(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 603 08 985 T2** 2007.05.24

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 428 474 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **603 08 985.2**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **03 015 791.1**
(96) Europäischer Anmeldetag: **10.07.2003**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **16.06.2004**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **11.10.2006**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **24.05.2007**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 8/00*** (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2002279413 25.09.2002 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:
Hitachi Medical Corp., Tokio/Tokyo, JP

(74) Vertreter:
Strehl, Schübel-Hopf & Partner, 80538 München

(72) Erfinder:
Azuma, Hitachi Ltd., Takashi, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8220, JP; Umemura, Hitachi Ltd., Shin-ichiro, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8220, JP; Miwa, Hitachi Ltd., Yuichi, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8220, JP

(54) Bezeichnung: **Ultraschallabbildungsgerät und Methode**

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

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung betrifft ein Ultraschallabbildungssystem und -verfahren, die ein Bild in einem Objekt unter Verwendung von Ultraschallwellen abbilden.

[0002] Ein bei der Diagnose mittels medizinischer Bilder verwendetes Ultraschallabbildungssystem kann ein Tomografiebild des Gewebes eines weichen Teils eines lebenden Körpers und ein Bild des Blutflusses in einem lebenden Körper im Wesentlichen in Echtzeit unter Verwendung eines Pulsechoverfahrens auf einem Monitor anzeigen und beobachtbar machen. Das Ultraschallabbildungssystem führt auch zu keiner Bestrahlung eines bildgebenden Diagnosesystems, das Strahlung auf ein Objekt verwendet, was hohe Sicherheit bietet. Ferner ist es klein und billig. Es wird auf medizinischem Gebiet in weitem Umfang verwendet.

[0003] Nun wird der Bildgabemechanismus eines Ultraschallabbildungssystems gemäß dem Stand der Technik wie folgt beschrieben. Das Ultraschallabbildungssystem sendet von einer Ultraschallsonde mit einem Array piezoelektrischer Materialien eine Ultraschallwelle zu einem Objekt. Der Zeitpunkt des Sendens der Ultraschallwelle von den Bauteilen des Arrays wird gesteuert. Die Brennpunktsposition der Ultraschallwelle im Objekt wird gesteuert. Ein Signal, wie es durch jedes der Bauteile des Arrays empfangen wird, wird mittels einer zeitlichen Verschiebung entsprechend der Abstandsdifferenz zwischen einer gewünschten Position und der Position jedes der Bauteile addiert, um ein Signal von der gewünschten Position zu verstärken. Ein Ultraschallpuls wird über den gesamten Bildgabebereich gescannt, um ein Tomografiebild zu erfassen. Beim Stand der Technik wird bei einem derartigen Pulsechoverfahren ein Echo (Empfangssignal) von einer Grenzfläche, an der sich die Schallimpedanz in einem Objekt ändert, empfangen, um die Einhüllende des Empfangssignals zu erfassen, um den Absolutwert des Echos zur Bilderzeugung eines Tomografiebilds zu verwenden.

[0004] Es wurde Stand der Technik zu Versuchen zum Ausführen einer Bilderzeugung, während der Code eines Echos verbleibt, oder unter Ausnutzung von Phaseninformation vorgeschlagen (siehe z. B. die japanische PatentanmeldungsOffenlegung Nr. 55-136043 und die japanische Patentanmeldungs-Offenlegung Nr. 11-137546).

[0005] Wenn bei den Verfahren gemäß der Erfindung Codeinformation eines Echos (Empfangssignals) verwendet wird, kann aus der Phasenverschiebung eines Echosignals auf Grund anderer Faktoren die Phasenverschiebung des Echosignals beruhend auf einer Änderung der Schallimpedanz nicht erkannt werden. Es ist schwierig, ein Bild einer Schallimpedanzkarte eines tatsächlichen Objekts zu erstellen.

[0006] Die oben angegebenen anderen Faktoren sind die folgenden beide Faktoren (1) und (2).

(1) Da sich auf Grund der Dämpfung in einem lebenden Körper die Mittenfrequenz eines Ultraschallpulses ändert, wird eine scheinbare Phase verschoben.

(2) Auf Grund der Phasenverschiebung in der Querrichtung eines Ultraschallstrahls wird ein Signal von einem Objekt nahe dem Ultraschallstrahl, das ein ausgeprägtes Echo sendet, als Phasenverschiebungssignal empfangen.

[0007] Ein erstes Ziel derartiger Verfahren gemäß dem Stand der Technik besteht im Korrigieren eines Phasenverschiebungseffekts eines Empfangssignals gemäß (1) und gemäß (2), um eine Abbildung der tatsächlichen Änderung der Schallimpedanz in einem lebenden Körper zu erzeugen.

[0008] Ein zweites Ziel ist ein solches betreffend die Überwachung des Behandlungseffekts bei einer Koagulationstherapie, wie sie unten beschrieben wird. Die Koagulationstherapie ist ein Verfahren zum thermischen Behandeln eines beeinträchtigten Teils bei Prostatahypertrophie, Prostatakrebs oder Leberkrebs durch Aufstrahlen stark fokussierter Ultraschallwellen oder durch Aufstrahlen elektromagnetischer Wellen wie HF-Wellen oder Mikrowellen. Es wird erwartet, dass die oben beschriebene Phaseninformations-Bilderzeugung die Entwicklung einer minimalinvasiven Therapie unter Verwendung von Koagulation, wie sie in den letzten Jahren entwickelt wurde, beschleunigt.

[0009] Bei diesen Therapien kann eine Behandlung ausgeführt werden, ohne dass an der Oberfläche eines Körpers ein großer Einschnitt erfolgt. Die klinische Anwendung wurde erweitert, wodurch es wichtig wird, über ein effektives Entscheidungsverfahren zu verfügen. Wenn bei Krebs eine Behandlungslücke vorliegt, wächst der Krebs daraus weiter. Es ist wesentlich, zu entscheiden, ob der zu behandelnde Teil vollständig behandelt wurde. Derzeit werden Kontrast-cT-, Kontrast-MRI- und Kontrastultraschallwellen-Verfahren verwendet. Es ist schwierig, bei CT oder MRI während der Behandlung eine Bilderzeugung auszuführen. Da ein Kontrastmittel verwendet wird, wird die Behandlung einmal stoppt, um eine Entscheidung zu treffen. Wenn diese fehlschlägt, wird die Behandlung neu gestartet.

[0010] Um eine effektivere Behandlung auszuführen, ist es erwünscht, dass die Entscheidung zum Effekt während des Ausführens der Behandlung ausgeführt werden kann. Es wurde eine Verzerrungsabbildung unter Verwendung eines Druckanwendungs-

verfahrens als Gewebebilderzeugungsverfahren ohne Verwendung eines Ultraschall-Kontrastmittels studiert. Es wird davon ausgegangen, dass dies nur an einer Stelle angewandt wird, an der eine Druckanwendung effektiv ausgeführt werden kann. Aus den obigen Gründen ist ein vereinfachtes Bilderzeugungsverfahren für die Gewebehärte erforderlich.

[0011] Ein drittes Ziel ist ein solches betreffend ein Kontrast-Ultraschallwellenverfahren. Ein Kontrast-Ultraschallwellenverfahren ist ein Verfahren zum Beobachten einer zeitlichen Differenz zwischen den Funktionen eines lebenden Körpers unter Verwendung eines Verhaltens, wobei ein Kontrast mittel als Auslöser injiziert wird. Dabei kann der Kontrast eines Unterschieds im Blutgefäßsystem für jedes Gewebe einer Leber erzeugt werden (d.h. ein arterieller Dominanzeffekt bei Leberkrebs sowie ein Portal-Dominanzeffekt für andere normale Gewebeteile).

[0012] In diesem Fall ist es für die Bilderzeugung wesentlich, dass ein Signal von einem Kontrastmittel von einem Signal vom Gewebe eines lebenden Körpers unterschieden werden kann. Beim Stand der Technik wird ein Kontrast zwischen Echosignalen von einem Kontrastmittel und dem Gewebe eines lebenden Körpers durch ein Verfahren erzeugt, bei dem eine Frequenzänderung eines Echosignals genutzt wird, wie die Nichtlinearität des Ansprechverhaltens eines Kontrastmittels, um die zweite Harmonische zu verwenden. Da das Gewebe eines lebenden Körpers ebenfalls Nichtlinearität zeigt, ist es schwierig, einen Kontrast zu erzeugen. Es ist eine Kontrastverbesserung erwünscht.

[0013] WO 02/058791 offenbart ein Verfahren zum Liefern von Ultraschallsignalen zum Ermitteln von Phasen- oder Amplitudenkorrekturen für die Quellen abhängig von der Dicke von Schichten zwischen der Ultraschallquelle und dem gewünschten Bereich. Es wird vorgeschlagen, Phasenverzerrungen und Dämpfungsvariationen dadurch zu kompensieren, dass Phaseneinstellungen für jedes Sendeelement auf Grundlage zuvor bestimmter Eigenschaften, wie der Ausbreitungsgeschwindigkeit, berechnet werden. Die Ansprüche 1 und 19 wurden ausgehend von der Lehre dieses Dokuments in zweiteiliger Form formuliert.

[0014] Weiterer Stand der Technik auf dem Gebiet der Erfindung ist in US-A-6 423 005, EP-A-0 917 857, US-A-6 131 458 und US-A-6 419 632 offenbart.

[0015] Die Erfindung wurde angesichts der obigen Punkte geschaffen, und es ist eine Aufgabe derselben, ein Ultraschallabbildungssystem und -verfahren zu schaffen, die einen Phasenverschiebungseffekt korrigieren können, um ein Bild einer tatsächlichen Änderung der Schallimpedanz in einem lebenden Körper zu erzeugen. Ferner ist es erwünscht, Anzeigeinformation betreffend die Härte des Objekts zu verbessern.

[0016] Bei der Schallimpedanz-Bilderzeugung gemäß dem Stand der Technik ist es schwierig, ein Bild der tatsächlichen Änderung der Schallimpedanz in einem Objekt zu erzeugen, da eine Phasenverschiebung eines Echos auf Grund einer Änderung der Schallimpedanz im Objekt, eine Phasenverschiebung in der Querrichtung eines Ultraschallstrahls und eine Phasenverschiebung auf Grund einer Frequenzverschiebung miteinander gemischt sind. Beim Ultraschallabbildungssystem gemäß der Erfindung werden die Phasenverschiebung in der Querrichtung eines Ultraschallstrahls und die Phasenverschiebung auf Grund einer Frequenzverschiebung durch ein Verfahren mit einer imaginären zweiten Harmonischen oder ein Verfahren mit einer geradzahligen Harmonischen und mindestens einem quadratischen Filter korrigiert. Zur Bilderzeugung kann alleine die Änderung der Schallimpedanz in einem Objekt entnommen werden.

[0017] Der Umfang der Erfindung ist durch das Ultraschallabbildungssystem gemäß dem beigefügten Anspruch 1 und das Ultraschallabbildungsverfahren gemäß dem Anspruch 19 definiert. Die Unteransprüche betreffen bevorzugte Ausführungsformen.

[0018] Das Ultraschallabbildungssystem gemäß einer Ausführungsform der Erfindung verfügt über Einrichtungen, durch die eine Ultraschall zu einem Objekt gesendet wird, um einen Empfangssignalverlauf zu erhalten, der durch den Sendevorgang vom Objekt zurückgeliefert wird, und dann wird aus der Phasenverschiebung des zu einem Sendesignalverlauf gehörenden Empfangssignalverlaufs die Phasenabberation eines Echos auf Grund einer räumlichen Änderung (oder Karte) der Schallimpedanz eines Objekts von einer Phasenabberation auf Grund anderer Faktoren unterschieden; und Einrichtungen zum Absetzen der räumlichen Änderung der Schallimpedanz des Objekts. Die obigen anderen Faktoren sind vorzugsweise die Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung und/oder eines Beugungseffekts.

[0019] Ein Verfahren zum Entfernen einer Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung verfügt über eine Einrichtung zum orthogonalen Erfassen des Empfangssignalverlaufs, um ihn als komplexes Signal auszudrücken; eine Einrichtung zum Quadrieren des Werts; eine Einrichtung zum Entnehmen eines anderen Effekts als dessen der Phasenverschiebung auf Grund einer räumlichen Änderung der Schallimpedanz; eine Einrichtung zum Abschätzen der Phasenverschiebung auf Grund der frequenzabhängigen Dämpfung; und eine Einrichtung zum Entfernen derselben.

[0020] Ein anderes Verfahren zum Entfernen der Phasenverschiebung auf Grund der frequenzabhängigen Dämpfung verfügt über eine Einrichtung zum Senden, als Sendesignalverlauf, eines Signalverlaufs, der der zweiten Harmonischen oder einer geradzahligen Harmonischen einer Grundwelle überlagert ist; und eine Einrichtung zum Verwenden einer orthogonalen Komponente der empfangenen zweiten Harmonischen zum Korrigieren einer Phase, zu der es im Ausbreitungsprozess kommt. Bei jedem der Verfahren kann eine Ausführungsform der Erfindung über eine Einrichtung zum Korrigieren eines Phasenverschiebungseffekts auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung verfügen.

[0021] Eine Ausführungsform der Erfindung verfügt über eine Einrichtung zum Berechnen der Phasenverschiebung in der Querrichtung einer Punktspreizfunktion mit Festlegung durch Sende/Empfangs-Bedingungen; und eine Filterverarbeitungseinrichtung zum Minimieren der Phasenverschiebung. Es kann eine Phasenabberation beseitigt werden, die durch eine Phasenverschiebung auf Grund eines Beugungseffekts hervorgerufen ist.

[0022] Eine Ausführungsform der Erfindung verfügt über eine Einrichtung zum Isolieren einer Phasenabberation eines Echosignals auf Grund einer räumlichen Karte eines Objekts aus einer Phasenverschiebung, wie sie sich beim Ausbreitungsprozess aufsummiert, von der Phasenverschiebung auf Grund eines Beugungseffekts, um dem Echosignal eine spezielle Phasenkomponente zu entnehmen. Die Ausführungsform kann über eine Einrichtung zum Erzeugen eines Bilds der Schallimpedanz eines Objekts, einer räumlichen Änderung der Ableitung der Schallimpedanz, eines Resonanzzustands und einer Kontrastmittelkarte verfügen.

[0023] Die Erfindung kann bei Behandlungen verwendet werden. Ein Behandlungssystem mit einem Ultraschallüberwachungsmechanismus, der ein Bild des Zustands eines Objekts durch Ultraschallwellen erzeugt, verfügt über eine Einrichtung, bei der eine Ultraschallwelle zu einem Objekt gesendet wird, um einen Empfangssignalverlauf zu erhalten, der auf Grund des Sendevorgangs vom Objekt zurückgeliefert wird, wobei dann die Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung und/oder eines Beugungseffekts korrigiert wird, um eine zeitliche Änderung der Schallimpedanz des Objekts aus der Phasenverschiebung des auf einen Sendesignalverlauf bezogenen Empfangssignalverlaufs abzuschätzen; eine Einrichtung zum Anzeigen desselben; und eine Einrichtung zum Zurückliefern des Ergebnisses innerhalb eines behandelten Zustands.

[0024] Ein Ultraschallabbildungsverfahren gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist ein Verfahren, bei dem eine Ultraschall zu einem Objekt gesendet wird, um einen Empfangssignalverlauf zu erhalten, der auf Grund des Sendevorgangs vom Objekt zurückgeliefert wird, wobei dann aus der Phasenverschiebung des zum Sendesignalverlauf gehörenden Empfangssignalverlaufs eine Phasenabberation eines Echos auf Grund einer räumlichen Änderung der Schallimpedanz des Objekts von einer Phasenverschiebung eines Echos auf Grund anderer Faktoren unterschieden wird, wobei die räumliche Änderung (oder Karte) der Schallimpedanz des Objekts abgeschätzt wird. Die obigen anderen Faktoren sind vorzugsweise die Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung und/oder die Phasenverschiebung auf Grund eines Beugungseffekts.

[0025] Als ein Verfahren zum Entfernen einer Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung wird der Empfangssignalverlauf orthogonal erfasst, um ihn als komplexes Signal auszudrücken, dasselbe wird quadriert, es wird ein anderer Effekt als die Phasenverschiebung auf Grund einer räumlichen Änderung der Schallimpedanz entnommen, es wird die Phasenverschiebung auf Grund der frequenzabhängigen Dämpfung abgeschätzt, und dieselbe wird entfernt.

[0026] Als anderes Verfahren zum Entfernen einer Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung wird ein Signalverlauf, der einer zweiten Harmonischen oder einer geradzahligen Harmonischen zu einer Grundwelle überlagert ist, als Sendesignalverlauf gesendet, und eine orthogonale Komponente der empfangenen zweiten Harmonischen wird dazu verwendet, eine Phase zu korrigieren, zu der es beim Ausbreitungsprozess kommt. Bei jedem der Verfahren kann ein Phasenverschiebungseffekt auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung korrigiert werden.

[0027] Hinsichtlich einer Phasenabberation, die durch eine Phasenverschiebung auf Grund eines Beugungseffekts verursacht ist, wird eine Phasenverschiebung in der Querrichtung einer durch die Sende/Empfangs-Bedingungen bestimmten Punktspreizfunktion berechnet, und dann wird eine Filterungsverarbeitung zum Minimieren der Phasenverschiebung ausgeführt. Der Phasenverschiebungseffekt auf Grund eines Beugungseffekts kann entfernt werden.

[0028] Durch die Erfindung wird eine Phasenverschiebung eines Echosignals auf Grund einer räumlichen Karte eines Objekts von einer Phasenverschiebung, wie sie sich beim Ausbreitungsprozess aufsummiert, und einer Phasenverschiebung auf Grund eines Beugungseffekts isoliert, um dem Echosignal eine spezielle Phasenkomponente zu entnehmen. Durch die Erfindung kann ein Bild einer Änderung der Schallimpedanz eines Objekts, einer räumlichen Än-

derung der Ableitung der Schallimpedanz, eines Resonanzzustands und einer Kontrastmittelkarte erzeugt werden.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0029] Fig. 1 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei einer Ausführungsform 1 der Erfindung ein Ableitungsbild einer Schallimpedanz erfasst.

[0030] Fig. 2 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 1 der Erfindung ein Schallimpedanzbild erfasst;

[0031] Fig. 3A bis Fig. 3B sind Diagramme zur Unterstützung beim Erläutern einer Mittenfrequenz eines Echos bei der Ausführungsform 1 der Erfindung;

[0032] Fig. 4A bis Fig. 4E sind Diagramme zur Unterstützung beim Erläutern des Einflusses der Mittenfrequenzverschiebung hinsichtlich der Phase eines Echos bei der Ausführungsform 1 der Erfindung;

[0033] Fig. 5 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses, wobei eine imaginäre Harmonische zum Erfassen eines Schallimpedanzbilds bei der Ausführungsform 1 der Erfindung angenommen ist;

[0034] Fig. 6 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungs- systems zeigt, bei dem bei der Ausführungsform 1 der Erfindung zum Sendevorgang eine Harmonische überlagert wird;

[0035] Fig. 7 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses, bei dem eine Harmonische für einen Sendevorgang überlagert wird, um bei der Ausführungsform 1 der Erfindung ein Schallimpedanzbild zu erfassen;

[0036] Fig. 8A und Fig. 8B sind Diagramme zur Unterstützung beim Erläutern eines pulsförmigen Ultraschall-Signalverlaufs und einer Punktspreizfunktion bei der Ausführungsform 1 der Erfindung;

[0037] Fig. 9A und Fig. 9B sind Diagramme zur Unterstützung beim Erläutern eines pulsförmigen Ultraschall-Signalverlaufs nach dem Durchlaufen eines Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters und einer Punktspreizfunktion nach dem Korrigieren einer Phasenverschiebung in der Querrichtung bei der Ausführungsform 1 der Erfindung;

[0038] Fig. 10 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Erfindung 1 der Erfindung eine Phasenverschiebung in der Querrichtung korrigiert;

[0039] Fig. 11 ist ein Diagramm, das ein Beispiel von Ergebnissen zeigt, wie sie durch Berechnen des Ansprechverhaltens eines Kontrastmittels bei einer Ausführungsform 2 der Erfindung erhalten wurden;

[0040] Fig. 12 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 2 der Erfindung Signale von einem Kontrastmittel entnimmt;

[0041] Fig. 13 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses, bei dem eine imaginäre Harmonische dazu verwendet wird, bei der Ausführungsform 2 der Erfindung ein Kontrastmittelkartenbild zu erfassen;

[0042] Fig. 14 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses, bei dem eine Harmonische für einen Sendevorgang überlagert wird, um bei der Ausführungsform 2 der Erfindung ein Kontrastmittelkartenbild zu erfassen;

[0043] Fig. 15 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei einer Ausführungsform 3 der Erfindung dazu verwendet wird, eine Koagulationstherapie zu überwachen;

[0044] Fig. 16 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 3 der Erfindung dazu verwendet wird, eine Koagulationstherapie zu überwachen;

[0045] Fig. 17 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 3 der Erfindung dazu verwendet wird, eine Koagulationstherapie zu überwachen;

[0046] Fig. 18 ist ein Diagramm, das ein Beispiel einer Kombination eines Koagulationstherapiesystems und eines Ultraschallabbildungssystems bei der Ausführungsform 3 der Erfindung zeigt;

[0047] Fig. 19 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Beispiels einer Ausführungsform 4 der Erfindung; und

[0048] Fig. 20 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines anderen Beispiels der Ausführungsform 4 der Erfindung.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0049] Nun werden Ausführungsformen der Erfindung unter Verwendung der Zeichnungen detailliert beschrieben.

(Ausführungsform 1)

[0050] Die Fig. 1 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei einer Ausführungsform 1 der Erfindung ein Ableitungsbild der Schallimpedanz erfasst.

[0051] Die Fig. 2 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 1 der Erfindung ein Schallimpedanzbild erfasst.

[0052] Eine Ultraschallsonde **1** sendet einen Ultraschallstrahl an ein Objekt, das nicht dargestellt ist, um vom Objekt ein Echo zu empfangen. Ein Sendestrahlformer **3** sendet ein Sendesignal über Sende/Empfangs-SWs (Schalter) **5** mit ei ner Verzögerungszeit, die mit einem Sendebrennpunkt abgestimmt ist, entsprechend dem durch ein Steuerungssystem **4** gesteuerten Signal an die Ultraschallsonde **1**. Die Sende/Empfangs-SWs **5** werden durch das Steuerungssystem **4** gesteuert. Ein Ultraschallsignal, das durch einen Echo- oder Streueffekt im Objekt entsteht, um an die Ultraschallsonde **1** zurückgeliefert zu werden, wird durch diese in ein elektrisches Signal gewandelt, um über die Sende/Empfangs-SWs **5** an einen komplexen Empfangsstrahlformer **20** geliefert zu werden. Der komplexe Empfangsstrahlformer **20** führt entsprechend dem Empfangstiming unter Steuerung durch das Steuerungssystem **4** eine dynamische Fokuseinstellung mit Verzögerungszeit aus. Der komplexe Empfangsstrahlformer **20** führt ein Mischen zweier Signale aus, deren Phasen um 90° gegeneinander verschoben sind, um Strahlen entsprechend einem reellen Teil und einem Imaginärteil auszugeben. Ein Phasenverschiebungs-Korrekturteil **21** verwendet das Ausgangssignal des komplexen Empfangsstrahlformers **20** zum Korrigieren einer Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung, um eine Phasenverschiebung in der Querrichtung zu korrigieren, oder um beide zu korrigieren.

[0053] Nach der Phasenverschiebungskorrektur im Phasenverschiebungs-Korrekturteil **21** berechnet, bei der in der Fig. 2 dargestellten Konstruktion, ein Schallimpedanz-Operationsteil **25** die Schallimpedanz. Bei der in der Fig. 1 dargestellten Konstruktion berechnet ein Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** die Ableitung der räumlichen Position der Schallimpedanz. Die Ausgangssignale des Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteils **22** (Fig. 1) und des Schallimpedanz-Operationsteils **25** (Fig. 2), die einer nicht dargestellten, bekannten Filterungsverarbeitung unterzogen werden, werden als Ergebnisse über einen Scanwandler **23** auf einem Anzeigeteil **24** als Bild angezeigt.

[0054] Bei der Bildanzeige können ein beliebiges eines bekannten B-Modus-Bilds, eines Ableitungsbilds der Schallimpedanz, wie gemäß der Fig. 1 erfasst, und eines gemäß der Fig. 2 erfassten Schallimpedanzbilds angezeigt werden, oder es können mehrere aus diesen ausgewählte Bilder einander überlagert werden, um angezeigt zu werden. Zur Anzeige des Schallimpedanzbilds kann an ein Verfahren zum Anzeigen der Härte mittels Farbe auf solche Weise gedacht werden, dass ein Teil mit größerer Härte als mittlerer Härte in rot angezeigt wird und ein weicher Teil in blau angezeigt wird.

[0055] Nun wird die Phase eines Echos von einem lebenden Körper detailliert beschrieben.

[0056] Die **Fig.** 3 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern einer Mittenfrequenzverschiebung eines Echos bei der Ausführungsform 1 der Erfindung.

[0057] Die **Fig.** 4 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern des Einflusses der Mittenfrequenzverschiebung auf die Phase eines Echos bei der Ausführungsform 1 der Erfindung.

[0058] Die Fig. 4A ist ein Diagramm, das schematisch eine Änderung der Schallimpedanz zeigt. Die Fig. 4B zeigt einen HF-Empfangssignalverlauf (Echo) entsprechend der Änderung der in der Fig. 4A dargestellten Schallimpedanz, wenn keine Phasenverschiebung vorliegt.

[0059] Wie es in der Fig. 4B dargestellt ist, ändert sich die Phase eines Echos an einer Grenzfläche mit einer Änderung zu einem harten Teil (große Schallimpedanz) nicht, während an der Grenzfläche mit einer Änderung zu einem weichen Teil (kleine Schallimpedanz) eine Verschiebung um 180° erfolgt. Tatsächlich ist, wie es in der Fig. 3A dargestellt ist, die Dämpfung eines lebenden Körpers größer, wenn die Frequenz höher ist. Bei einem Echosignal vom tiefen Teil eines lebenden Körpers, das sich über einen größeren Weg ausbreitet, geht die hochfrequente Komponente verloren. Wie es in der Fig. 3B dargestellt ist (die eine Änderung der Mittenfrequenz eines Echos bei drei Echoausbreitungslängen für das Sendeband und die Sonde zeigt), ändert sich die Mittenfrequenz eines Echosignals auf Grund der Echotiefe zur niederfrequenten Seite.

[0060] Wie es in der Fig. 4C dargestellt ist, unterliegt der HF-Empfangssignalverlauf einer Phasenverschiebung hinsichtlich einer solchen auf Grund der Dämpfung eines lebenden Körpers. Eine Änderung der Mittenfrequenz eines Echosignals auf Grund einer Dämpfung eines lebenden Körpers führt zu einer scheinbaren Phasenverschiebung. Es kann nicht unterschieden werden, ob die Phasenverschiebung auf einer Änderung der Härte oder einer Verschiebung der Mittenfrequenz beruht. Wenn ein lebender Körper ein vollständig homogenes Medium ist, kann eine

Verschiebung der Mittenfrequenz korrigiert werden. Tatsächlich differieren die Schallgeschwindigkeit und ein Dämpfungskoeffizient abhängig vom Ort. Die zugehörige Korrektur ist nicht leicht.

[0061] Bei der Erfindung wird die Verschiebung der Mittenfrequenz unter Berücksichtigung der zweiten Harmonischen korrigiert. Die Fig. 4D zeigt einen HF-Signalverlauf einer zweiten Harmonischen bei einer Änderung der in der Fig. 4A dargestellten Schallimpedanz, wenn keine Phasenverschiebung vorliegt. Die Fig. 4E zeigt einen HF-Signalverlauf einer zweiten Harmonischen bei einer Änderung der in der Fig. 4A dargestellten Schallimpedanz, wenn Phasenverschiebung vorliegt. Wie es aus einem Vergleich der Fig. 4D mit der Fig. 4E ersichtlich ist, ist der in der Fig. 4E dargestellte HF-Signalverlauf nicht durch eine Phasenverschiebung auf Grund der Härte beeinflusst. Die Phasenverschiebung von 180° für die Grundwelle ist eine Phasenverschiebung von 360° für die zweite Harmonische, die von einer Phasenverschiebung von 0° nicht unterscheidbar ist. Es kann alleine der Phasenverschiebungseffekt auf Grund der Verschiebung der Mittenfrequenz beobachtet werden.

[0062] Die Fig. 5 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses (Signalverarbeitungsprozess eines Phasenverfahrens für eine imaginäre Harmonische), bei dem von einer imaginären Harmonischen ausgegangen wird, um ein Schallimpedanzbild bei der Ausführungsform 1 der Erfindung zu erfassen.

[0063] Die in der Fig. 5 dargestellte Verarbeitung ist ein Beispiel für die Korrektur einer Verschiebung der Mittenfrequenz unter Verwendung der zweiten Harmonischen. Es handelt sich um ein Verfahren zum Verfolgen der Phasenverschiebung, die durch eine Änderung der Mittenfrequenz eines Empfangssignals auf Grund der Dämpfung eines lebenden Körpers verursacht wird, durch eine Verarbeitung unter Berücksichtigung einer imaginären zweiten Harmonischen nach dem Empfang.

[0064] Durch eine orthogonale Erfassungsverarbeitung **100** des komplexen Strahlformers **20** wird ein Empfangssignal zu $c(t)\cos(\omega_0 t) + s(t)\sin(\omega_0 t)$ entwickelt.

[0065] Eine Phasenkomponente-Operationsverarbeitung **101** erhält eine Komponente zur Phasenverschiebung: $a(t) = \text{Quadratwurzel}\ (c^2(t) + s^2(t))$, $C(t) = c(t)/a(t)$, und $S(t) = s(t)/a(t)$.

[0066] Eine Operationsverarbeitung **102** für die imaginäre Quadraturkomponente erhält ein Quadratursignal $C_2(t) + jS_2(t)$ eines komplexen Signals $C(t) + jS(t)$ für den reellen Teil C(t) und den Imaginärteil S(t) eines erfassten Signals Hierbei ist j die Einheit einer Imaginärzahl. $C_2(t)$ wird aus $C_2(t) = C^2(t) - S^2(t)$ hergeleitet. $S_2(t)$ wird aus $S_2(t) = 2C(t)\,S(t)$ hergeleitet.

[0067] Vorzugsweise lässt eine Tiefpassfilterverarbeitung **103** das komplexe Quadratursignal $C_2(t) + jS_2(t)$ durch ein Tiefpassfilter (TPF) hindurch, um eine abrupte Änderung zu beseitigen. Die Tiefpassfilterverarbeitung **103** erhält, als Ausgangssignal des Tiefpassfilters, $C_3(t) + jS_3(t) = \text{TPF} <C_2(t) + jS_2(t)>$.

[0068] Eine Operationsverarbeitung **104** für die Komplex-Konjugierte erhält $C_3(t) + jS_3(t)$ (was weggelassen werden kann).

[0069] Eine Quadraturwurzel-Entnahmeverarbeitung **105** erhält $C_4(t) = \pm\text{Quadratwurzel}\ ((1 + C_3(t))/2)$ und $S_4(t) = \text{Vorzeichen}\ (-S_3C_4)\ \text{Quadratwurzel}\ ((1 - C_3(t))/2)$. Unter Verwendung von $C_4(t)$ und $S_4(t)$ erhält eine Korrekturverarbeitung **106** für die echobedingte Phasenverschiebung $C_5(t) + jS_5(t) = (C(t) + jS(t))(C_4(t) + jS_4(t))$ um die Phase eines Echos zu korrigieren.

[0070] Eine Vorzeichenerkennungsverarbeitung **107** kennzeichnet ein Echosignal, dessen Vorzeichen bekannt ist, wie ein Echosignal in der Linse und der Grenzfläche des lebenden Körpers, um das Vorzeichen von C_4 zu bestimmen. Eine Schallimpedanz-Erkennungsverarbeitung **108** erfasst auf Grundlage von $C_5(t)$ ein Schallimpedanzbild.

[0071] Zur Korrektur der Phasenverschiebung auf Grund der Dämpfung während der Ausbreitung einer Ultraschall in einem lebenden Körper ist das folgende Verfahren zuverlässig.

[0072] Die Fig. 6 ist ein Diagramm, das ein Aufbaubeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, bei dem eine Harmonische für einen Sendevorgang bei der Ausführungsform 1 der Erfindung überlagert wird.

[0073] Die Fig. 7 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses (Impedanzbildsignal-Verarbeitungsprozess bei einem Phasenverfahren mit einer reellen Harmonischen), bei dem eine Harmonische für einen Sendevorgang überlagert wird, um bei der Ausführungsform der Erfindung ein Schallimpedanzbild zu erfassen.

[0074] Bei der Konstruktion des in der Fig. 6 dargestellten Ultraschallabbildungssystems ist zur Konstruktion des in der Fig. 1 dargestellten Ultraschallabbildungssystems ein Speicher **26** für einen Sendesignalverlauf (einen Überlagerungssignalverlauf einer zweiten Harmonischen) hinzugefügt. Bei der Konstruktion des in der Fig. 6 dargestellten Ultraschallabbildungssystems kann der Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** durch den Schallimpedanz-Operationsteil **25** ersetzt werden.

Beim in der Fig. 6 dargestellten Ultraschallabbildungssystem wird tatsächlich eine Harmonische für den Sendevorgang überlagert. In diesem Fall verläuft ein Sendesignal beliebig zur Phase der zweiten Harmonischen einer Grundwelle. Der Fall, dass keine Phasendifferenz vorliegt, wird nachfolgend als Beispiel beschrieben (tatsächlich kann, wenn die Phasendifferenz bestimmt wird, jede beliebige Phasendifferenz verwendet werden.)

[0075] Eine Verarbeitung **110** zum Senden einer überlagerten zweiten Harmonischen überlagert eine zweite Harmonische für den Sendevorgang, d.h. es erfolgt ein Senden als Sendepulssignal $s_2(t)\sin(\omega t) + s_2(t)\sin(2\omega t)$.

[0076] Eine Orthogonalerfassungsverarbeitung **111** führt eine Orthogonalerfassung eines Empfangssignals aus, um dieses zu $C_2(t)\cos(\omega t) + S_1(t)\sin(\omega t) + C_2(t)\cos(2\omega t) + S_2(t)$ sind $(2\omega t)$.

[0077] Eine Quadrierverarbeitung **112** quadriert $C_1(t) + jS_1(t)$, um als reellen Teil $C_3 = C_1^2(t) - S_1^2(t)$ und als Imaginärteil $S_3 = 2C_1(t)\,S_1(t)$ zu erhalten.

[0078] Eine Orthogonalkomponente-Entnahmeverarbeitung **113** erhält die Komponente $R(t) = (C_2(t)S_3(t) + S_2(t)C_3(t))/\text{Quadratwurzel}\,(C_3^2(t) + S_3^2(t))$ orthogonal zu $C_3(t) + jS_3(t)$ aus der empfangenen zweiten Harmonischen $C_2(t) + jS_2(t)$. Eine Schallimpedanz-Erkennungsverarbeitung **114** erzeugt auf Grundlage von R(t) ein Schallimpedanzbild.

[0079] Wenn für den Sendevorgang eine Hochfrequenz überlagert wird, ist, abweichend vom oben beschriebenen Verarbeitungsverfahren im Frequenzraum, eine Verarbeitung entlang der Zeitachse effektiv, d.h. ein Verfahren zum Erfassen einer Phasenumkehr durch die Korrelation zwischen einem Sendesignalverlauf und einem Empfangssignal. Ein Signalverlauf in Korrelation mit einem Empfangssignal kann entsprechend der Dämpfung allmählich verformt werden.

[0080] Nun wird ein Verfahren zum Korrigieren eines Strahlbeugungseffekts beschrieben.

[0081] Die **Fig.** 8 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines pulsförmigen Ultraschall-Signalverlaufs und einer Punktspreizfunktion bei der Ausführungsform 1 der Erfindung.

[0082] Es wird ein Ultraschall-Strahlbeugungsmuster beim aktuellen System beschrieben, und es wird beschrieben, welchen Einfluss es auf die Phase eines Ultraschallechos hat. Bei den meisten aktuellen Ultraschall-Diagnosesystemen wird PZT (Bleizirkonattitanat) dazu verwendet, ein elektrisches Signal in eine Ultraschall zu wandeln und eine Ultraschall in ein elektrisches Signal zu wandeln. Die Empfindlichkeit, d.h. die Effizienz beim Wandeln eines elektrischen Signals in ein Ultraschallsignal (was der Effizienz bei der Wandlung eines Ultraschallsignals in ein elektrisches Signal entspricht) ist gut. Es kann ein homogenes Material stabil hergestellt werden. Die mechanische Bearbeitung wird relativ leicht ausgeführt.

[0083] Die Empfindlichkeit ist gut, jedoch beträgt die Effizienz beim Wandeln eines elektrischen Signals in ein Ultraschallsignal ungefähr 60 bis 80%. Um ein Pulsechoverfahren zu verwenden, wird dem Grunde nach vorzugsweise ein deltaförmiger Puls gesendet. Um so viel Sendeenergie wie möglich zu erhalten, wird zur elektrischen Erregung ein Resonanzeffekt mittels der Resonanzfrequenz von PZT verwendet. Eine dadurch angeregte Ultraschallwelle ist ein Sinuspuls, wie es in der Fig. 8A dargestellt ist. Wenn ein derartiger Signalverlauf von den Bauteilen eines Arrays gesendet wird, ist das Schallfeld nahe dem Brennpunkt dergestalt, wie es in der Fig. 8B dargestellt ist. Ein Ultraschall-Tomografiebild sieht das Schallfeld als Punktspreizfunktion, und es kann einer zweidimensionalen Faltung der Punktspreizfunktion und der Echoquelle eines lebenden Körpers entsprechen. Wenn die Form der Punktspreizfunktion, wie in der Fig. 8B dargestellt, betrachtet wird, ergibt es sich, dass die Trägerphase in der Tiefenrichtung verschoben wird, während gleichzeitig in der Querrichtung eine Phasenverschiebung auftritt. Die lokale Trägerphasenverschiebung in der Tiefenrichtung ist im Ausgangssignal des komplexen Strahlformers entfernt. Die Phasenverschiebung in der Querrichtung führt bei der Phasenabbildung zu falscher Information. Wenn sich ein Echo gebendes Objekt an einer Position entfernt von der Brennpunktsposition einer Sende/Empfangs-Apertur in der Querrichtung befindet, wird die Phase entsprechend dem Abberationswert verschoben, wodurch ein Echo empfangen wird. Um den Effekt zu korrigieren, wird bei der Erfindung ein Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter unter Verwendung eines Verfahrens mit kleinsten Fehlerquadraten, wie unten beschrieben, verwendet. Ein Sendesignalverlauf ist B; ein Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter ist f; und ein Ausgangssignal des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters ist c. Das Signal c nach dem Ausgeben durch das Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter ist durch die (Gleichung 1) gegeben.

[0084] In der folgenden Beschreibung kennzeichnet das Symbol B eine Matrix; c, f und d kennzeichnen einen Vektor; und das Symbol "T" kennzeichnet eine Transposition. d ist ein Vektor, der die gewünschte Form des Ausgangssignals des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters anzeigt.

[0085] In der (Gleichung 1) gilt f = (fl, f2, ..., fm), und B ist eine Matrix mit m Zeilen und (m + n – 1) Spalten, bei der die erste Zeile (b1, b2, ..., bn, 0, ..., 0) , die zweite Zeile (0, b1, b2, ..., bn, 0, ..., 0), ... und die n-te Zeile (0, ..., 0, b1, b2, ..., bn) ist. m ist die Anzahl der

Abgriffe (die Anzahl der Elemente) des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters. n ist die Anzahl der Abgriffe, wenn ein Sendesignalverlauf so abgetastet wird, dass es sich um den Vektor c = fB (Gleichung) handelt.

[0086] Wenn ein Signal nach dem Durchlaufen des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters c ist und der gewünschte Signalverlauf d ist, ist die Fehlersumme der Quadrate 1 durch die (Gleichung 2) gegeben. Das Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter bildet den Wert f, der die Fehlersumme der Quadrate 1 minimiert. Für i = 1, 2, ..., m + n – 1 erfolgt eine Addition F.

$$I = \Sigma(c_i - d_i)^2 = (fB - d)\,(fB - d)^T$$
$$= fBB^Tf^T - dB^Tf^T - fBd^T + dd^T \qquad \text{(Gleichung 2)}$$

[0087] Aus der Bedingung (Gleichung 3) ergibt sich die (Gleichung 4). Aus der (Gleichung 4) werden alle i (i = 1, 2, ..., m) erhalten, was die (Gleichung 5) liefert. f wird aus der (Gleichung 6) erhalten.

(Gleichung 6)

$$\partial I/\partial f_i = 0 \qquad \text{(Gleichung 3)}$$

$$\partial I/\partial f_i = B_iB^Tf^T + fBB_i^T - dB_i^T - B_id^T$$
$$= 2\,(fBB_i^T - dBi^T) = 0 \qquad \text{(Gleichung 4)}$$

$$(\partial I/\partial f_i, \partial I/\partial f_2, ..., \partial I/\partial f_m)^T = fBB^T - dB^T = 0 \text{(Gleichung 5)}$$

$$f = dB^T(BB^T)^{-1} \qquad \text{(Gleichung 6)}$$

[0088] Es wird ein derartiges Filter (Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter) auf Grundlage des Verfahrens kleinster Fehlerquadrate konzipiert. Während das Frequenzband eines Empfangssignals aufrechterhalten wird, kann der Signalverlauf geändert werden. Dadurch kann eine Phasenverschiebung in der Querrichtung eines Strahls korrigiert werden. Das Band eines Signals wird nicht geändert. Wenn das Band geändert wird, um ein Signal in einem Band zu erzeugen, das von Natur aus keine Signale enthält, und wenn Rauschen enthalten ist, kann das Rauschen verstärkt sein. Dies kann in einem System mit tatsächlichem Rauschen nicht verwendet werden.

[0089] Die **Fig.** 9 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines pulsförmigen Ultraschall-Signalverlaufs nach dem Durchlaufen des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters und einer Punktspreizfunktion nach einem Korrigieren der Phasenverschiebung in der Querrichtung bei der Ausführungsform 1 der Erfindung. Wie es in der Fig. 9A dargestellt ist, wird für den gewünschten Signalverlauf D als Ausgangssignal des Kleinstes-Fehlerquadrat-Filters ein abgeleiteter Signalverlauf eines Gaussschen Pulses mit einem Band nahe der Obergrenze und der Untergrenze des Bands eines Sendepulses verwendet. Die Fig. 9B zeigt das Ergebnis, das unter Verwendung des Filters erhalten wurde, das dazu konzipiert wurde, dies bei der in der Fig. 8B dargestellten Punktspreizfunktion anzuwenden. Es zeigt sich, dass die Phasenverschiebung in der Querrichtung verschwindet. In der Fig. 10 ist ein Konstruktionsbeispiel eines Systems unter Verwendung dieses Verfahrens dargestellt.

[0090] Die Fig. 10 ist ein Diagramm, das ein Konstruktionsbeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 1 der Erfindung eine Phasenverschiebung in der Querrichtung korrigiert. Das Ausgangssignal des komplexen Empfangsstrahlformers **20** wird in ein Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter **27** eingegeben. Ein ein Echo bildendes Objekt befindet sich an einer Position entfernt von der Brennpunktsposition einer Sende/Empfangs-Apertur in der Querrichtung. Wenn die Phase entsprechend dem Abberationswert verschoben ist, um ein Echo zu empfangen, wird die Phasenverschiebung in der Querrichtung der Punktspreizfunktion korrigiert. Das der Phasenverschiebungskorrektur unterzogene Signal wird in den Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** eingegeben.

[0091] Bei der Konstruktion des in der Fig. 10 dargestellten Ultraschallabbildungs systems kann der Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** durch den Schallimpedanz-Operationsteil **25** ersetzt werden. Beim Korrigieren der Phasenverschiebung in der Querrichtung der Punktspreizfunktion wird diese entsprechend dem Abstand von der Sonde in einem Objektbereich geändert. Das Kleinstes-Fehlerquadrat-Filter **27** ist vorzugsweise so aufgebaut, dass es eine Änderung als Funktion der Echoempfangszeit vornimmt.

[0092] Für die Ausführungsform 1 sind eine Korrektur der Phasenverschiebung auf Grund einer frequenzabhängigen Dämpfung und eine Korrektur der Phasenverschiebung in der Querrichtung beschrieben. Tatsächlich ist bei einer genaueren Phasenkorrektur die gleichzeitige Verwendung der Korrekturen bevorzugter.

(Ausführungsform 2)

[0093] Nun wird ein Verfahren zum Hervorheben und zur Bilderzeugung eines Resonanzobjekts durch Anwenden einer Phasenkorrektur gemäß der Erfindung beschrieben. Wenn ein Objekt für eine laufende Welle in einem lebenden Körper eine Dicke aufweist, die der Hälfte der Wellenlänge entspricht oder eine Dicke, die ein ungeradzahliges Vielfaches hiervon ist, und wenn eine Ultraschallwelle das Objekt erreicht, führt das Objekt zu Resonanz. Es ist bekannt, dass dann, wenn ein Objekt Resonanz verursacht, die Phase eines Signals vom Objekt verschoben wird. Beim Verfahren gemäß der Erfindung kann, wenn die Phasenverschiebung korrigiert wird, der Resonanz-

zustand zur Bilderzeugung entnommen werden. In diesem Fall wird bei Ultraschallspektroskopie eine eingegebenen Ultraschallfrequenz durchgefahren, um die Frequenzantwort des Systems abzubilden.

[0094] Die Fig. 12 ist ein Diagramm, das ein Konstruktionsbeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigt, das bei der Ausführungsform 2 der Erfindung ein Signal von einem Kontrastmittel entnimmt. Bei der Konstruktion des in der Fig. 12 dargestellten Ultraschallabbildungssystems ist der Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** bei der Konstruktion des in der Fig. 1 dargestellten Ultraschallabbildungssystems durch einen Phasenverschiebungs-Entnahmeteil **28** ersetzt, der eine räumliche Änderung der Phase entnimmt. Der Phasenverschiebungs-Entnahmeteil **28** verwendet das Ausgangssignal des Phasenverschiebungs-Korrekturteils **21** zum Entnehmen einer räumlichen Änderung der Phase. Insbesondere erlangte, als Resonanzsystem, die Abbildung eines Ultraschall-Kontrastmittels, wie oben beschrieben, in jüngerer Zeit Bedeutung.

[0095] Bei der Erfindung kann eine Phasenverschiebung eines Echosignals von einem lebenden Körper als aussagekräftige Information erhalten werden. Dieses kann dazu verwendet werden, ein Signal von einem Kontrastmittel von einem Signal vom Gewebe eines lebenden Körpers zu unterscheiden. Bei einem Echosignal von einem lebenden Körper beträgt, wie oben beschrieben, die Phase desselben an der Grenzfläche von einer Änderung von einem weichen Teil zu einem harten Teil, oder an der umgekehrten Grenzfläche, 0° oder 180°. Bei einem Kontrastmittel erfolgt eine komplexere Antwort, die alle Phasenkomponenten enthält.

[0096] Die Fig. 11 ist ein Diagramm, das ein berechnetes Simulationsergebnisbeispiel für die Antwort eines Kontrastmittels (Empfangssignal vom Kontrastmittel) durch Lösen der Rayleigh-Plesset-Gleichung bei der Ausführungsform 2 der Erfindung zeigt. Wie es in der Fig. 11 dargestellt ist, ergibt es sich, dass im Zustand der Antwort einer Blase, wie durch die durchgezogene Linie gekennzeichnet, auf eine Anregungswelle, wie durch die gestrichelte Linie gekennzeichnet, die Frequenz verschoben wird und auch die Blase verschoben wird. Ohne Verwendung der Frequenzänderung kann ein Kontrast zwischen einem Signal vom Kontrastmittel und einem Signal nicht von diesem, die dieselbe Frequenz aufweisen, erhalten werden. Signale anderer Phasen als 0° und 180° werden entnommen, um nur die Signale vom Kontrastmittel zu entnehmen.

[0097] Die Fig. 13 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses (Signalverarbeitungsprozess eines Verfahrens mit der Phase einer imaginären Harmonischen), das eine imaginäre Harmonische verwendet, um bei der Ausführungsform 2 der Erfindung ein Kontrastmittel-Kartenbild zu erzeugen. Die Verarbeitung **100** für orthogonale Erfassung, die Phasenkomponente, Operationsverarbeitung **101**, der Operationsteil **102** für die imaginäre Quadraturkomponente, die Tiefpassfilterverarbeitung **103**, die Operationsverarbeitung **104** für die Komplex-Konjugierte, die Quadratwurzel-Entnahmeverarbeitung **105**, die Echophasenverschiebungs-Korrekturverarbeitung **106** und die Codebestimmungsverarbeitung **107** des Signalverarbeitungsprozesses der Fig. 13 sind dieselben wie diejenigen des in der Fig. 5 dargestellten Signalverarbeitungsprozesses.

[0098] Beim Signalverarbeitungsprozess der Fig. 13 erfasst, an Stelle der in der Fig. 5 dargestellten Schallimpedanz-Bestimmungsverarbeitung **108**, eine Kontrastmittel-Signalentnahmeverarbeitung **109**, ein Kontrastmittelbild auf Grundlage von S5(t).

[0099] Die Fig. 14 ist ein Diagramm zur Unterstützung beim Erläutern eines Signalverarbeitungsprozesses, bei dem eine Harmonische für einen Sendevorgang überlagert wird, um bei der Ausführungsform 2 der Erfindung ein Kontrastmittel-Kartenbild zu erhalten. Die Verarbeitung **110** zum Senden der überlagerten zweiten Harmonischen (in der Fig. 14 nicht dargestellt), die Orthogonalerfassungsverarbeitung **111** und die Quadraturverarbeitung **112** des Signalverarbeitungsprozesses der Fig. 14 sind dieselben wie die beim in der Fig. 7 dargestellten Signalverarbeitungsprozesses.

[0100] Beim Signalverarbeitungsprozess der Fig. 14 erfolgt an Stelle der in der Fig. 7 dargestellten Orthogonalkomponente-Entnahmeverarbeitung **113** eine Entnahmeverarbeitung **115** für die phasengleiche Komponente, und eine Kontrastmittelsignal-Entnahmeverarbeitung **116** wird an Stelle der Schallimpedanz-Bestimmungsverarbeitung **114** ausgeführt. Die Entnahmeverarbeitung **115** für die phasengleiche Komponente erhält aus der empfangenen zweiten Harmonischen $C_2(t) + jS_2(t)$ die Komponente $R(t) = (C_2(t)C_3(t) - S_2(t)S_3(t))/\text{Quadratwurzel}\ (C_3^2(t) + S_3^2(t))$, die mit $C_3(t) + jS_3(t)$ in Phase ist. Die Kontrastmittelsignal-Entnahmeverarbeitung **116** erstellt auf Grundlage von R(t) ein Kontrastmittel-Kartenbild.

[0101] Gemäß dem Verfahren der Erfindung können Signale, deren Frequenz nicht geändert ist, zur Kontrastmittel-Bilderzeugung verwendet werden. Bei der Kontrastmittel-Bilderzeugung gemäß dem Stand der Technik werden nur Signale, deren Frequenz geändert ist, verwendet, und Signale, deren Frequenz nicht geändert ist, werden verworfen. Dies entspricht der Tatsache, dass eine große Anzahl von Signalen im Wesentlichen vergeudet wird. Unter Verwendung des vorliegenden Verfahrens ist es möglich, eine Verbesserung des Signal/Rauschsignal-Verhältnisses zu erwarten.

(Ausführungsform 3)

[0102] Die Erfindung kann dazu verwendet werden, eine Koagulationstherapie durch, Ultraschallwellen zu überwachen, wie es unten beschrieben ist.

[0103] Die Fig. 15, Fig. 16 und Fig. 17 sind Diagramme, die ein Konstruktionsbeispiel eines Ultraschallabbildungssystems zeigen, das bei der Ausführungsform 3 der Erfindung zum Überwachen einer Koagulationstherapie verwendet wird.

[0104] Die Konstruktion des in der Fig. 15 dargestellten Ultraschallabbildungssystems verfügt über einen Speicher **29** zum Speichern der Ausgangssignale des komplexen Strahlformers **20** vor der Behandlung für einen Bildrahmen oder einen interessierenden Bereich; und einen Phasenzeitänderungs-Operationsteil **30**, in den das Ausgangssignal des komplexen Strahlformers **20** eingegeben wird, um eine Operation an der Phasenzeitänderung auszuführen. Andere in der Fig. 15 dargestellte Komponenten sind die gleichen wie in der Fig. 1.

[0105] Bei der Konstruktion des in der Fig. 16 dargestellten Ultraschallabbildungssystems sind der Speicher **29** und der Phasenzeitänderungs-Operationsteil **30** an Stelle des Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteils **22** bei der Konstruktion des in der Fig. 1 dargestellten Ultraschallabbildungssystems verwendet. Das Ausgangssignal des Phasenverschiebung-Korrekturteils **21** wird in den Phasenzeitänderungs-Operationsteil **30** eingegeben und im Speicher **29** abgespeichert. Das im Speicher **29** abgespeicherte Signal wird an den Phasenzeitänderungs-Operationsteil **30** ausgelesen.

[0106] Die Konstruktion des in der Fig. 17 dargestellten Ultraschallabbildungssystems verfügt über den Schallimpedanz-Operationsteil **25**, den Speicher **29** und einen Schallimpedanz-Zeitänderungs-Operationsteil **21** zum Ausführen einer Operation an der zeitlichen Änderung der Schallimpedanz. Andere in der Fig. 17 dargestellte Komponenten sind gleich wie diejenigen in der Fig. 1. Das Ausgangssignal des Phasenverschiebung-Korrekturteils **21** wird in den Schallimpedanz-Operationsteil **25** eingegeben. Das Ausgangssignal des Schallimpedanz-Operationsteils **25** wird in den Schallimpedanz-Zeitänderung-Operationsteil **21** eingegeben und im Speicher **29** abgespeichert. Das im Speicher **29** abgespeicherte Signal wird an den Schallimpedanz-Zeitänderung-Operationsteil **31** ausgelesen.

[0107] Wie es in den Fig. 15, Fig. 16 und Fig. 17 dargestellt ist, wird das Ausgangssignal des komplexen Strahlformers vor der Behandlung für einen Bildrahmen oder einen interessierenden Bereich im Speicher abgespeichert. Dies wird mit dem Ausgangssignal des komplexen Strahlformers während der Behandlung verglichen, um die Phasenverschiebung eines behandelten Teils abzubilden.

[0108] Die Erkennung der Änderung durch die Behandlung kann nach dem Korrigieren der Phasenverschiebung, wie in der Fig. 16 dargestellt, ausgeführt werden, oder es kann eine Abbildung als zeitliche Änderung der Schallimpedanz nach der Korrektur der Phasenverschiebung erfolgen, wie es in der Fig. 17 dargestellt ist. Die Ausgangssignale des komplexen Strahlformers werden vor und nach der Behandlung nicht verglichen, sondern sie werden während der Behandlung mit einem geeigneten Schirm verglichen. Der Einfluss einer Störung durch eine Bewegung des Körpers während der Behandlung oder eine Bewegung der Ultraschallsonde kann minimiert werden.

[0109] Die Fig. 18 ist ein Diagramm, das ein Beispiel einer Kombination eines Koagulationstherapiesystems und des Ultraschallabbildungssystems gemäß der Ausführungsform 3 der Erfindung zeigt. Beim in der Fig. 18 dargestellten Beispiel ist das in der Fig. 5 dargestellte Ultraschallabbildungssystem mit einem Ultraschall-Behandlungssystem **40** integriert. Die Integration führt ein im Phasenzeitänderung-Operationsteil **30** erhaltenes Signal als Regelungssignal des Behandlungssystems **40** zurück und verwendet es. Im Ergebnis ist es möglich, eine Funktion zu liefern, durch die die Behandlung automatisch beendet wird, wenn der Bereich mit Behandlungseffekt eine vorbestimmte Größe aufweist, die vor der Behandlung festgelegt wurde.

(Ausführungsform 4)

[0110] Bei der Erfindung wird aus einem hinsichtlich der Phase korrigierten komplexen Empfangssignal eine beliebige Phasenkomponente angezeigt, wobei eine kontinuierliche Änderung der Anzeigequalität von einem reellen Teil zu einem imaginären Teil vorliegt.

[0111] Die Fig. 19 zeigt eine Konstruktion, bei der der Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** bei der Konstruktion der Fig. 1 durch einen Entnahmeteil **22** für eine spezielle Phasenkomponente ersetzt ist und ein Phasenkomponente-Auswahleingabeteil **33** hinzugefügt ist. Wie es in der Fig. 19 dargestellt ist, ist der Eingabeteil zum Eingeben eines Phasenauswahlbereichs im Gehäuse vorhanden. Zur Anzeige kann ein Kontrastmittel hervorgehoben werden. Zur Anzeige kann eine räumliche Änderung einer Gewebeeigenschaft, wie die Schallimpedanz, hervorgehoben werden.

[0112] Bei diesem Verfahren ist das Überlagern der zweiten Harmonischen für den Sendevorgang, wie oben beschrieben, effektiv. Die Konstruktion ist dergestalt, wie es in der Fig. 20 dargestellt ist. Die

Fig. 20 zeigt eine Konstruktion, bei der der Schallimpedanz-Änderungswert-Operationsteil **22** bei der Konstruktion der Fig. 6 durch den Entnahmeteil **22** für eine spezielle Phasenkomponente ersetzt ist und der Phasenkomponente-Auswahleingabeteil **33** hinzugefügt ist.

[0113] Wie es bei den obigen Ausführungsformen beschrieben ist, kann die Erfindung ein Ultraschallabbildungssystem und -verfahren realisieren, die einen Phasenverschiebungseffekt korrigieren können und eine tatsächliche Änderung der Schallimpedanz in einem lebenden Körper abbilden können.

[0114] Bei der Abbildung der Schallimpedanz werden eine Phasenverschiebung einer Verschiebung des Frequenzbands eines Echos und eine Phasenverschiebung in der Querrichtung eines Strahls korrigiert. Es ist möglich, ein Ultraschallabbildungssystem zu realisieren, das eine Phasenverschiebung eines Echosignals auf Grund einer Änderung der Schallimpedanz in einem Objekt anzeigt.

[0115] Aus der oben beschriebenen Berechnung der Phasenverschiebung können eine Änderung der Härte eines Gewebes, ein resonanter Teil, ein Signal von einem Kontrastmittel und eine Änderung der Härte eines Gewebes durch eine Koagulationstherapie angezeigt werden.

[0116] Durch die Erfindung können ein Ultraschallabbildungssystem und -verfahren realisiert werden, die einen Phasenverschiebungseffekt korrigieren können und eine tatsächliche Änderung der Schallimpedanz in einem lebenden Körper abbilden können.

Patentansprüche

1. Ultraschallabbildungssystem, das eine Ultraschallwelle zu/von einem Objekt überträgt/empfängt, wobei es eine Ultraschallsonde (**1**) zum Abbilden des Objekts verwendet, mit:
einer Einrichtung, um aus einer Phasenverschiebung eines von dem Objekt zurückgeworfenen Empfangssignals bezüglich eines Übertragungssignals eine Phasenverschiebung des Empfangssignals aufgrund einer akustischen Impedanzverlagerung in dem Objekt und eine Phasenverschiebung des Empfangssignals aufgrund frequenzabhängiger Dämpfung und/oder eines Beugungseffekts zu erfassen,
gekennzeichnet durch:
eine Einrichtung (**22**) zum Erhalten eines Ableitungsbildes um die Raumposition einer akustischen Impedanzabbildung, die durch die erfaßten Phasenverschiebungen bestimmt wird.

2. System nach Anspruch 1, ferner mit einer Einrichtung (**21**), um zu dem Empfangssignal die erfaßte Phasendämpfung des Empfangssignals zu korrigieren.

3. System nach Anspruch 1, ferner mit einer Einrichtung (**24**) zum Anzeigen von Informationen zu der Härte des Objekts gemäß dem Ableitungsbild.

4. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung (**20**) zum orthogonalen Erfassen des Empfangssignals, um es als komplexes Signal auszudrücken;
einer Einrichtung zum Quadrieren des komplexen Signals;
einem Tiefpaßfilter zum Entfernen einer abrupten Änderung in dem komplexen quadrierten Signal;
einer Einrichtung (**21**) zum Korrigieren der Phasenverschiebung aufgrund der frequenzabhängigen Dämpfung basierend auf dem durch das Tiefpaßfilter hindurchgeleiteten komplexen Signal; und
einer Einrichtung (**25**) zum Erhalten der akustischen Impedanzverlagerung oder der akustischen Impedanz des Objekts aus dem komplexen Signal, in dem die Phasenverschiebung korrigiert ist.

5. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung zum Übertragen eines Übertragungssignals, das auf eine gerade harmonische Welle einer Grundwelle überlagert ist;
einer Einrichtung zum Verwenden einer orthogonalen Komponente der empfangenen zweiten harmonischen Welle, um die Phasenverschiebung aufgrund der frequenzabhängigen Dämpfung zu korrigieren, die in dem Ausbreitungsprozeß der Ultraschallwelle an dem Empfangssignal verursacht wurde; und
einer Einrichtung (**25**) zum Erhalten der akustischen Impedanz des Objekts aus einem komplexen Signal, in dem die Phasenverschiebung korrigiert ist.

6. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung zum Berechnen einer Phasenverschiebung in der Seitenrichtung einer Punktausbreitungsfunktion, über die aufgrund von Übertragungs/Empfangs-Bedingungen der Ultraschallwelle entschieden wird;
einer Filterverarbeitungseinrichtung (**27**) zum Minimieren der berechneten Phasenverschiebung;
einer Einrichtung (**21**), um zu dem Empfangssignal die Phasenverschiebung in der Seitenrichtung eines Strahls der Ultraschallwelle zu korrigieren, die durch eine Phasenverschiebung aufgrund des Beugungseffekts verursacht ist; und
einer Einrichtung (**25**) zum Erhalten der akustischen Impedanz des Objekts aus einem komplexen Signal, in dem die Phasenverschiebung korrigiert ist.

7. System nach Anspruch 6, ferner mit:
einer Einrichtung (**21**) zum Korrigieren des Einflusses der Phasenverschiebung in der Seitenrichtung und zum Extrahieren der akustischen Impedanzverlagerung in dem Objekt; und
einer Einrichtung zum Abbilden der akustischen Im-

pedanzverlagerung,
wobei die Filterverarbeitungseinrichtung (**27**) die Phasenverschiebung in der Seitenrichtung der Punktausbreitungsfunktion basierend auf einem Verfahren kleinster Quadrate minimiert.

8. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung (**21**) zum Korrigieren der Phasenverschiebung aufgrund der frequenzabhängigen Dämpfung und/oder der Phasenverschiebung aufgrund des Beugungseffekts; und
einer Einrichtung (**28**) zum Extrahieren oder Verstärken einer Phasenverschiebung eines Resonanzobjekts in dem Objekt.

9. System nach Anspruch 8, ferner mit einer Einrichtung (**24**) zum Durchführen einer Abbildung, die Spektroskopie in einem Resonanzzustand widerspiegelt, indem eine Übertragungsfrequenz der Ultraschallwelle geändert wird.

10. System nach Anspruch 8, wobei die Einrichtung (**28**) zum Extrahieren oder Verstärken der Phasenverschiebung die Phasenverschiebung eines Ultraschallkontrastmittels in dem Objekt extrahiert oder verstärkt.

11. System nach Anspruch 10, ferner mit:
einer Einrichtung (**20**) zum orthogonalen Erfassen des Empfangssignals, um es als komplexes Signal auszudrücken;
einer Einrichtung zum Quadrieren des komplexen Signals;
einem Tiefpaßfilter; und
einer Einrichtung zum Erhalten der Position, Größe und Bewegungsgeschwindigkeit eines Ultraschallkontrastmittels in dem Objekt aus einem Phasenverschiebungsanteil des komplexen Signals, der nach dem Korrigieren der Phasenverschiebung verbleibt,
wobei die Korrektureinrichtung (**21**) dazu ausgelegt ist, die Phasenverschiebung aufgrund der frequenzabhängigen Dämpfung basierend auf dem durch das Tiefpaßfilter hindurchgeleiteten komplexen Signal zu korrigieren.

12. System nach Anspruch 10, ferner mit:
einer Einrichtung, in der ein auf eine zweite harmonische Welle einer Grundwelle überlagertes Übertragungssignal übertragen wird, wodurch die empfangene zweite harmonische Welle mit einer In-Phase-Komponente zu der Phase des Übertragungssignals verwendet wird, um eine in dem Ausbreitungsprozeß der Ultraschallwelle verursachte Phasenverschiebung von einer durch die Existenz eines Kontrastmittels verursachte Phasenverschiebung zu trennen; und
einer Einrichtung zum Erhalten der Position, Größe und Bewegungsgeschwindigkeit eines Ultraschallkontrastmittels in dem Objekt.

13. System nach Anspruch 10, ferner mit
einer Einrichtung, in der eine Phasenverschiebung in Seitenrichtung einer Punktausbreitungsfunktion berechnet wird, über die durch Übertragungs/Empfangs-Bedingungen entschieden wird, eine die Phasenverschiebung minimierende Filterverarbeitung eine Phasenaberration in der Seitenrichtung eines Strahls der Ultraschallwelle korrigiert, die durch eine Phasenverschiebung aufgrund eines Beugungseffekts verursacht ist, und eine durch Streuung eines Strahls der Ultraschallwelle verursachte Phasenverschiebung von einer durch die Existenz eines Kontrastmittels verursachten Phasenverschiebung getrennt wird; und
einer Einrichtung zum Erhalten der Position, Größe und Ausbreitungsgeschwindigkeit eines Ultraschallkontrastmittels in dem Objekt, wobei eine Filterverarbeitung basierend auf einem Verfahren kleinster Quadrate durchgeführt wird, um die Phasenverschiebung in der Seitenrichtung der Punktausbreitungsfunktion zu minimieren.

14. System nach Anspruch 1, ferner mit einer Einrichtung (**30**) zum Erhalten einer zeitlichen Änderung in der akustischen Impedanz des Objekts, um die zeitliche Änderung in der akustischen Impedanz anzuzeigen.

15. Behandlungssystem mit einem Monitor, der ein Ultraschallabbildungssystem gemäß Anspruch 14 aufweist.

16. System nach Anspruch 1, ferner mit einer Einrichtung (**21**) zum Korrigieren der Phasenverschiebung in der Seitenrichtung eines Strahls der Ultraschallwelle, die durch die frequenzabhängige Dämpfung und/oder die Phasenverschiebung aufgrund des Beugungseffekts an dem Empfangssignal verursacht ist.

17. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung zum Übertragen eines Übertragungssignals zu dem Objekt;
einer Einrichtung (**20**) zum orthogonalen Erfassen eines von dem Objekt zurückgeworfenen Empfangssignals;
einer Einrichtung zum Erhalten einer Komponente, die einer Phasenverschiebung von dem orthogonal erfaßten Empfangssignal entspricht;
einem Tiefpaßfilter zum Entfernen einer abrupten Änderung von der Komponente, die der Phasenverschiebung entspricht;
einer Einrichtung zum Verwenden des Ausgabesignals des Tiefpaßfilters, um die Phasenverschiebung in der Seitenrichtung eines Strahls der Ultraschallwelle zu korrigieren;
einer Eingabeeinrichtung zum Auswählen einer angezeigten Phase; und
einer Einrichtung (**28**), um die durch die Eingabeeinrichtung ausgewählte Phase oder ein Signal im Be-

reich der Phase zu extrahieren oder zur Anzeige zu verstärken.

18. System nach Anspruch 1, ferner mit:
einer Einrichtung (**21**), um zu dem Empfangssignal die erfaßte Phasenverschiebung des Empfangssignals zu korrigieren; und
einer Einrichtung (**24**), um ein akustisches Impedanzbild in Farbe anzuzeigen, das aus dem durch die erfaßte Phasenverschiebung korrigierten Empfangssignal berechnet wird.

19. Ultraschallabbildungsverfahren, das eine Ultraschallwelle zu/von einem Objekt überträgt/empfängt, in dem eine Ultraschallsonde (**1**) zum Abbilden des Objekts verwendet wird, wobei:
ein Übertragungssignal zu dem Objekt übertragen wird;
aus der Phasenverschiebung eines von dem Objekt bezüglich des Übertragungssignals zurückgeworfenen Empfangssignals eine Phasenverschiebung des Empfangssignals aufgrund einer akustischen Impedanzverlagerung in dem Objekt und eine Phasenverschiebung des Empfangssignals aufgrund einer frequenzabhängigen Dämpfung und/oder eines Beugungseffekts erfaßt wird,
dadurch gekennzeichnet, daß
ein Ableitungsbild um die Raumposition einer akustischen Impedanzabbildung erhalten wird, die durch die erfaßten Phasenverschiebungen bestimmt ist.

20. Verfahren nach Anspruch 19, wobei ferner:
ein von dem Objekt zurückgeworfenes Empfangssignal orthogonal erfaßt (**100**) wird;
eine Komponente erhalten (**101**) wird, die einer Phasenverschiebung aus dem orthogonal erfaßten Empfangssignal entspricht;
eine abrupte Änderung aus der Komponente entfernt (**103**) wird, die einer Phasenverschiebung durch ein Tiefpaßfilter entspricht;
das Ausgabesignal des Tiefpaßfilters verwendet (**106**) wird, um die Phasenverschiebung in der Seitenrichtung eines Strahls der Ultraschallwelle zu korrigieren; und
das akustische Impedanzbild und/oder das Ableitungsbild angezeigt wird.

21. Verfahren nach Anspruch 19, wobei
beim Vorgang des Übertragens ein Übertragungssignal übertragen wird, das auf eine gerade harmonische Welle einer Grundwelle zu dem Objekt überlagert ist,
in dem Verfahren ferner ein von dem Objekt zurückgewortenes Empfangssignal orthogonal erfaßt (**100**) wird, um eine orthogonale Komponente der geraden harmonischen Welle aus dem orthogonal erfaßten Empfangssignal zu extrahieren, und
beim Vorgang des Erhaltens das akustische Impedanzbild des Objekts und/oder das Ableitungsbild basierend auf der extrahierten orthogonalen Komponente erhalten wird.

22. Verfahren nach Anspruch 19, wobei
beim Vorgang des Übertragens ein Übertragungssignal übertragen wird, das auf eine gerade harmonische Welle einer Grundwelle zu dem Objekt überlagert ist,
in dem Verfahren ferner ein von dem Objekt zurückgeworfenes Empfangssignal orthogonal erfaßt (**100**) wird, um eine In-Phase-Komponente der geraden harmonischen Welle aus dem orthogonal erfaßten Empfangssignal zu extrahieren, und
beim Vorgang des Erhaltens das akustische Impedanzbild des Objekts und/oder das Ableitungsbild basierend auf der extrahierten In-Phase-Komponente erhalten wird.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 22, wobei die akustische Impedanz auf einem in das Objekt injizierten Kontrastmittel basiert.

Es folgen 20 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

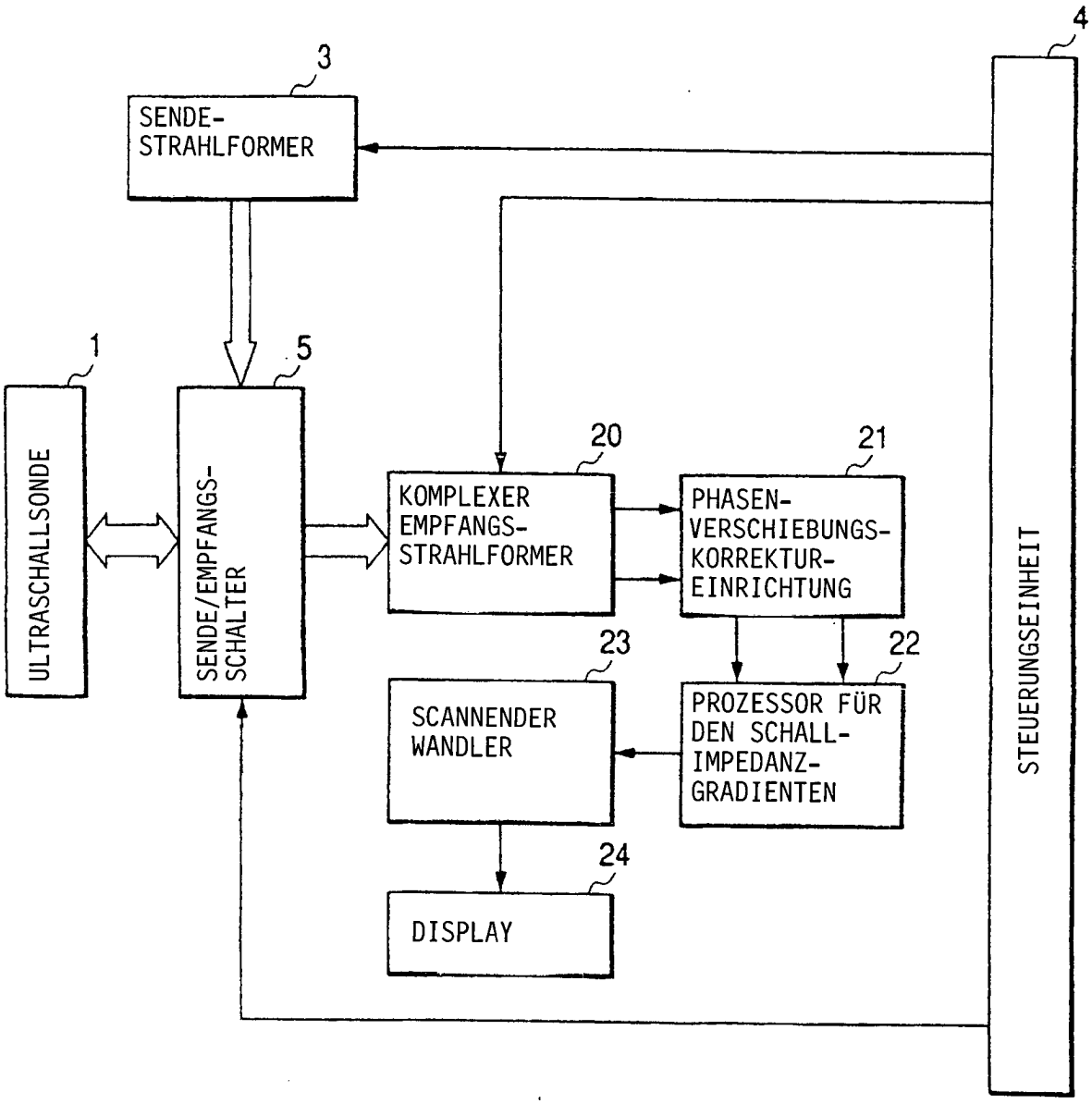


FIG. 2

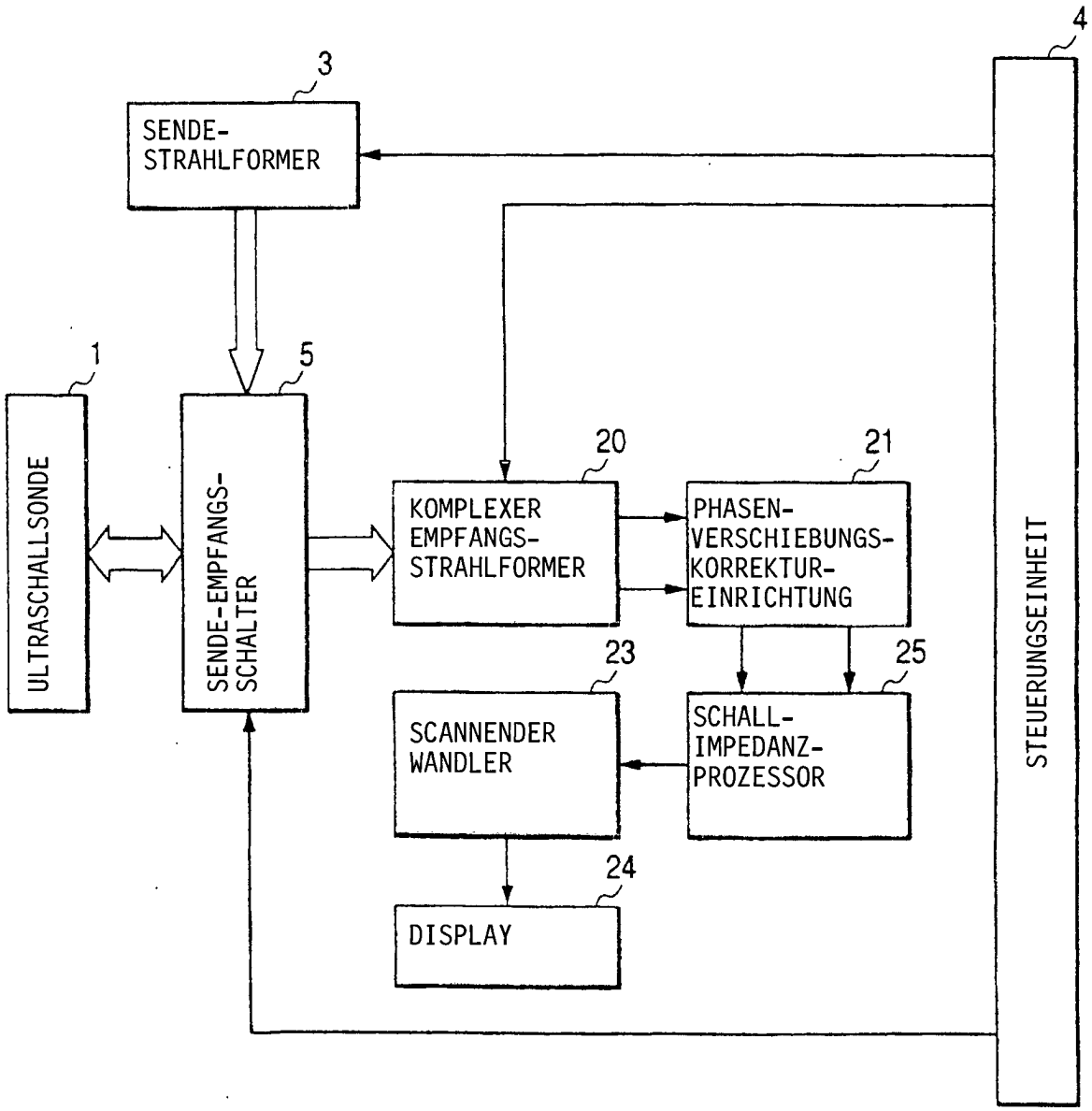

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE-EMPFANGS-
SCHALTER
20
21
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTUR-
EINRICHTUNG
23
25
SCANNENDER
WANDLER
SCHALL-
IMPEDANZ-
PROZESSOR
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT

FIG. 3A

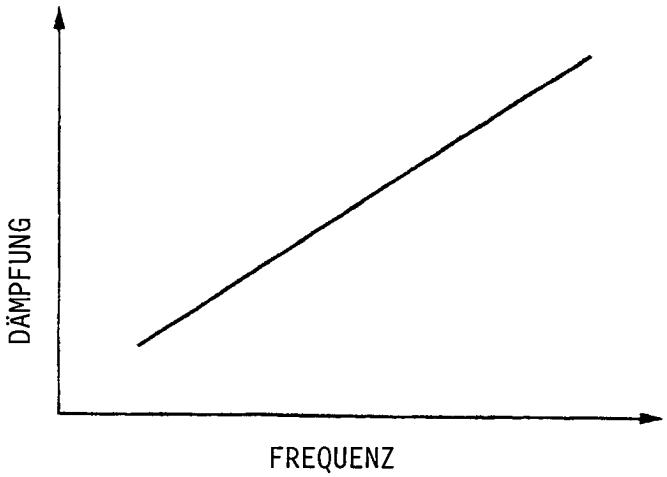

DÄMPFUNG
FREQUENZ

FIG. 3B

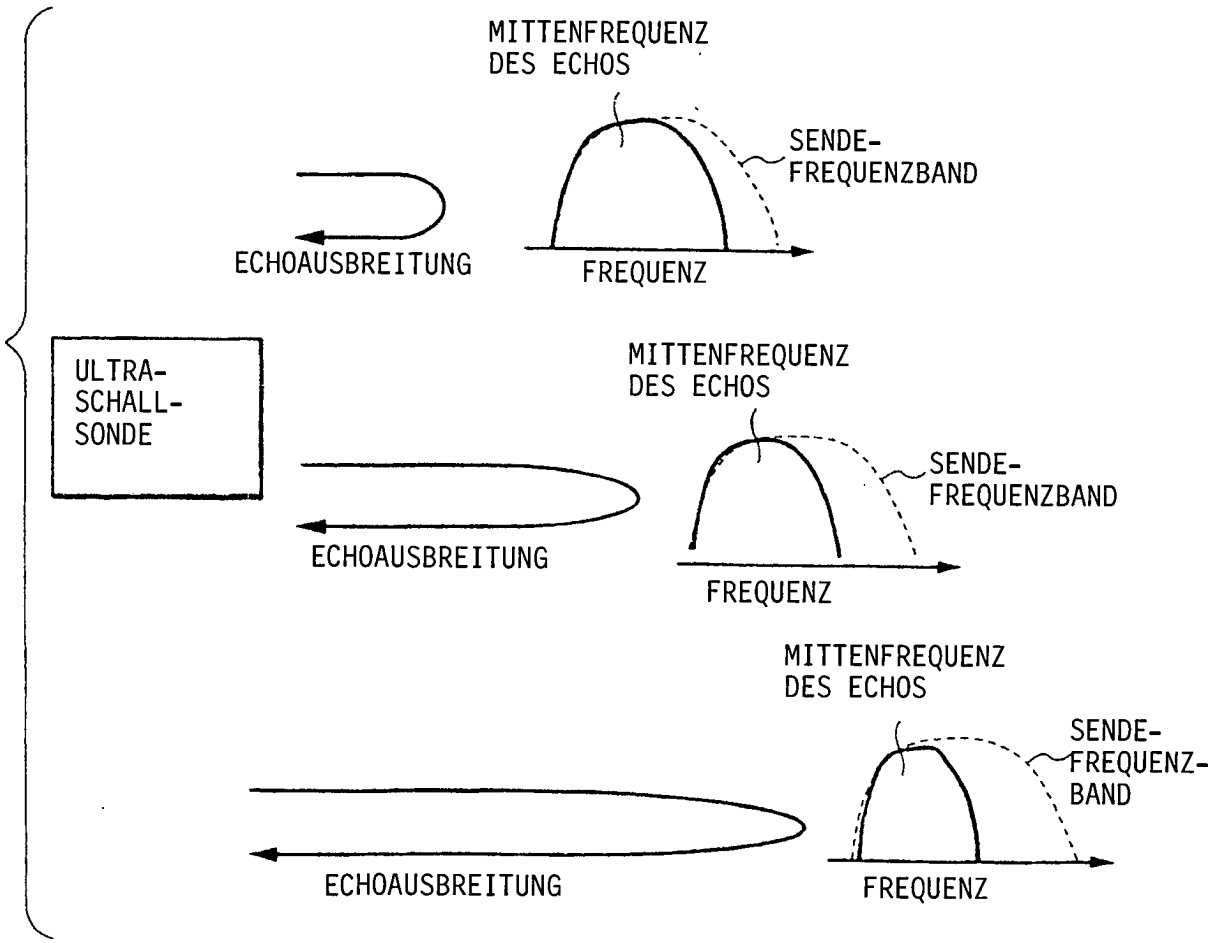

MITTENFREQUENZ DES ECHOS
SENDE-FREQUENZBAND
ECHOAUSBREITUNG
FREQUENZ
ULTRA-SCHALL-SONDE
MITTENFREQUENZ DES ECHOS
SENDE-FREQUENZBAND
ECHOAUSBREITUNG
FREQUENZ
MITTENFREQUENZ DES ECHOS
SENDE-FREQUENZ-BAND
ECHOAUSBREITUNG
FREQUENZ

FIG. 4A



FIG. 4B

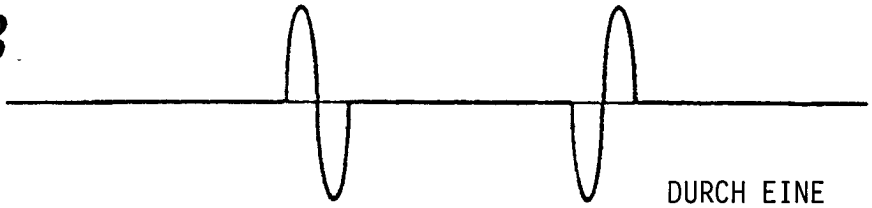


FIG. 4C

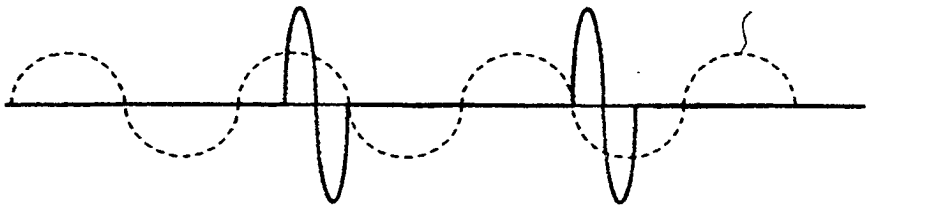


FIG. 4D

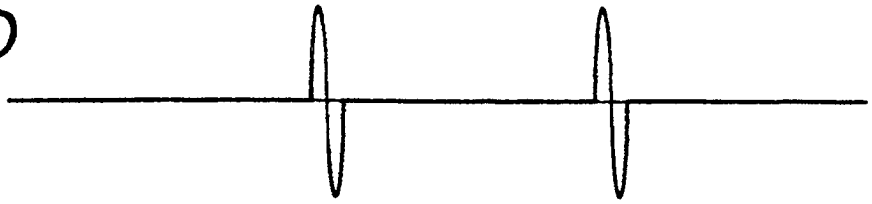


FIG. 4E

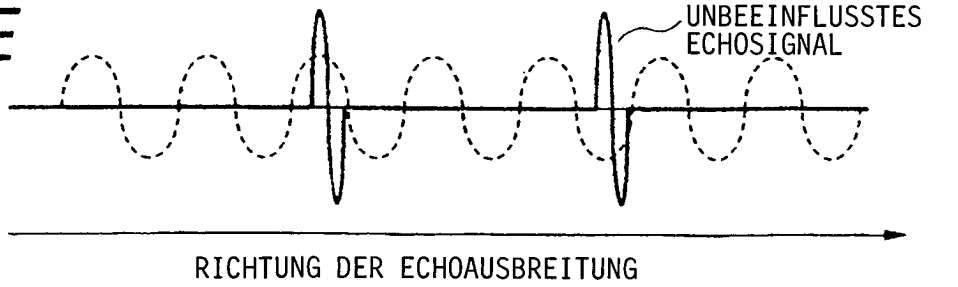


FIG. 5

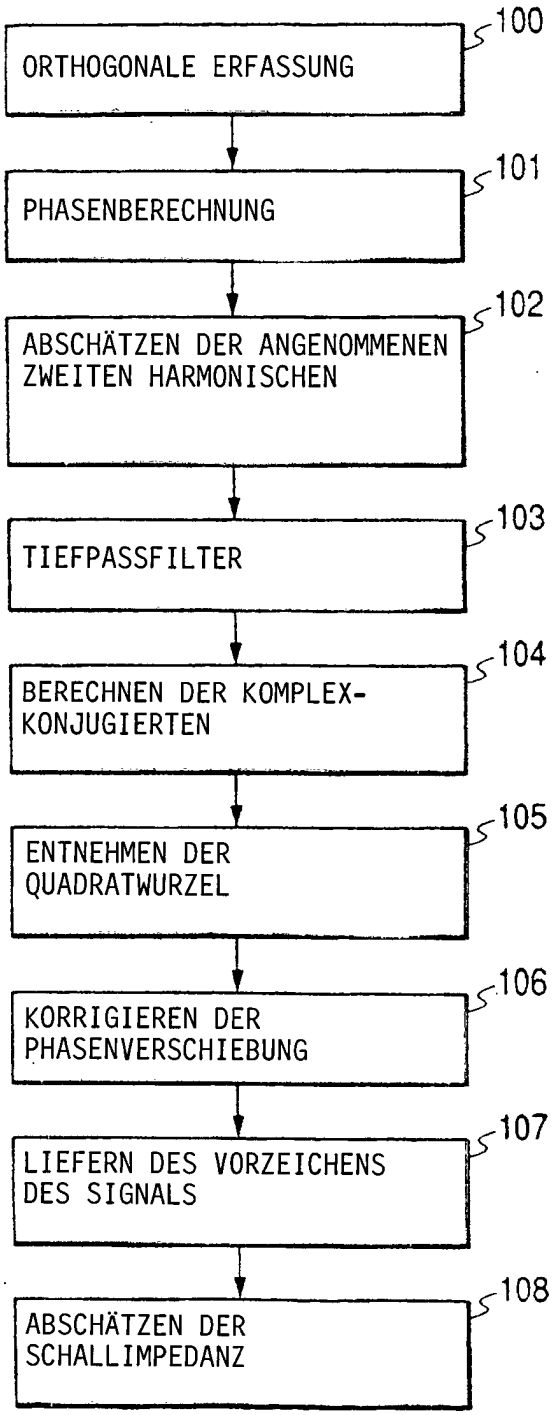

ORTHOGONALE ERFASSUNG
100
PHASENBERECHNUNG
101
ABSCHÄTZEN DER ANGENOMMENEN ZWEITEN HARMONISCHEN
102
TIEFPASSFILTER
103
BERECHNEN DER KOMPLEX-KONJUGIERTEN
104
ENTNEHMEN DER QUADRATWURZEL
105
KORRIGIEREN DER PHASENVERSCHIEBUNG
106
LIEFERN DES VORZEICHENS DES SIGNALS
107
ABSCHÄTZEN DER SCHALLIMPEDANZ
108

FIG. 6

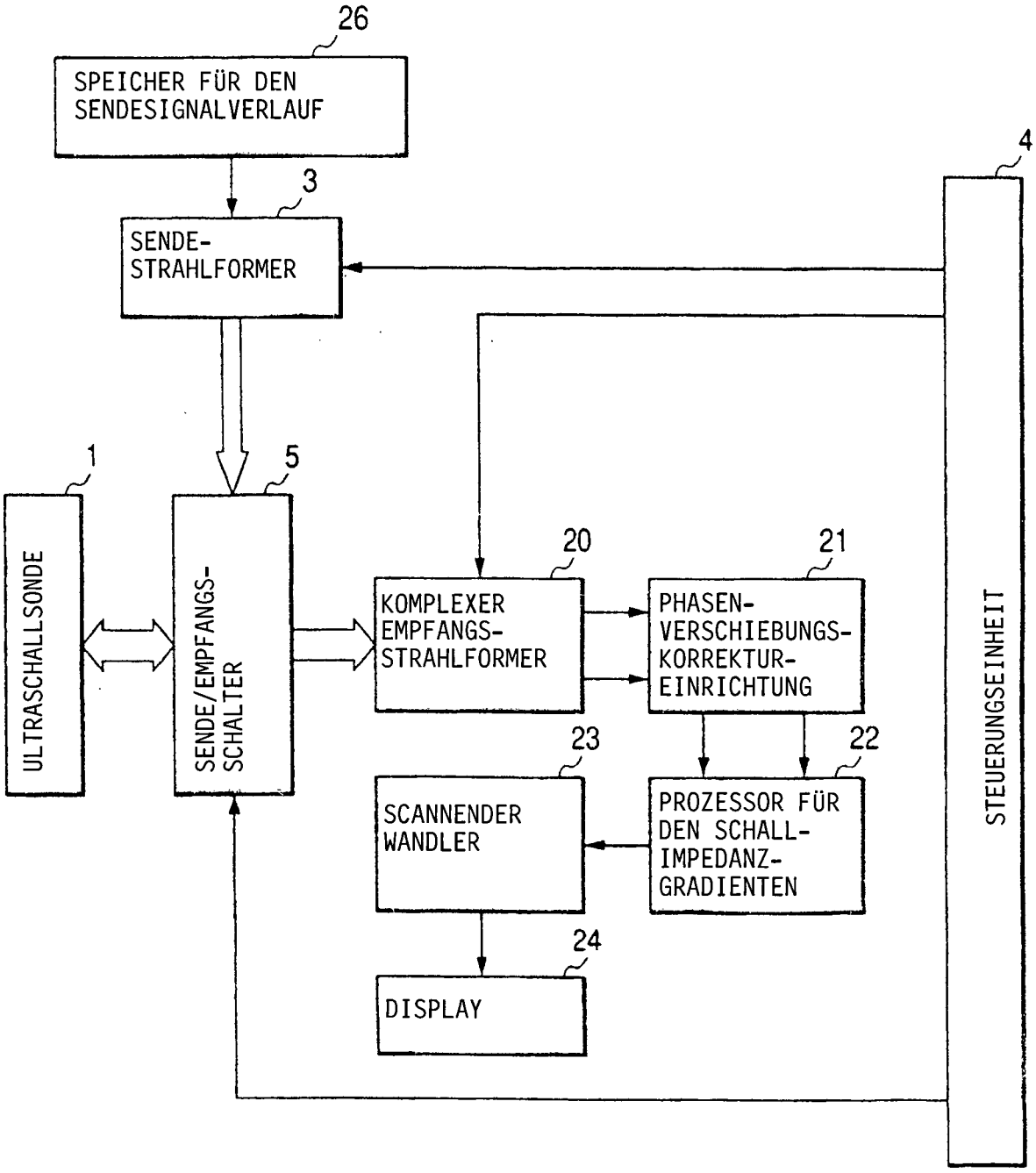

26
SPEICHER FÜR DEN SENDESIGNALVERLAUF
3
SENDE-STRAHLFORMER
4
1
ULTRASCHALLSONDE
5
SENDE/EMPFANGS-SCHALTER
20
KOMPLEXER EMPFANGS-STRAHLFORMER
21
PHASEN-VERSCHIEBUNGS-KORREKTUR-EINRICHTUNG
23
SCANNENDER WANDLER
22
PROZESSOR FÜR DEN SCHALL-IMPEDANZ-GRADIENTEN
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT

FIG. 7

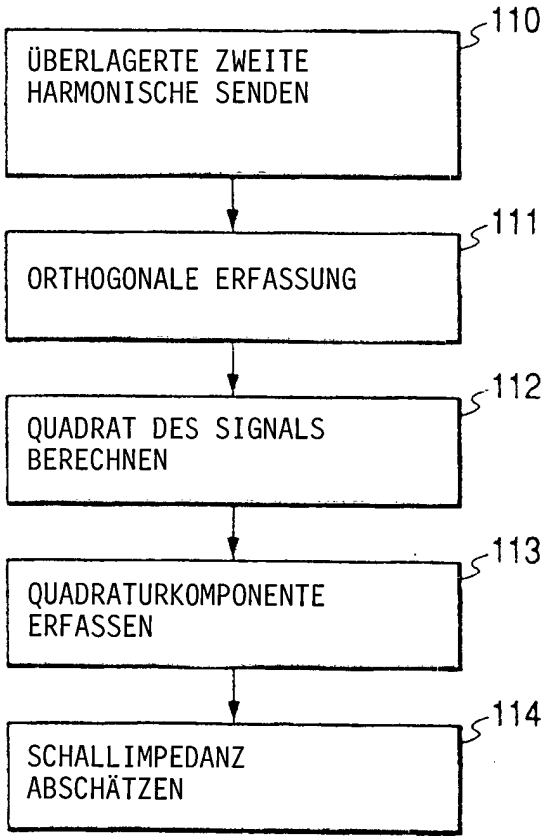

110
ÜBERLAGERTE ZWEITE HARMONISCHE SENDEN
111
ORTHOGONALE ERFASSUNG
112
QUADRAT DES SIGNALS BERECHNEN
113
QUADRATURKOMPONENTE ERFASSEN
114
SCHALLIMPEDANZ ABSCHÄTZEN

FIG. 8A

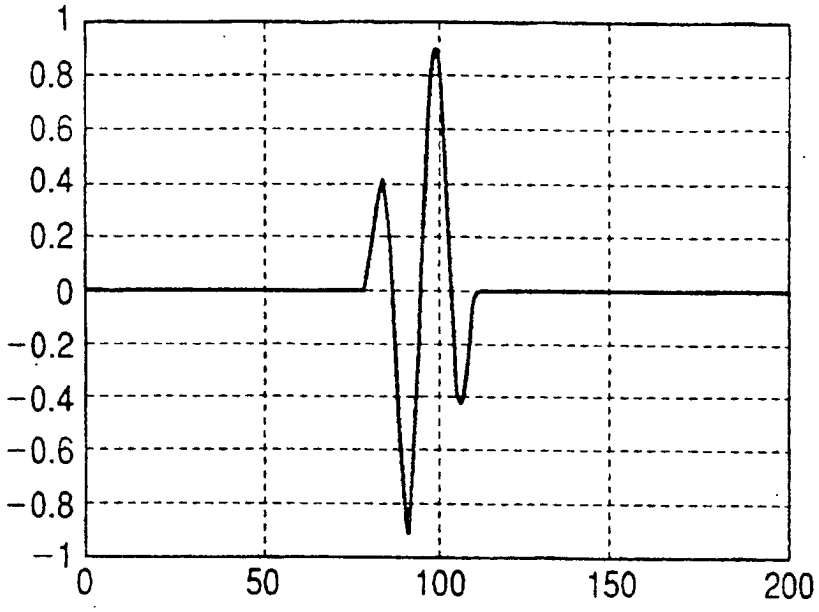

1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
−0.2
−0.4
−0.6
−0.8
−1
0
50
100
150
200

FIG. 8B

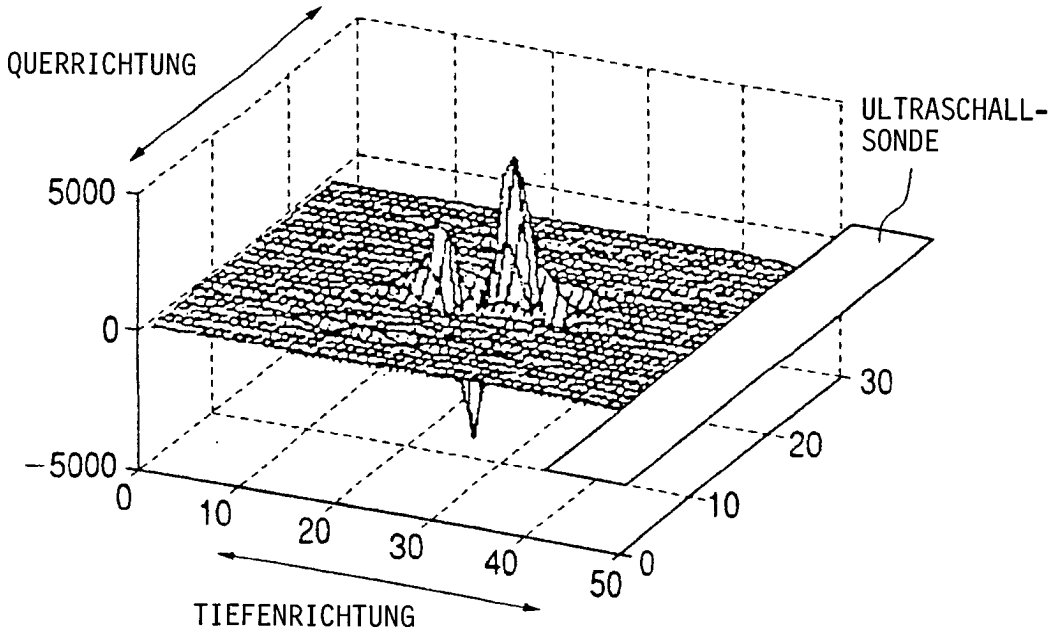

QUERRICHTUNG
ULTRASCHALL-
SONDE
5000
0
−5000
0
10
20
30
40
50
0
10
20
30
TIEFENRICHTUNG

FIG. 9A

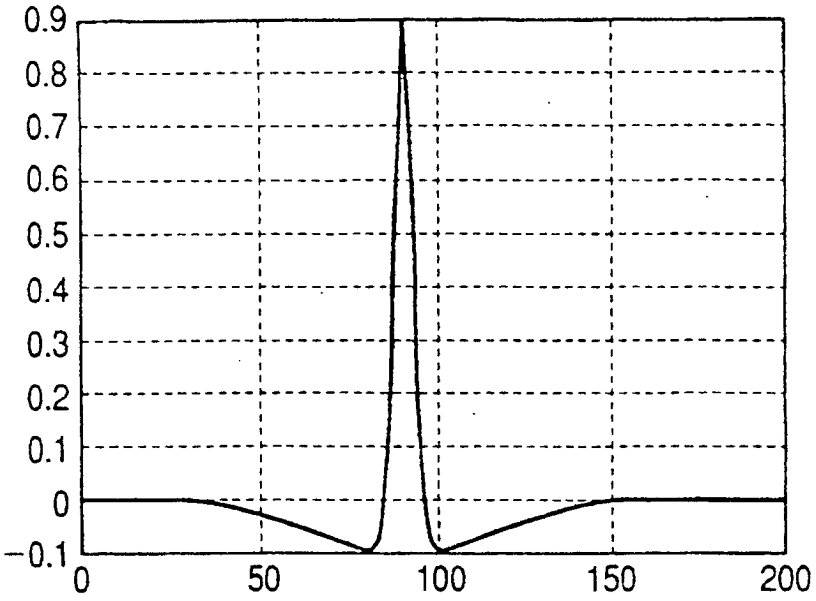

0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
−0.1
0
50
100
150
200

FIG. 9B

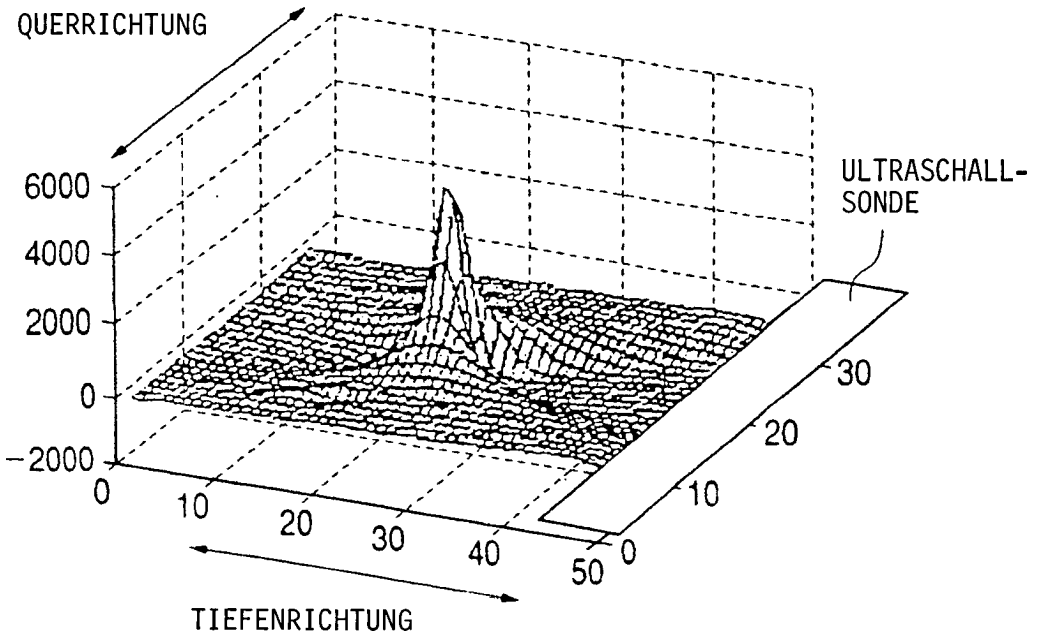

QUERRICHTUNG
6000
4000
2000
0
−2000
0
10
20
30
40
50
ULTRASCHALL-
SONDE
0
10
20
30
TIEFENRICHTUNG

FIG. 10

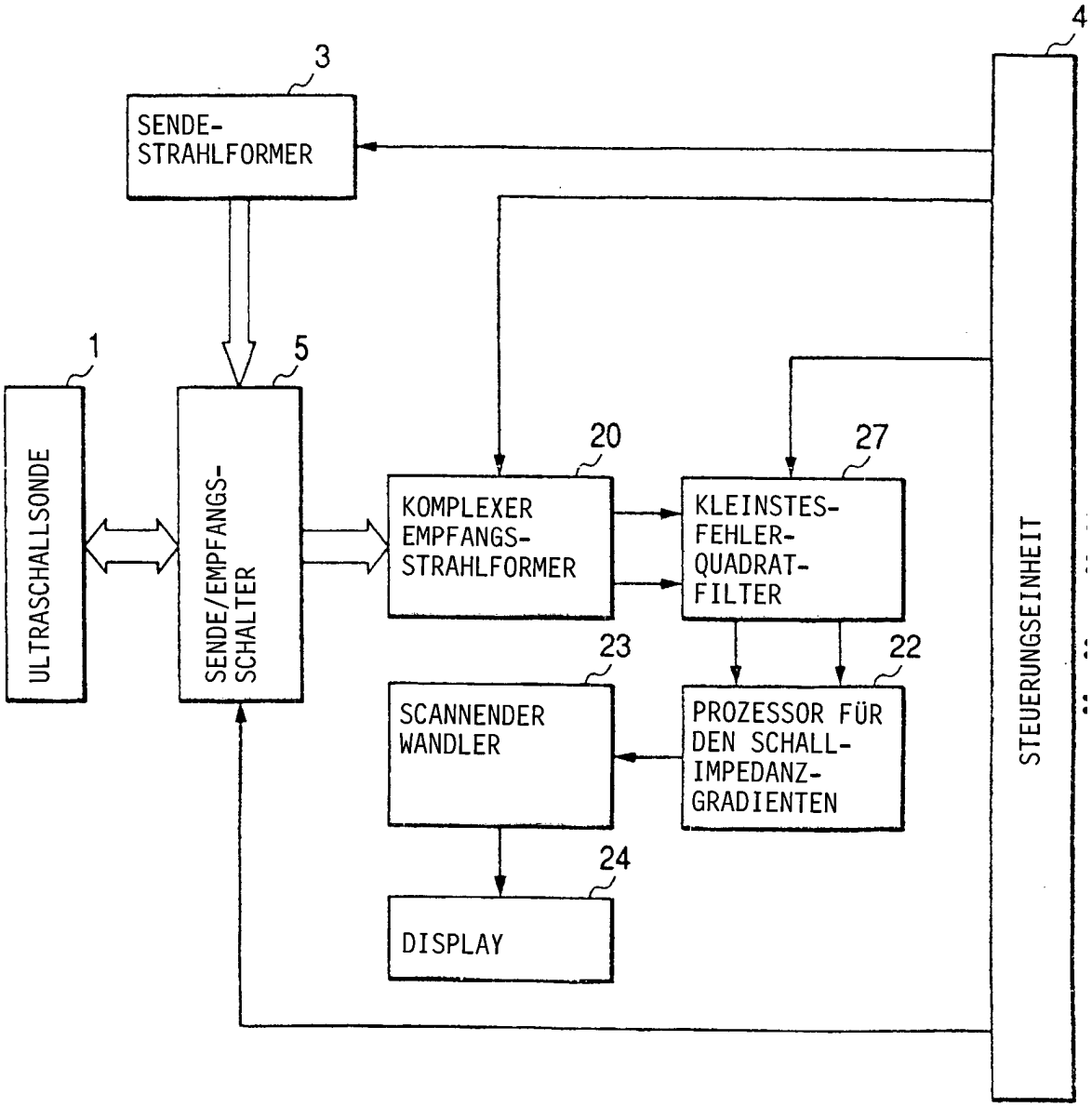

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
20
27
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
KLEINSTES-
FEHLER-
QUADRAT-
FILTER
23
22
SCANNENDER
WANDLER
PROZESSOR FÜR
DEN SCHALL-
IMPEDANZ-
GRADIENTEN
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT

FIG. 11

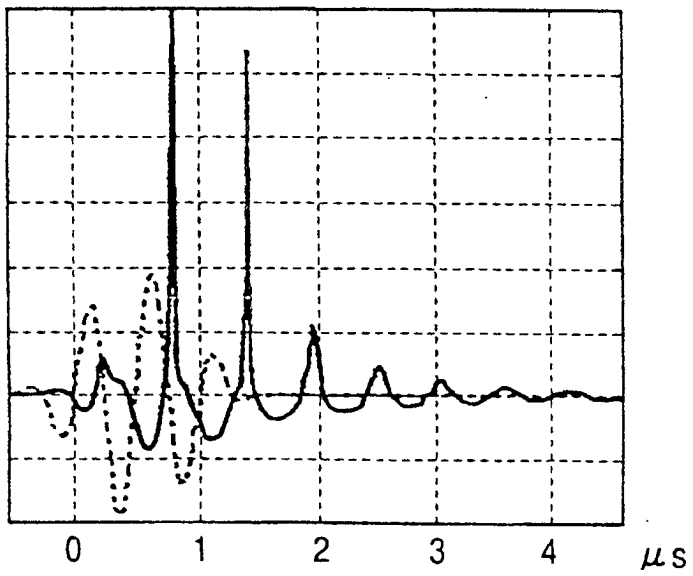


FIG. 12

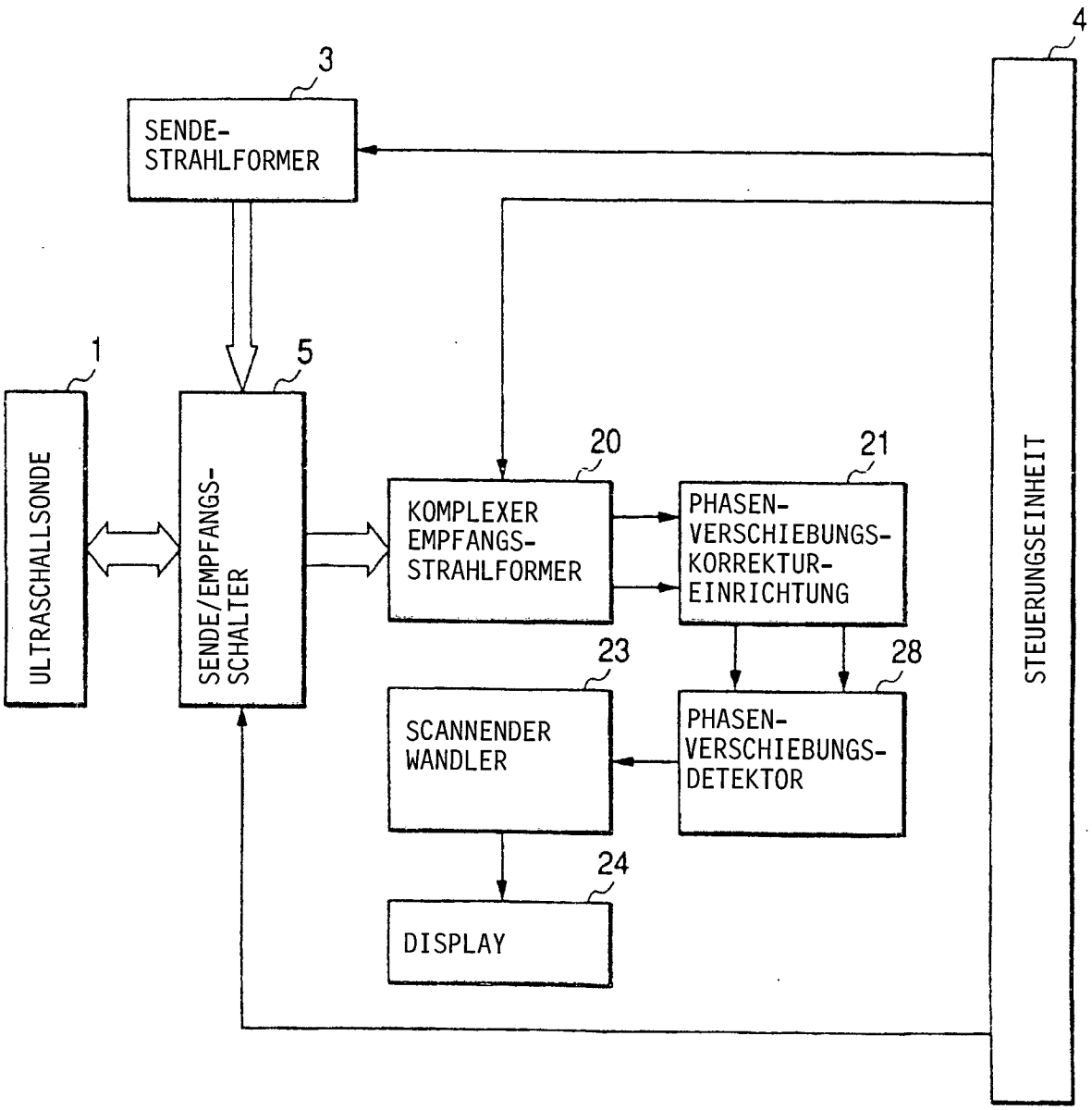

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
20
21
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTUR-
EINRICHTUNG
23
28
SCANNENDER
WANDLER
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
DETEKTOR
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT

FIG. 13

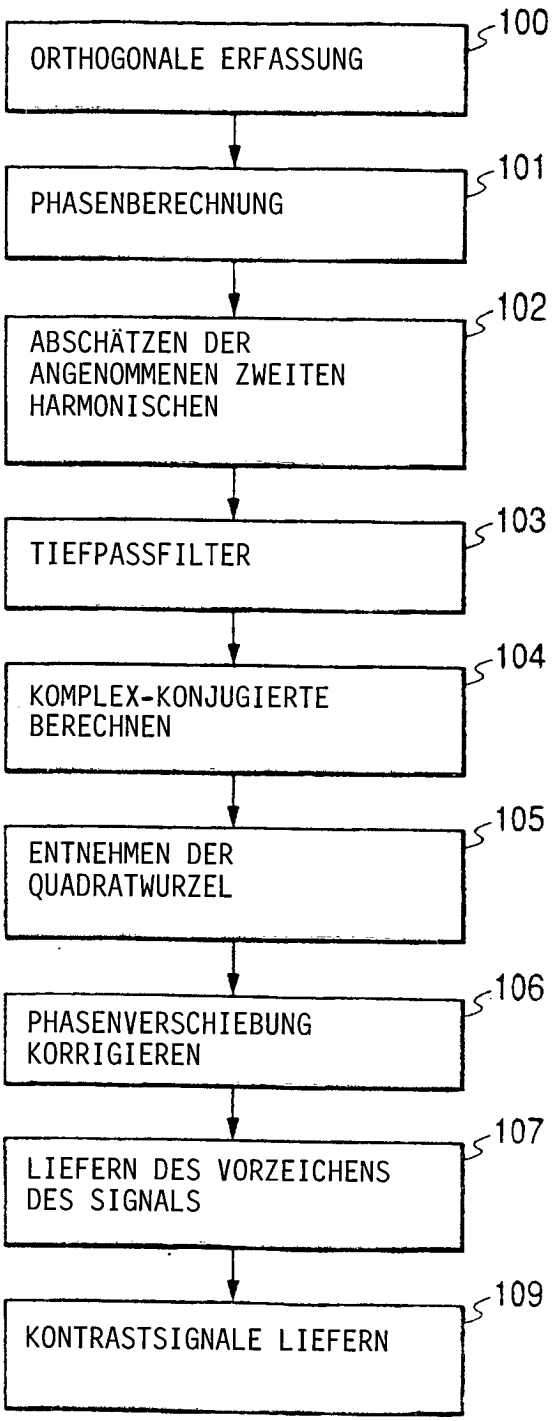

ORTHOGONALE ERFASSUNG
100
PHASENBERECHNUNG
101
ABSCHÄTZEN DER ANGENOMMENEN ZWEITEN HARMONISCHEN
102
TIEFPASSFILTER
103
KOMPLEX-KONJUGIERTE BERECHNEN
104
ENTNEHMEN DER QUADRATWURZEL
105
PHASENVERSCHIEBUNG KORRIGIEREN
106
LIEFERN DES VORZEICHENS DES SIGNALS
107
KONTRASTSIGNALE LIEFERN
109

FIG. 14

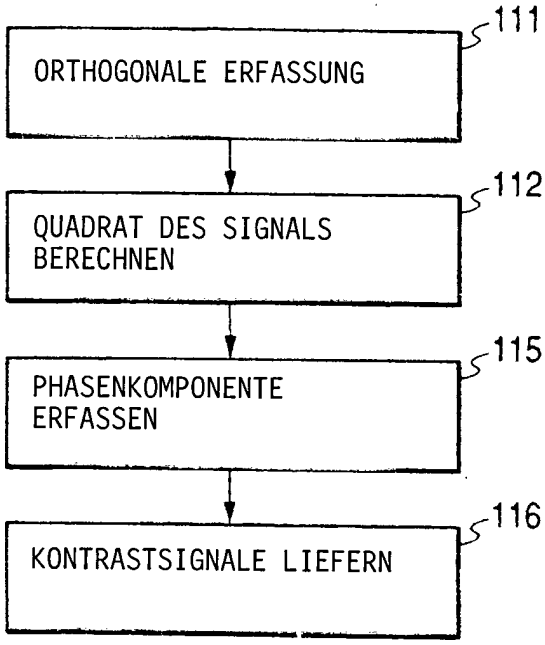

ORTHOGONALE ERFASSUNG
111
QUADRAT DES SIGNALS BERECHNEN
112
PHASENKOMPONENTE ERFASSEN
115
KONTRASTSIGNALE LIEFERN
116

FIG. 15

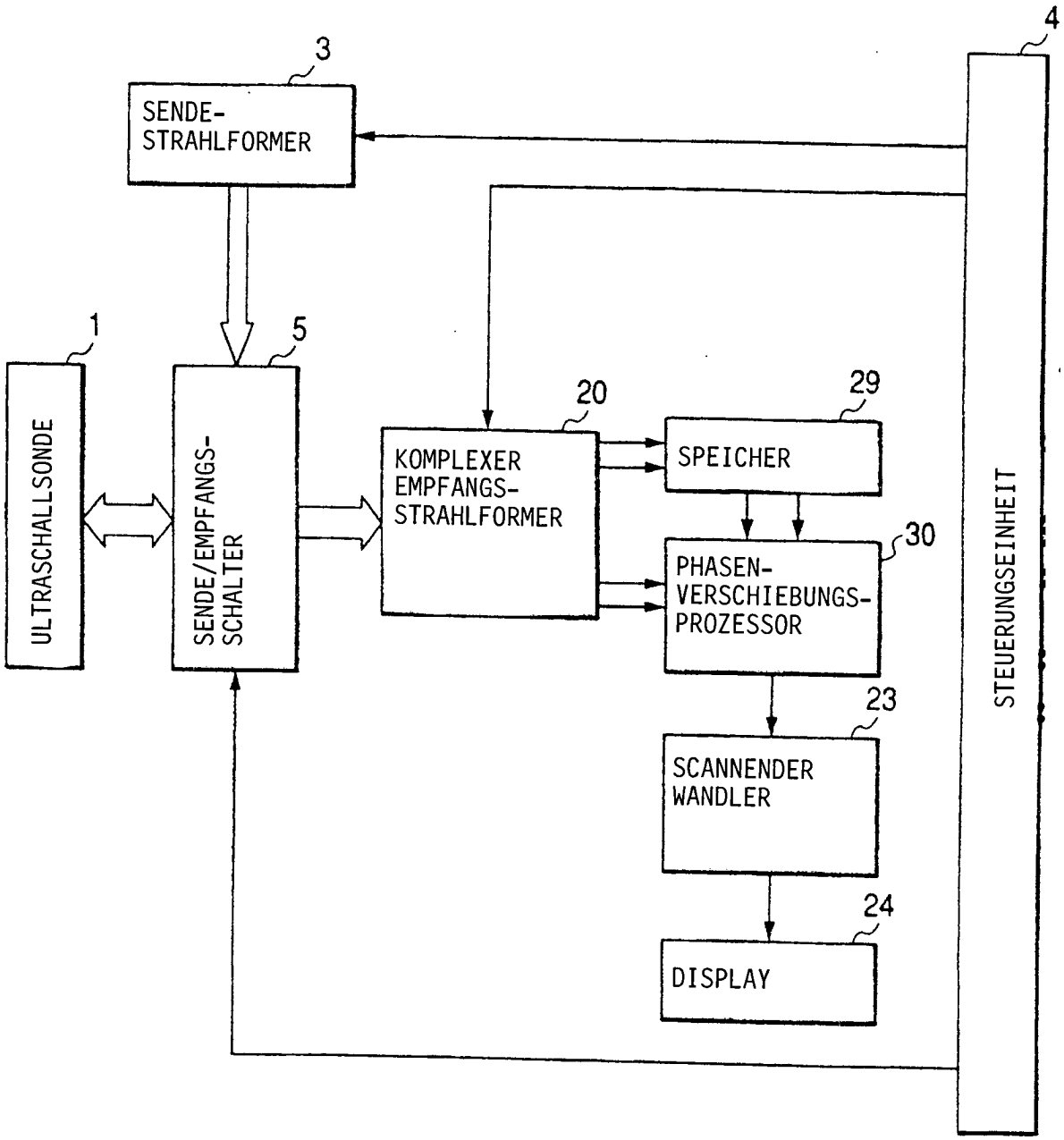

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
20
29
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
SPEICHER
30
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
PROZESSOR
23
SCANNENDER
WANDLER
STEUERUNGSEINHEIT
24
DISPLAY

FIG. 16

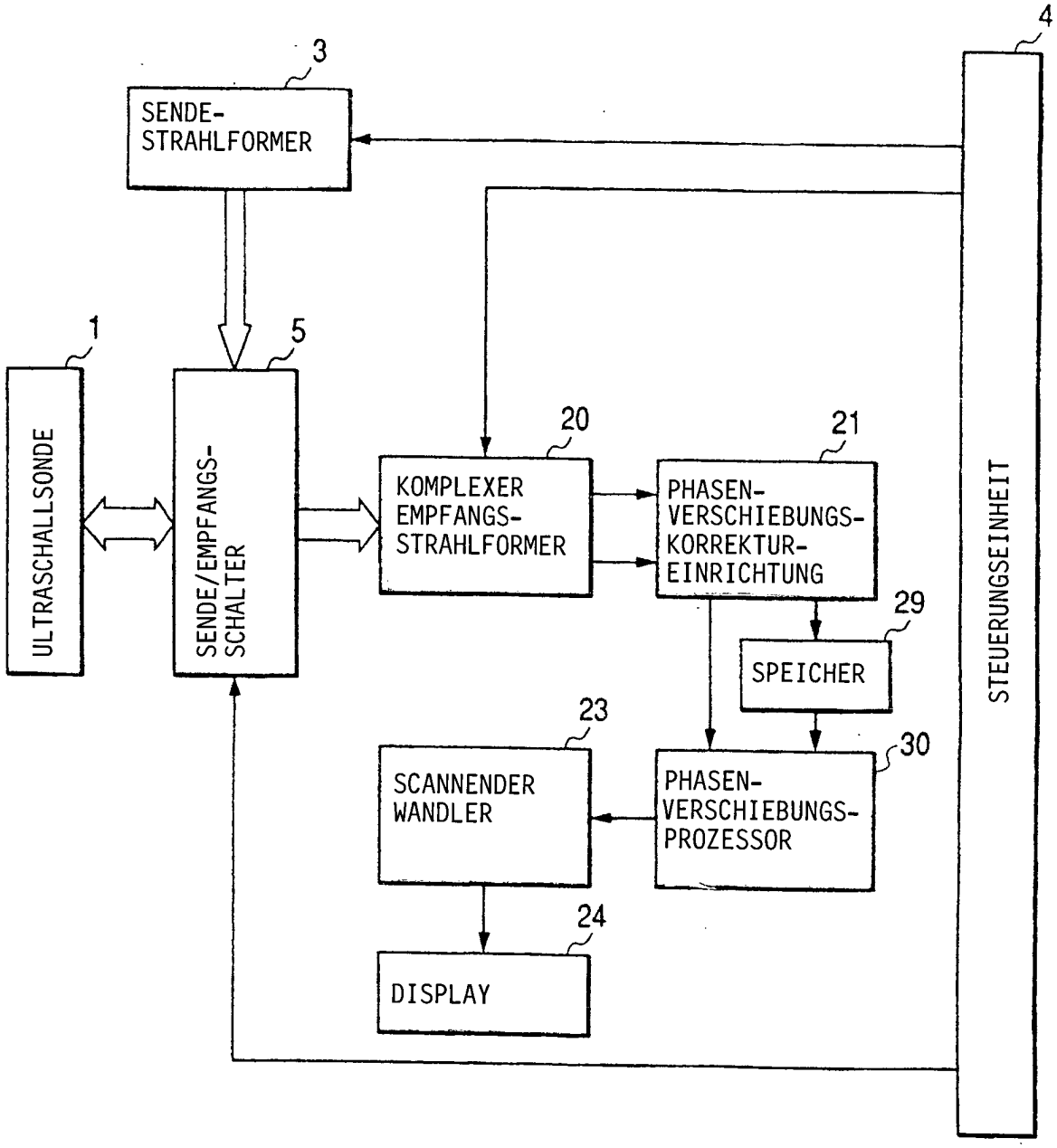

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
20
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
21
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTUR-
EINRICHTUNG
29
SPEICHER
STEUERUNGSEINHEIT
23
SCANNENDER
WANDLER
30
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
PROZESSOR
24
DISPLAY

FIG. 17

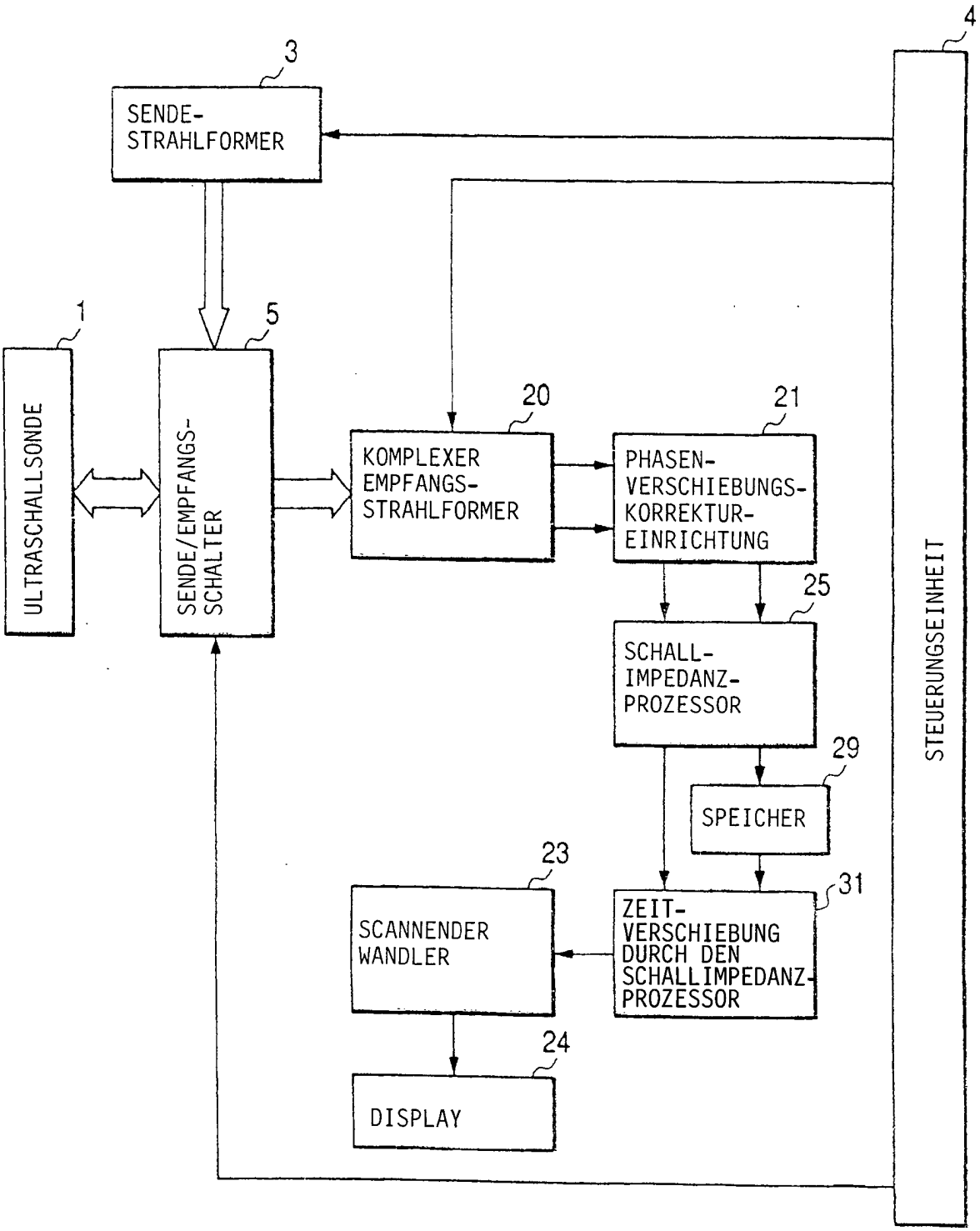

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
20
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
21
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTUR-
EINRICHTUNG
25
SCHALL-
IMPEDANZ-
PROZESSOR
29
SPEICHER
23
SCANNENDER
WANDLER
31
ZEIT-
VERSCHIEBUNG
DURCH DEN
SCHALLIMPEDANZ-
PROZESSOR
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT

FIG. 18

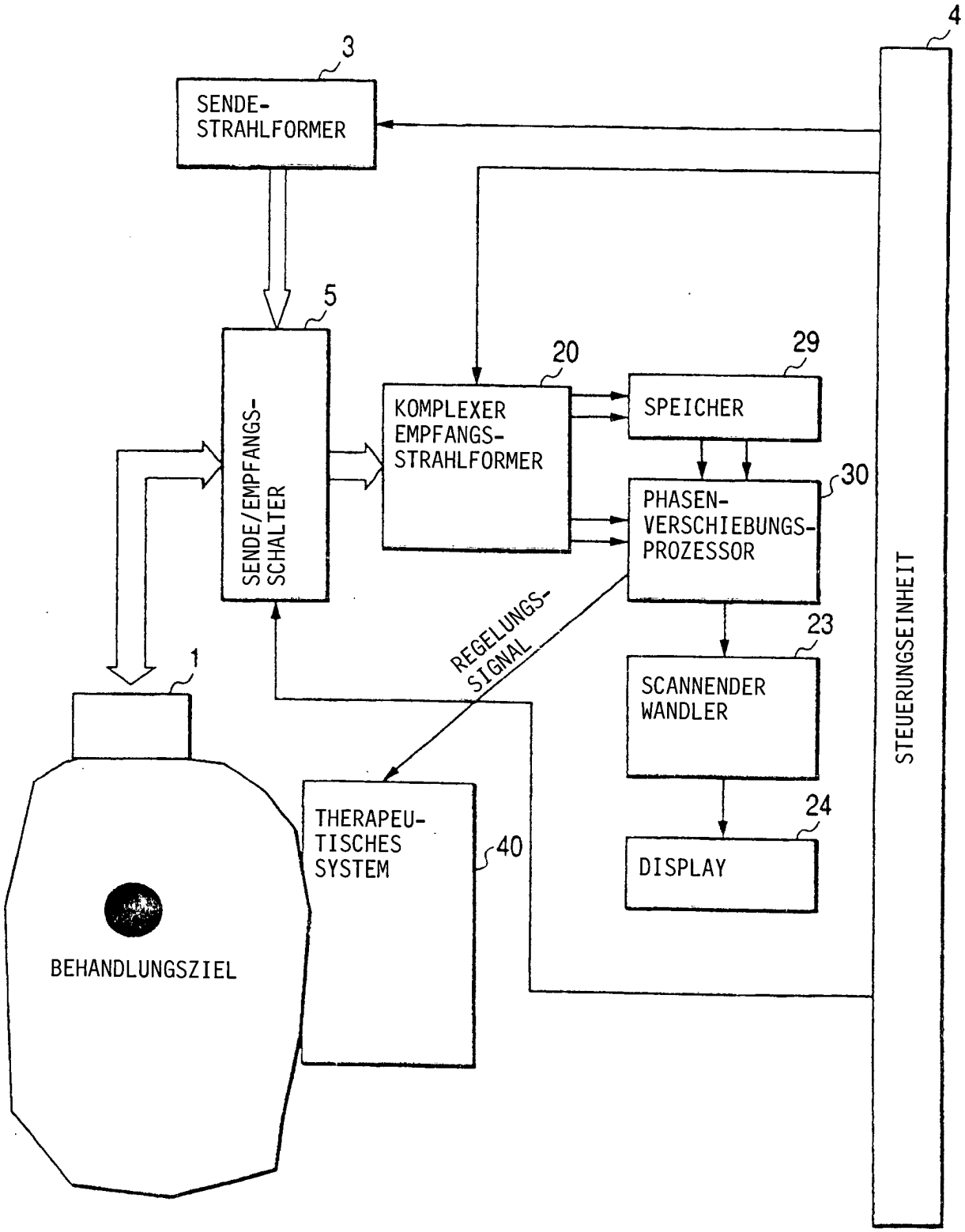

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
5
20
29
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
SPEICHER
30
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
PROZESSOR
REGELUNGS-
SIGNAL
23
SCANNENDER
WANDLER
1
STEUERUNGSEINHEIT
THERAPEU-
TISCHES
SYSTEM
40
24
DISPLAY
BEHANDLUNGSZIEL

FIG. 19

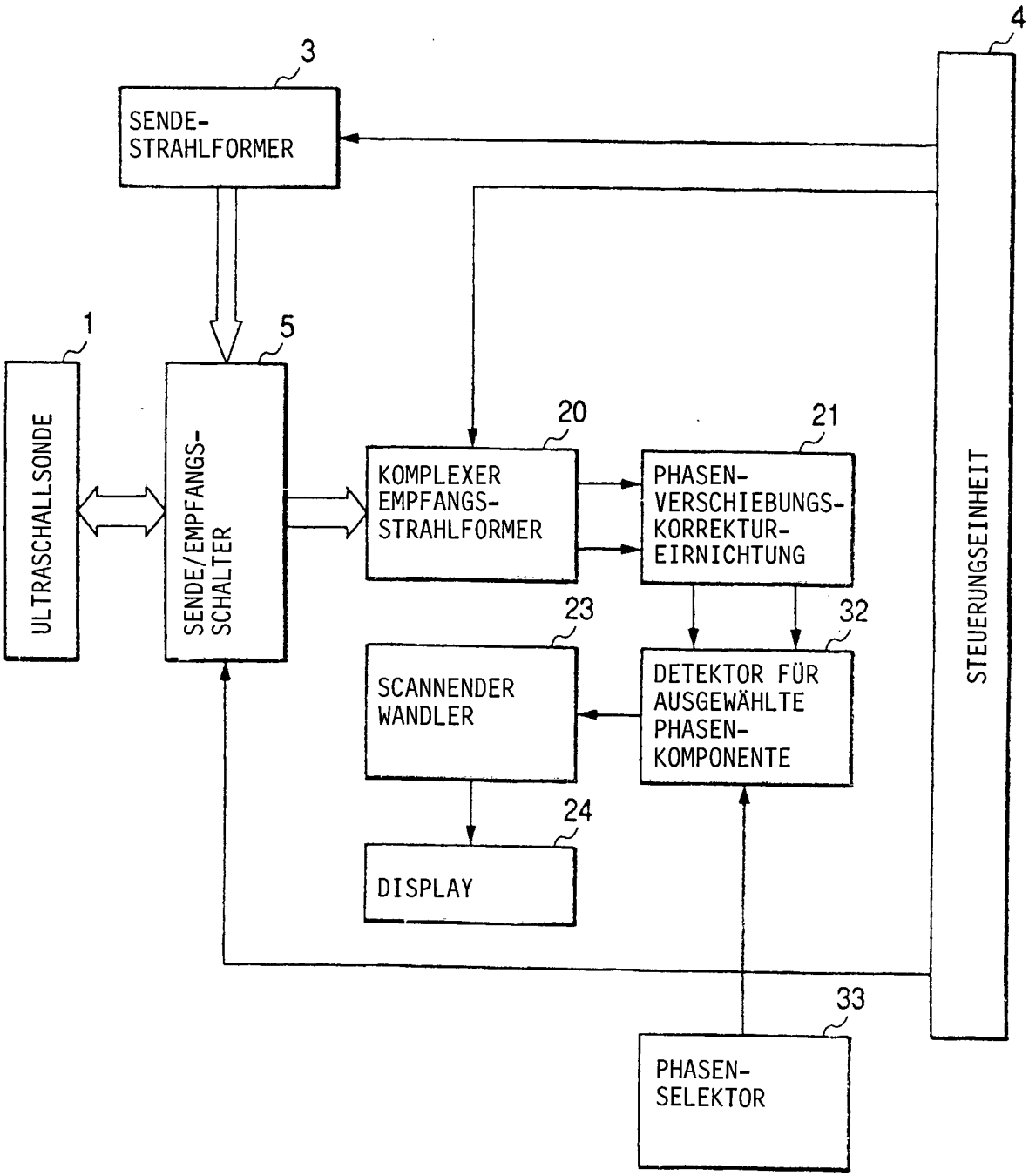
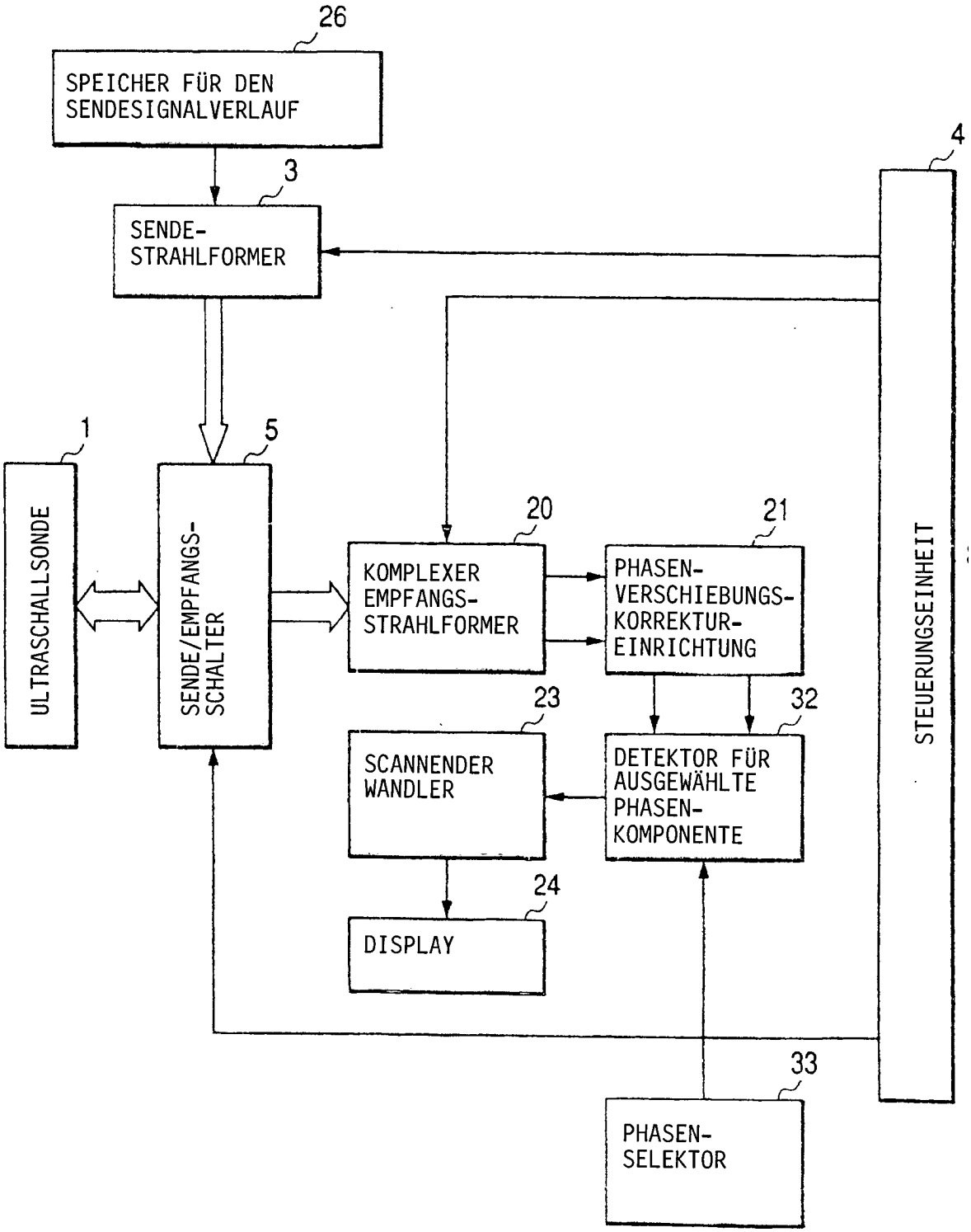

4
3
SENDE-
STRAHLFORMER
1
5
ULTRASCHALLSONDE
SENDE/EMPFANGS-
SCHALTER
20
21
KOMPLEXER
EMPFANGS-
STRAHLFORMER
PHASEN-
VERSCHIEBUNGS-
KORREKTUR-
EIRNICHTUNG
STEUERUNGSEINHEIT
23
32
SCANNENDER
WANDLER
DETEKTOR FÜR
AUSGEWÄHLTE
PHASEN-
KOMPONENTE
24
DISPLAY
33
PHASEN-
SELEKTOR

FIG. 20


26
SPEICHER FÜR DEN SENDESIGNALVERLAUF
3
SENDE-STRAHLFORMER
4
1
ULTRASCHALLSONDE
5
SENDE/EMPFANGS-SCHALTER
20
KOMPLEXER EMPFANGS-STRAHLFORMER
21
PHASEN-VERSCHIEBUNGS-KORREKTUR-EINRICHTUNG
23
SCANNENDER WANDLER
32
DETEKTOR FÜR AUSGEWÄHLTE PHASEN-KOMPONENTE
24
DISPLAY
STEUERUNGSEINHEIT
33
PHASEN-SELEKTOR