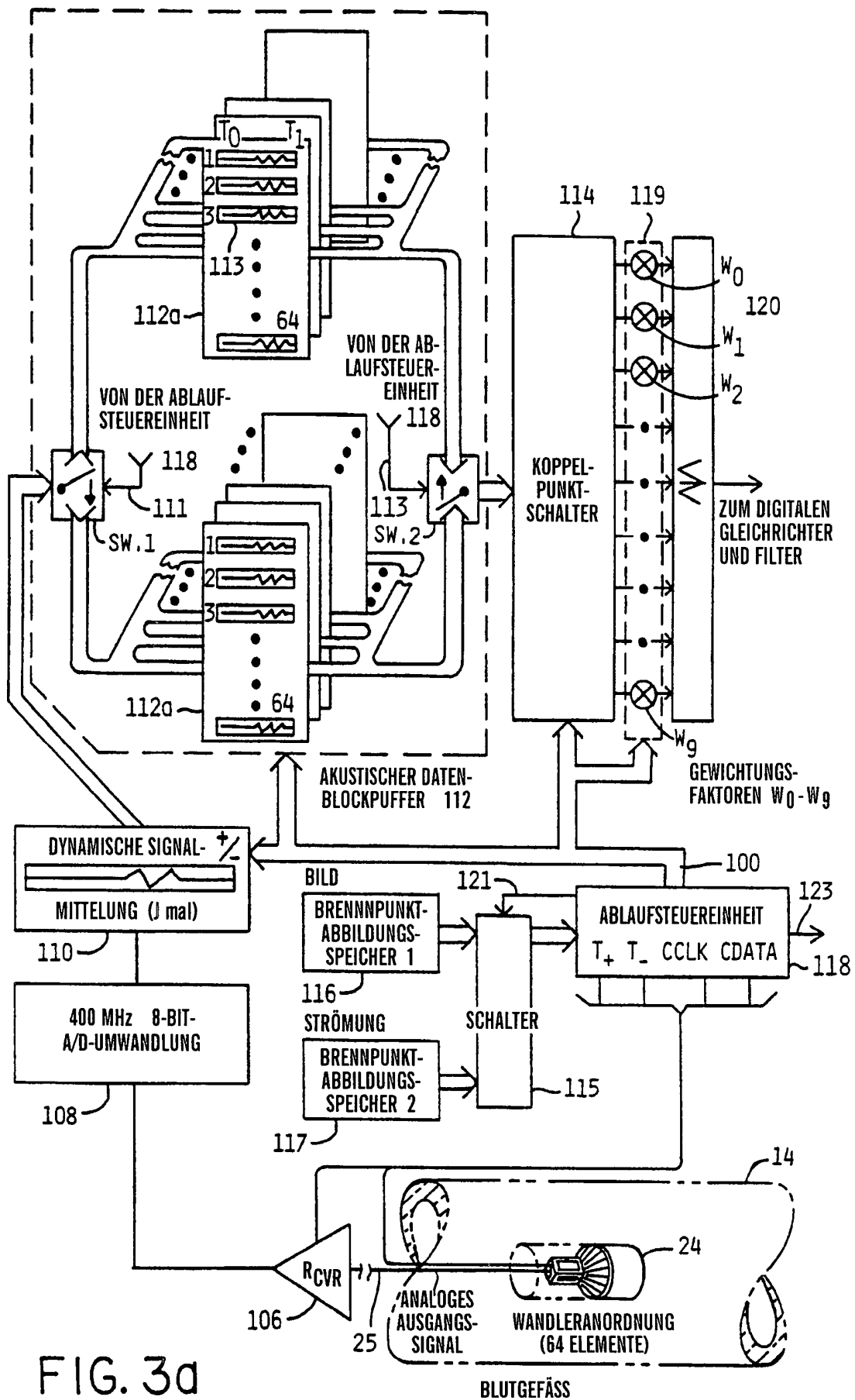
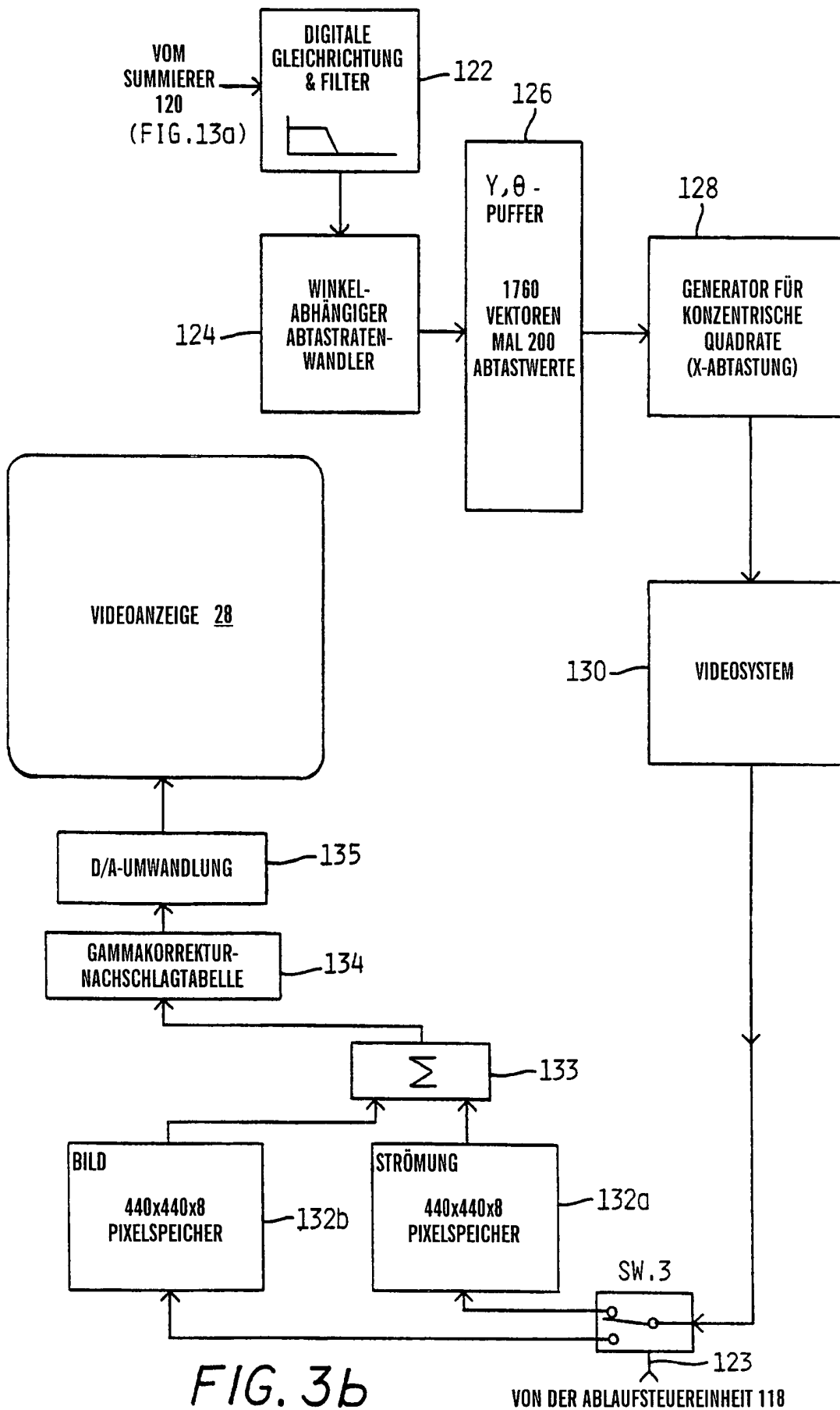


FIG. 2





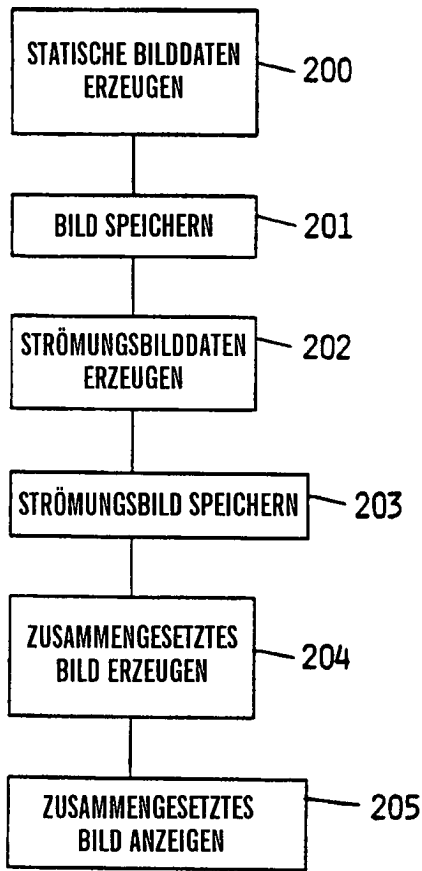


FIG. 4

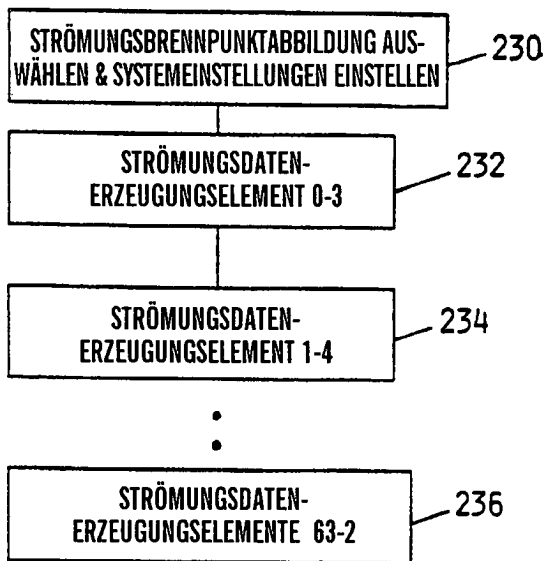


FIG. 6

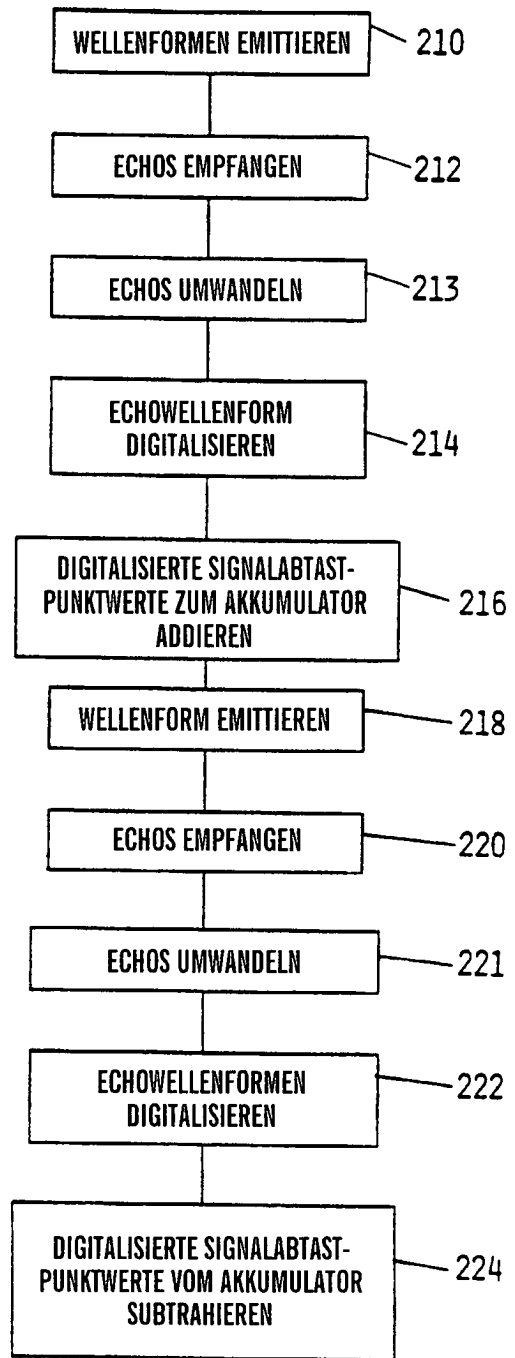


FIG. 7

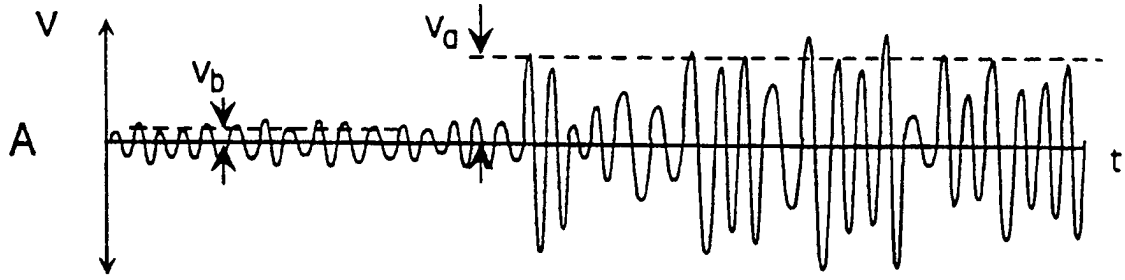


FIG. 5a

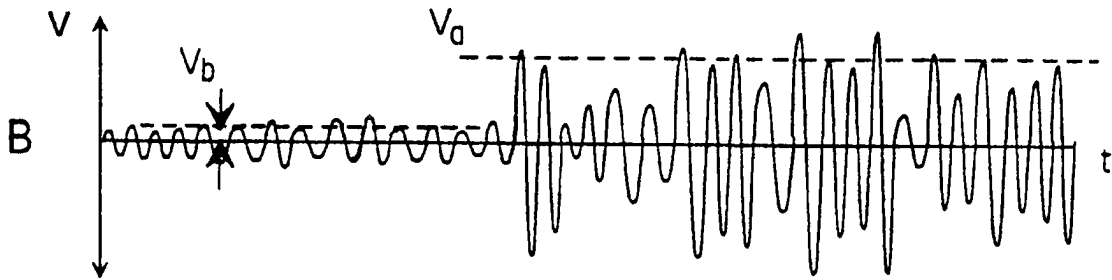


FIG. 5b

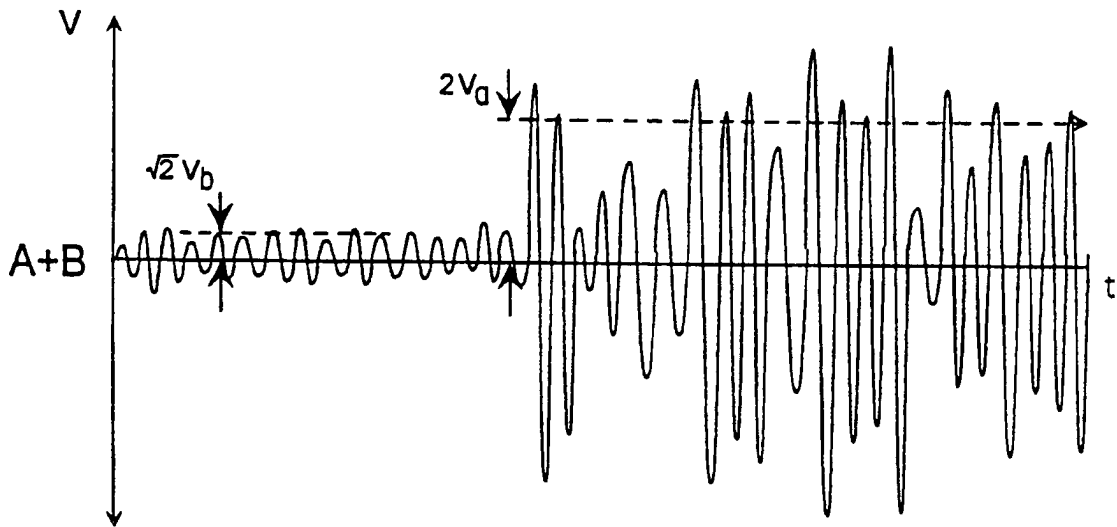


FIG 5c

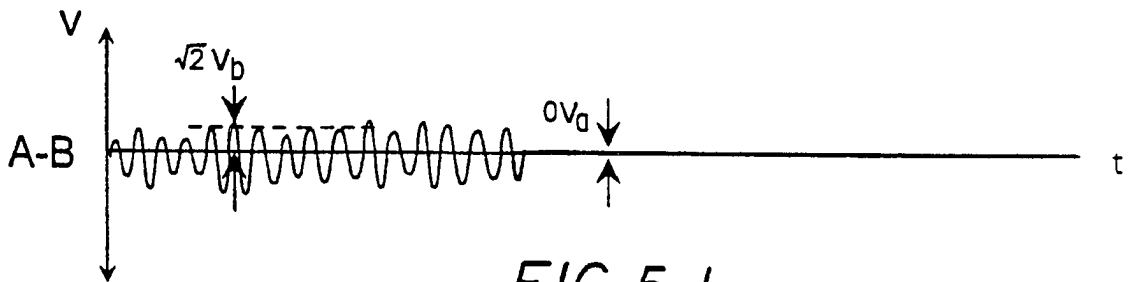


FIG 5d

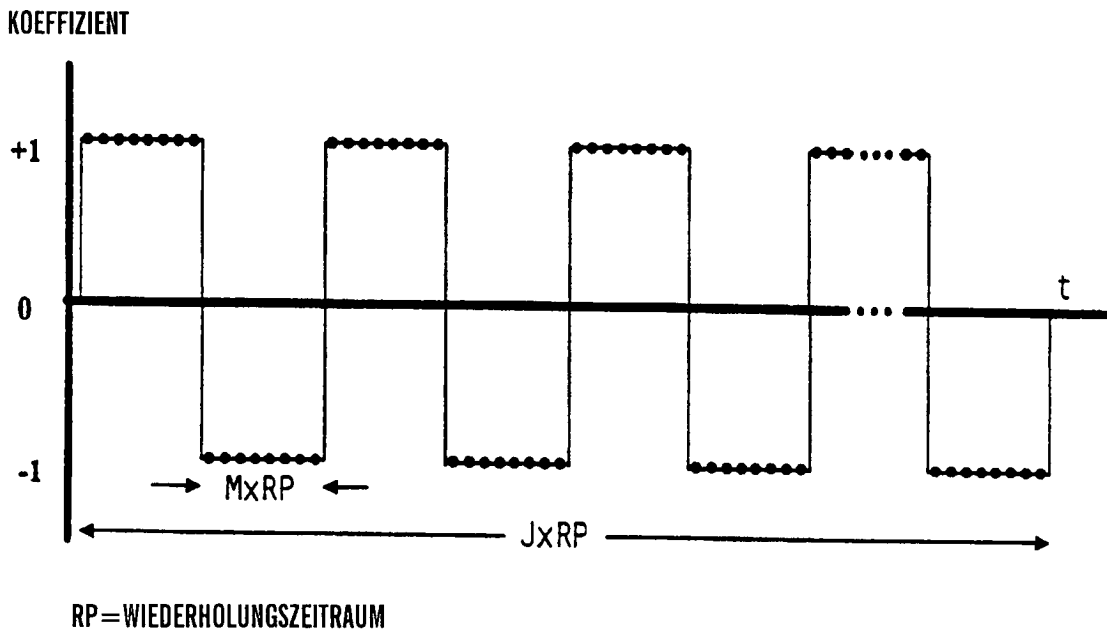


FIG 8a

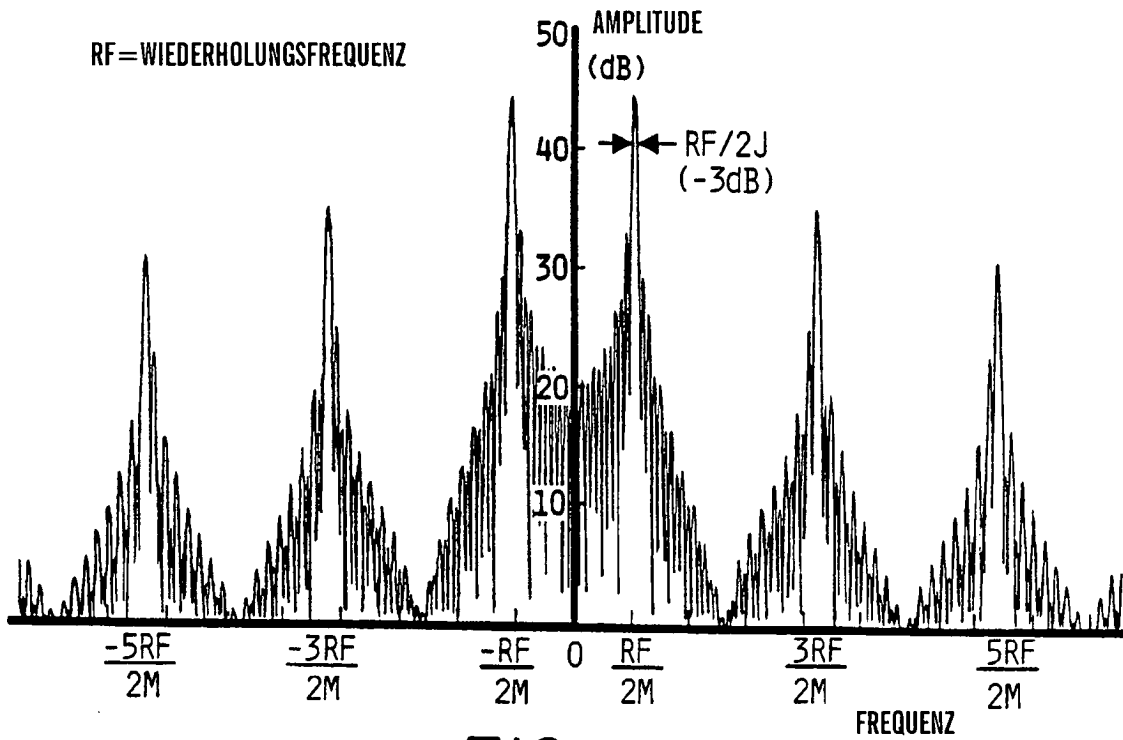


FIG. 8b

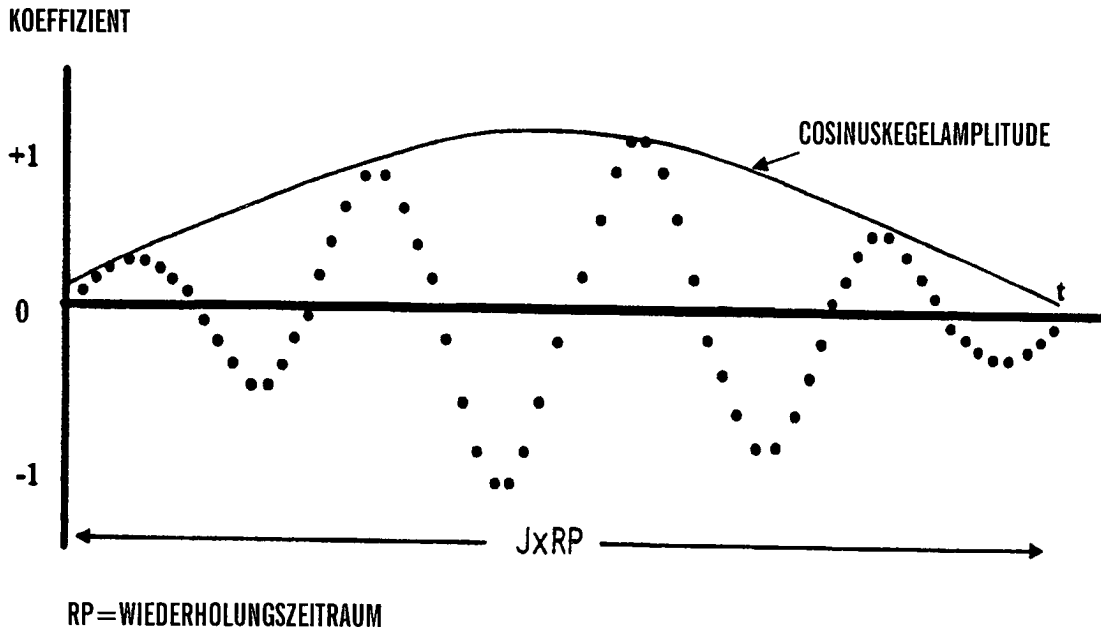


FIG. 9a

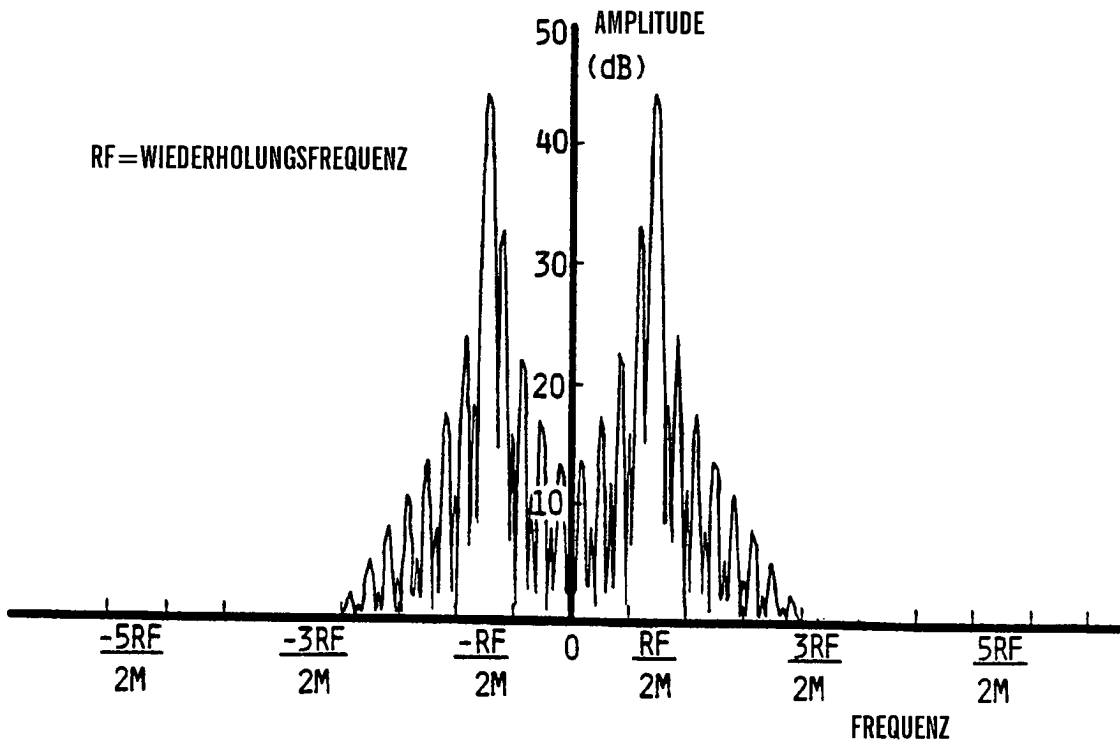


FIG. 9b

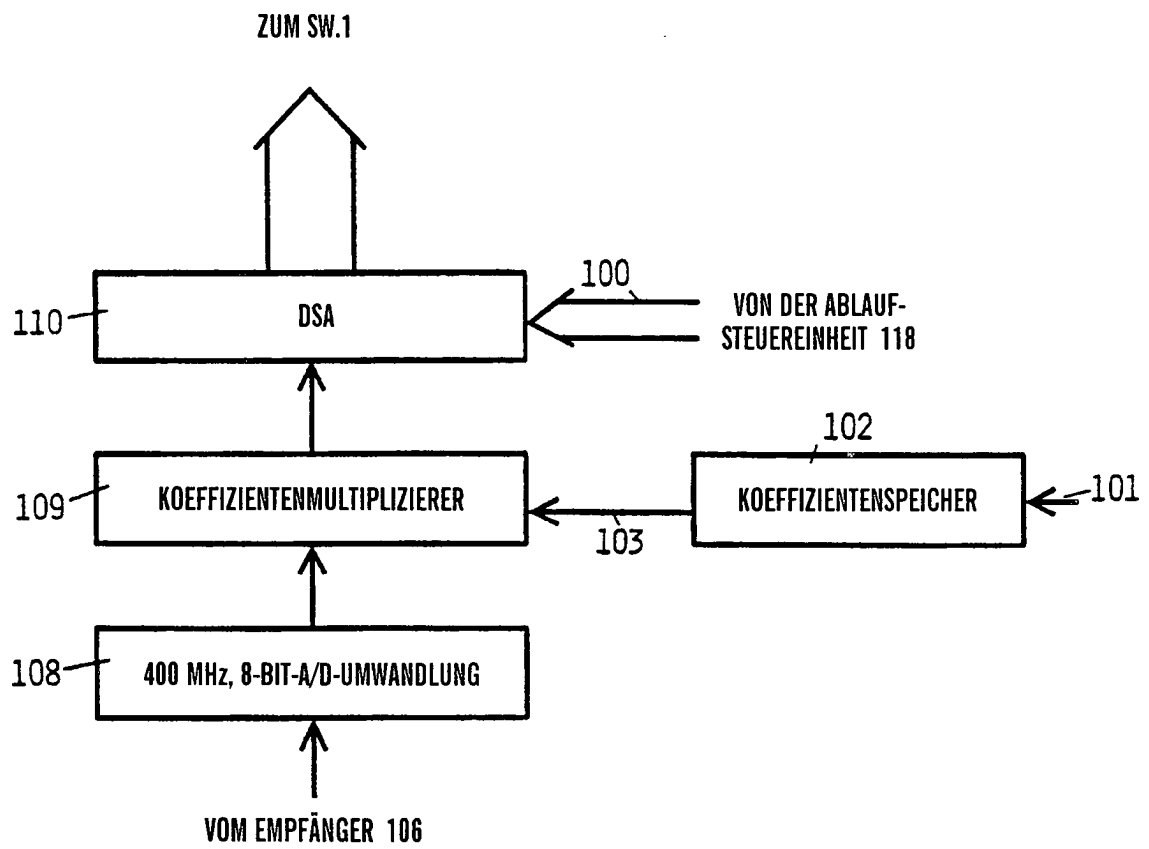


FIG. 10

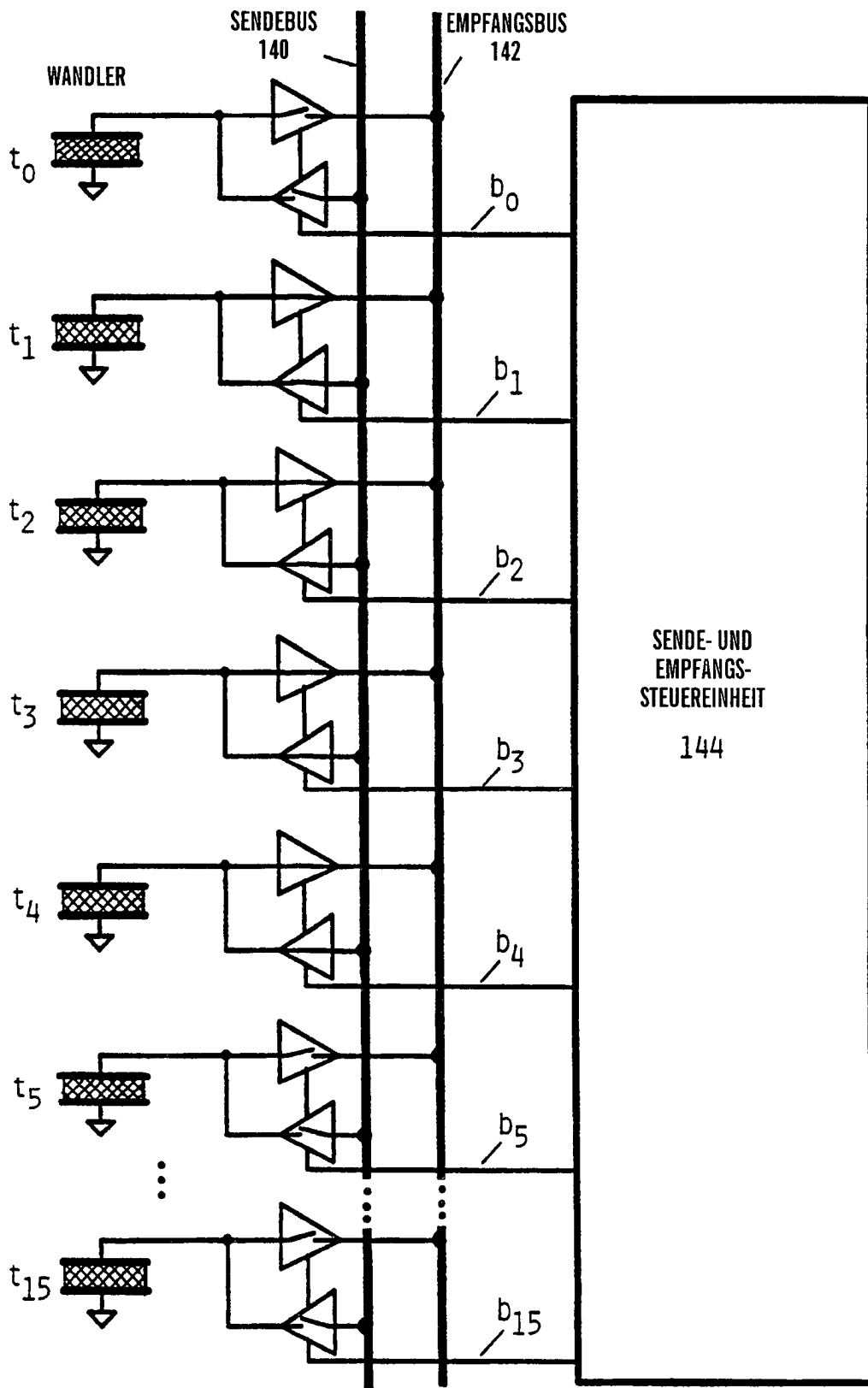


FIG. 11

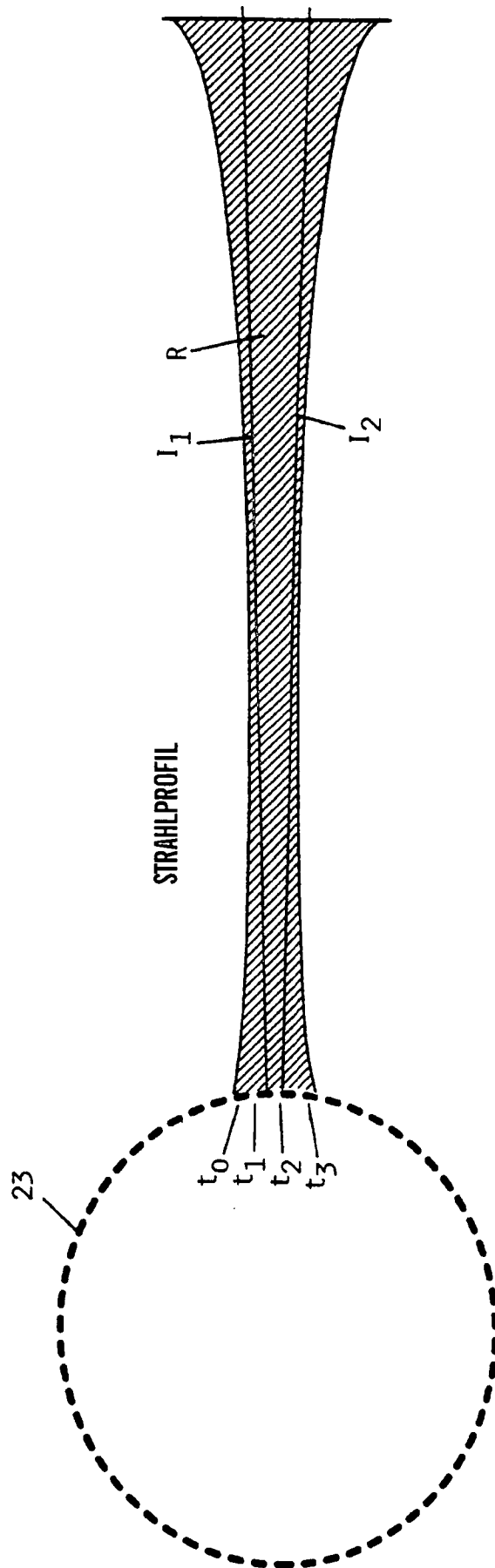


FIG. 12

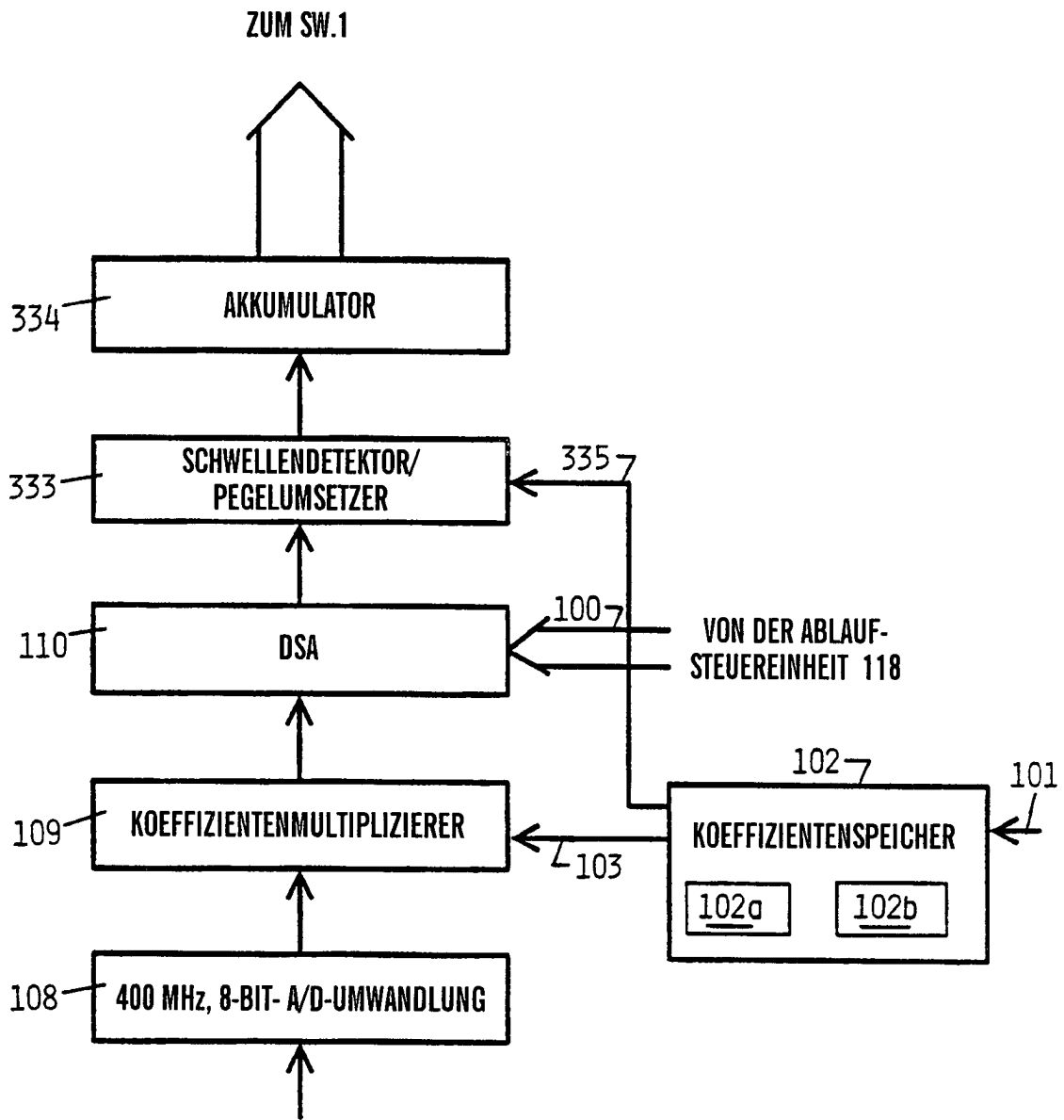


FIG. 13

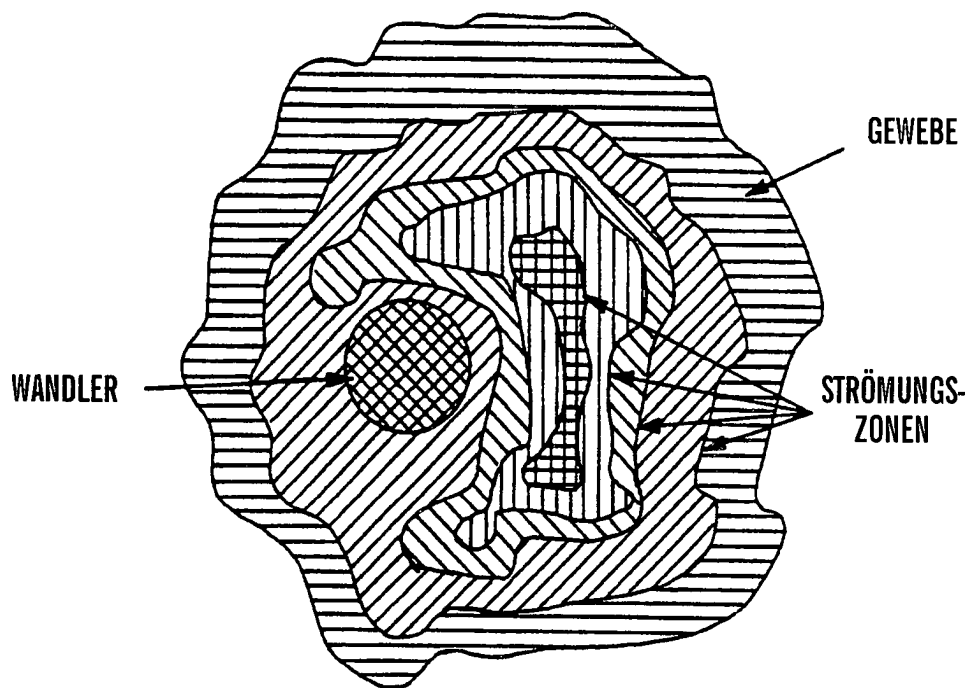


FIG. 14

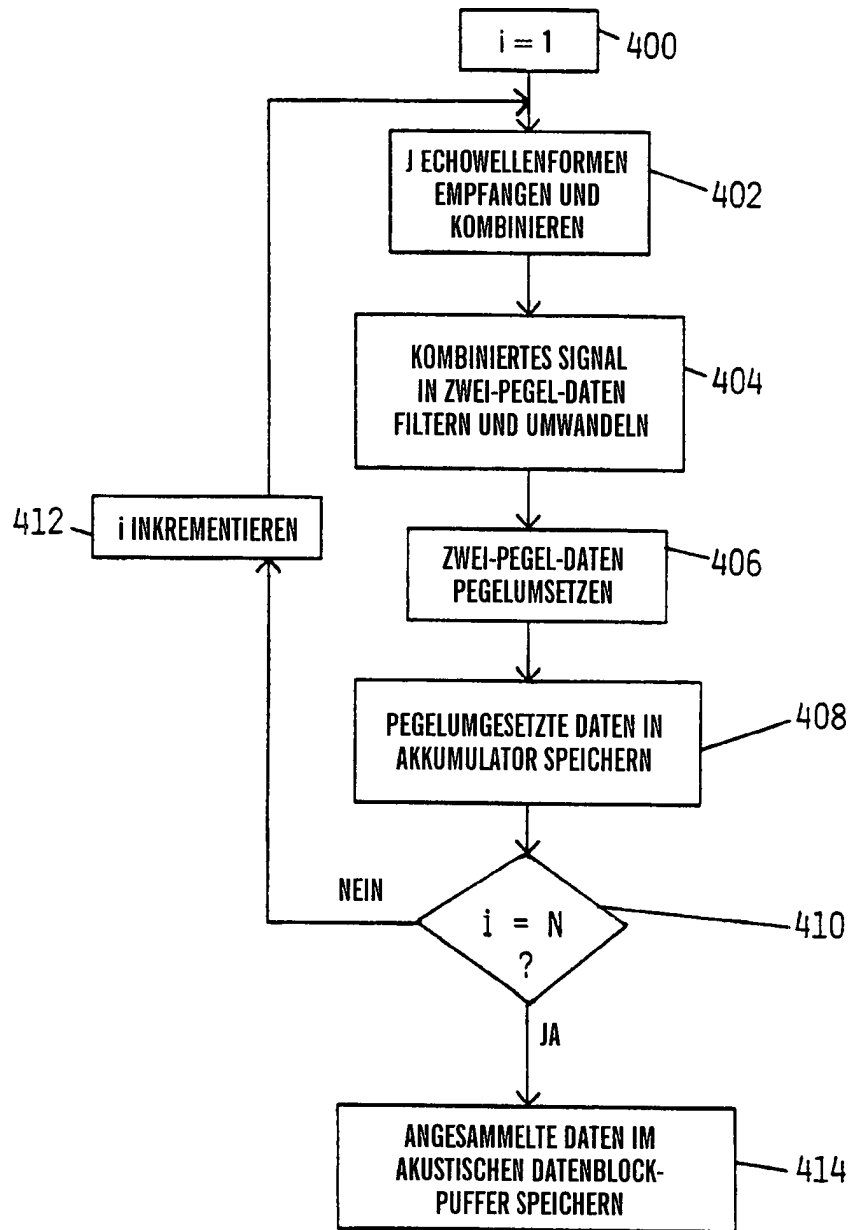


FIG. 15

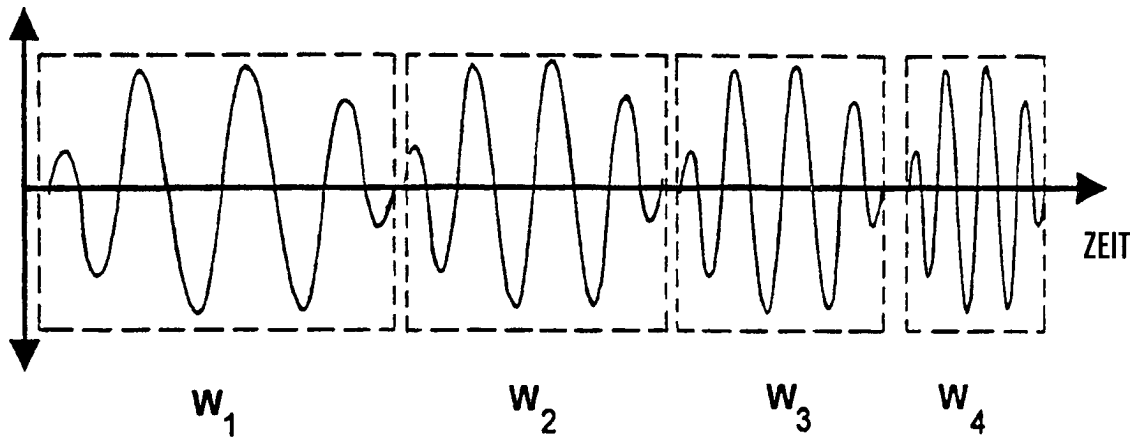


FIG. 16a

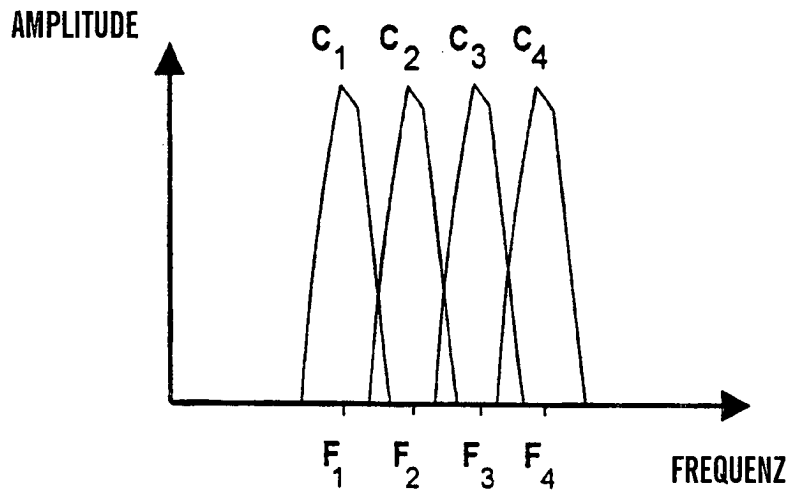


FIG. 16b

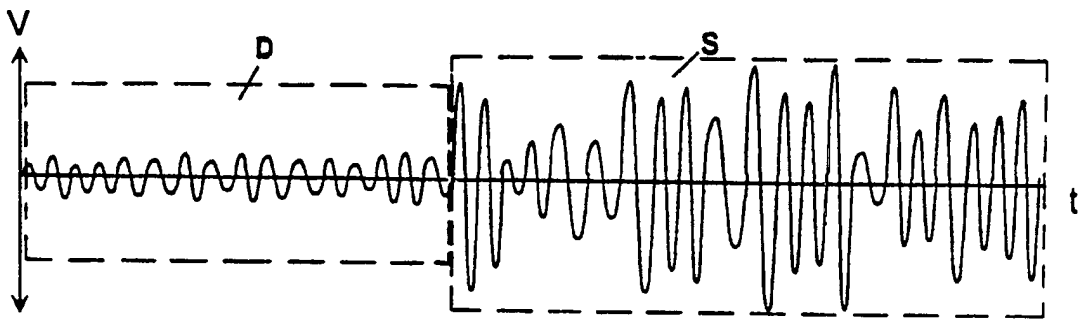


FIG. 17

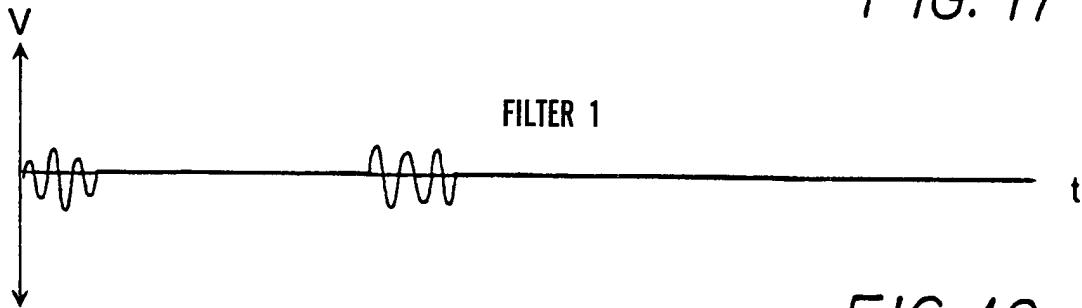


FIG. 18a

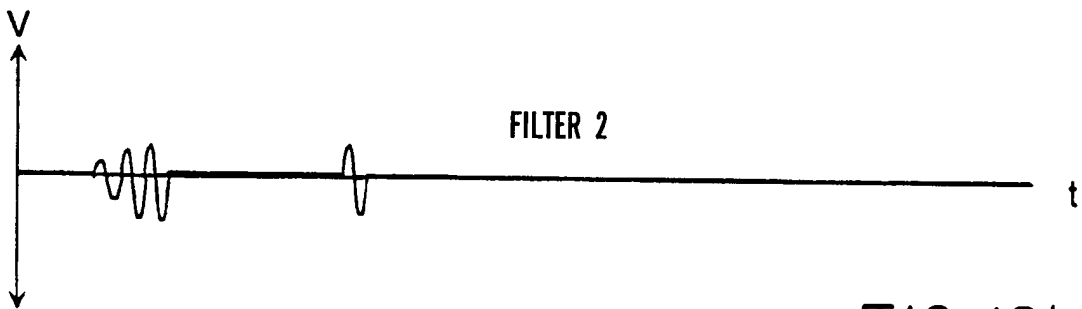


FIG. 18b

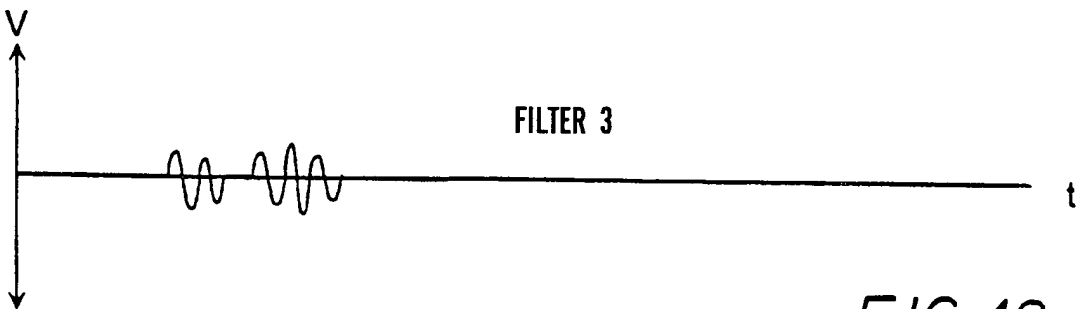


FIG. 18c

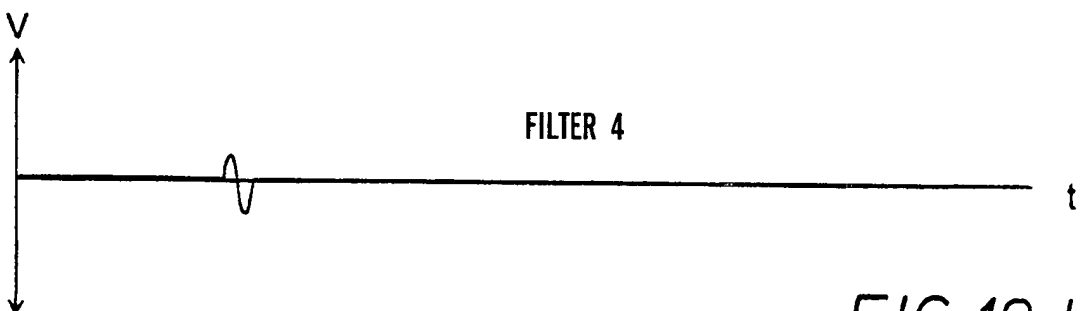


FIG. 18d

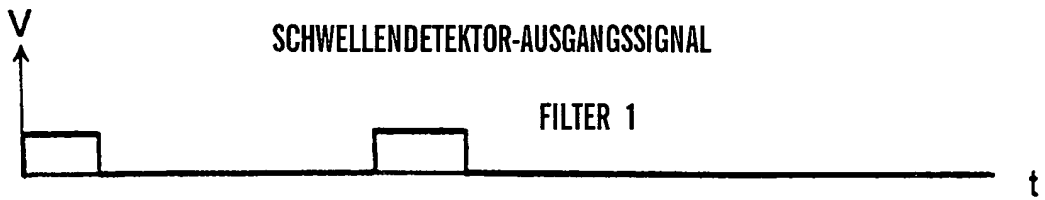


FIG. 19a



FIG. 19b



FIG. 19c



FIG. 19d

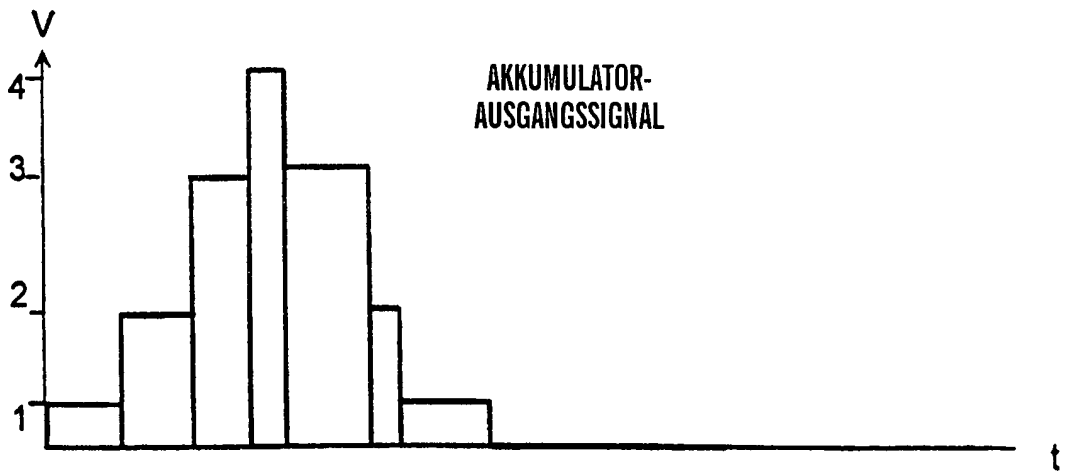


FIG. 20