



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 37 422 T2** 2008.08.21

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 948 931 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 37 422.7**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 302 354.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **26.03.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **13.10.1999**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **31.10.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **21.08.2008**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 8/06** (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

52675 31.03.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(73) Patentinhaber:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:

Chiao, Richard Yung, Clifton Park, New York

12065, US; Hall, Anne Lindsay, New Berlin,

Wisconsin 53151, US; Thomenius, Kai Erik, Clifton

Park, New York 12065, US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Ultraschallabbildung mittels kodierter Anregung beim Senden und selektiver Filterung beim Empfang**

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

[0001] Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf die Ultraschallbildgebung der menschlichen Anatomie zum Zwecke der medizinischen Diagnose. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf ein Verfahren und ein Gerät zur harmonischen Gewebebildung und auf Verfahren und ein Gerät zur Abbildung eines Fluidflusses mit oder ohne Einsatz von Kontrastmitteln.

[0002] Konventionelle Ultraschallscanner erzeugen zweidimensionale B-Modus-Bilder von Gewebe, bei welchen die Helligkeit eines Pixels von der Intensität des zurückgeworfenen Echos abhängt. Konventionelle B-Modus-Bilder werden aus einer Kombination von Grund-Signalkomponenten und harmonischen Signalkomponenten erzeugt, wobei es sich bei Ersteren um direkte Echos eines übertragenen Impulses handelt und die Letzteren in einem nichtlinearen Medium wie Gewebe von einer Ultraschallübertragung mit feiner Amplitude generiert werden. In bestimmten Fällen, wie z. B. bei adipösen Patienten, können Ultraschallbilder verbessert werden, indem die Grund-Signalkomponenten unterdrückt und die harmonischen Signalkomponenten verstärkt werden.

[0003] Harmonische Gewebebildung ist in einem Artikel von Averkiou et al. mit dem Titel „A new imaging technique based on nonlinear properties of tissues“, Proc. 1997 IEEE Ultrasonic Symposium, vorgeschlagen worden. Es ist bekannt, dass die Ausbreitung von Schallwellen in biologischen Geweben auf nichtlineare Weise erfolgt, was zu der Generierung von Harmonischen führt. Bei der harmonischen Gewebebildung wird Energie bei einer Grundfrequenz f_0 übertragen, und mit der Energie einer zweiten harmonischen Schwingung $2f_0$ wird ein Bild erzeugt. Zu den Charakteristiken des auf nichtlineare Weise generierten zweiten harmonischen Strahls gehört eine schmalere Strahlbreite, Seitenkeulen, die im Vergleich zum Grund-Signal niedriger sind, sowie die Strahlenformung in einem kumulativen Prozess, d. h. das zweite harmonische Signal entzieht dem Grund-Signal während der Ausbreitung kontinuierlich Energie. Diese Charakteristiken tragen zu einer Verbesserung der axialen Auflösung, einer Reduktion von multiplen Reflexionen aufgrund von Übertragungsöffnungen und zur Reduktion von Störechos bei, die aufgrund von Unregelmäßigkeiten in den Gewebe- und Hautschichten auftreten.

[0004] Konventionelle Ultraschallbildgebungssysteme weisen auch einen so genannten „Farbfluss“-Modus auf, mit Hilfe dessen der Blutfluss oder die Bewegung von Gewebe abgebildet werden kann. Bei konventionellen Ultraschall-Flussbildgebungsverfahren wird entweder das Dopplerprinzip oder ein Zeitbereich-Kreuzkorrelations-Verfahren angewendet, um die durchschnittliche Fließgeschwindigkeit abzu-

schätzen, die dann farblich gekennzeichnet über ein Bild im B-Modus gelegt angezeigt wird.

[0005] Die Messung des Blutflusses im Herzen und den Gefäßen unter Verwendung des Dopplereffektes ist wohlbekannt. Die Frequenzverschiebung der zurückgestreuten Ultraschallwellen kann verwendet werden, um die Geschwindigkeit der Rückstreuungen von Gewebe oder Blut zu messen. Die Veränderung oder Verschiebung der rückgestreuten Frequenz steigt, wenn Blut zum Wandler hin fließt, und sinkt, wenn Blut vom Wandler weg fließt. Die Dopplerverschiebung kann so verarbeitet werden, dass die durchschnittliche Fließgeschwindigkeit eingeschätzt werden kann, welche unter Verwendung von verschiedenen Farben angezeigt wird, welche dazu dienen, die Fließgeschwindigkeit und -richtung zu kennzeichnen. Der Farbfluss-Geschwindigkeitsmodus Geschwindigkeitsmodus zeigt hunderte von benachbarten Probevolumen gleichzeitig an, die allesamt farbkodiert werden, so dass sie die Geschwindigkeit jedes Probevolumens darstellen.

[0006] Gemäß einem bekannten Bildgebungssystem werden beim Farbflussmodus mehrere Sendungen für jeden Brennpunkt verwendet. Ein Hochpasswandfilter, der auf ein Paket von bis zu 16 Übertragungen einwirkt, weist Echos von sich langsam bewegendem Gewebe oder Gefäßwänden zurück, so dass der dynamische Signalbereich für die nachfolgende Flussverarbeitung reduziert wird, wobei der Kasai-Autokorrelationsalgorithmus oder ein Kreuzkorrelations-Algorithmus verwendet wird, um die durchschnittliche Fließgeschwindigkeit einzuschätzen.

[0007] Obgleich quantitative Geschwindigkeitsinformationen bei der konventionellen Farbflussbildgebung gewonnen werden können, ist bei ihr die Möglichkeit, physische Fließbewegungen zu sehen, durch ihre Fähigkeit zur Zurückweisung unerwünschter Echos, ihrer Auflösung, Framefrequenz und ihrer lediglich axialen Fließempfindlichkeit eingeschränkt.

[0008] In der Vergangenheit sind digitale Subtraktionsverfahren zur Abbildung von sich bewegenden Reflektoren bei der Bildgebung im B-Modus vorgeschlagen worden (siehe Ishihara et al. „Path Lines in Blood Flow Using High-Speed Digital Subtraction Echography“, Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp., S. 1277-1280, und Ishihara et al. High-Speed Digital Subtraction Echography: Principle and Preliminary Application to Arteriosclerosis, Arrhythmia and Blood Flow Visualization“, Proc. 1990 IEEE Ultrason. Symp., S. 1473-1476). Allerdings wird bei diesen Verfahren eine Frame-to-Frame-Subtraktion verwendet, was zu einem Wandfilter führt, der eine extrem niedrige Sperrfrequenz hat. Die niedrige Sperrfrequenz tritt aufgrund der langen Zeitverzögerung zwischen benachbarten Frames auf, was keine adäquate Un-

terdrückung der Signale von sich langsam bewegendem Gewebe oder Gefäßwänden gewährleistet.

[0009] US-Patent Nr. 5632277, das Chapman et al. zugeschrieben wird, stellt ein nichtlineares Bildgebungssystem vor, bei dem Phaseninversionssubtraktion verwendet wird. Bei dem Chapman-Patent werden „erste und zweite Ultraschallimpulse, die alternativ in das abzubildende Testobjekt übertragen werden“ verwendet, und es wird die besondere Ausführungsform der Übertragung und Summierung zweier Impulse beim Empfang aufgeführt, die sich um 180° unterscheiden.

[0010] Für den medizinischen Ultraschall sind Kontrastmittel entwickelt worden, um die Diagnose der traditionell schwer abzubildenden Gefäßanatomie zu vereinfachen. Die Verwendung von Kontrastmitteln wird beispielsweise von Jong et al. in „Principles and Recent Developments in Ultrasound Contrast Agents“, Ultrasonics, Vol. 29, S. 324-380 (1991), diskutiert. Die Mittel, bei denen es sich typischerweise um Mikrobläschen handelt, deren Durchmesser sich im Bereich von 1–10 Mikrometern bewegt, werden in den Blutstrom injiziert. Da das Rückstreuungssignal der Mikrobläschen viel größer ist als das der Blutzellen, werden Mikrobläschen als Marker verwendet, um die Abbildung des Blutflusses zu ermöglichen. Ein Verfahren zur weiteren Isolation von Echos von diesen Mitteln besteht in der Verwendung von (sub)harmonischen Komponenten des reflektierten Echos, die viel größer sind als die harmonischen Komponenten des umgebenden Gewebes, welches keine Kontrastmittel enthält. [Siehe z. B. Newhouse et al. „Second Harmonic Doppler Ultrasound Blood Perfusion Measurement“, Proc. 1992 IEEE Ultrason. Symp., S. 1175-1177; und Burns et al. „Harmonic Power Mode Doppler Using Microbubble Contrast Agents: An Improved Method for Small Vessel Flow Imaging“, Proc. 1994 IEEE Ultrason. Symp., S. 1547-1550.]

[0011] US-Patent Nr. 5706816 von Hwang et al. stellt ein Verfahren und Gerät für die Ultraschallbildgebung vor, bei dem harmonische Kontrastmittel, z. B. gasgefüllte Mikrobläschen, verwendet werden. Ultraschallimpulse von entgegengesetzter Polarität werden in aufeinander folgenden Sendungen übertragen. Die entsprechenden Echosignale werden summiert, um das harmonische Antwortsignal zu extrahieren, welches auf das injizierte Kontrastmittel zurückgeführt werden kann.

[0012] WO 96/04589 beschreibt ein digitales Übertragungsstrahlformungssystem mit multiplen Strahlenübertragungsfähigkeiten.

[0013] EP 0 770 352 beschreibt Geräte und Verfahren für die Ultraschallbildgebung bei Kontrastmitteln.

[0014] Es besteht Bedarf an einem Verfahren für harmonische Kontrastbildgebung, in welchem Grund-Signale oder zweite harmonische Signale vom Kontrastfluss mit unterdrückten Hintergrundgewebesignalen und schwachen Motionflash-Artefakten visualisiert werden können. Dazu ist es notwendig, dass das Bildgebungssystem einen hohen dynamischen Bereich, die Fähigkeit zur Zurückweisung der Störechos von stationärem oder sich langsam bewegendem Gewebe bzw. Gefäßwänden, eine hohe Auflösung sowie eine hohe Framefrequenz und Flussempfindlichkeit in alle Richtungen aufweist. Es besteht auch Bedarf an einem Verfahren der harmonischen Gewebebildgebung, bei dem harmonische Signale visualisiert werden können, die durch eine nichtlineare Ausbreitung von Gewebe generiert werden. Zusätzlich besteht ein Bedarf an einem Verfahren zur Visualisierung von Grund-Signalen vom Blutfluss (ohne Kontrastmittel) im B-Modus bei geringem Auftreten von Motionflash-Artefakten. Ferner besteht der Bedarf an einem programmierbaren Ultraschallbildgebungssystem, das selektiv harmonische Kontrastbildgebung, harmonische Gewebebildgebung und Flussbildgebung im B-Modus durchführen kann.

[0015] Verschiedene Aspekte und Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden in den angehängten Patentansprüchen definiert.

[0016] Das Verfahren und Gerät werden zur selektiven Durchführung von harmonischer Kontrastbildgebung, harmonischer Gewebebildgebung und Flussbildgebung im B-Modus geliefert, wobei bei den bevorzugten Ausführungsformen während der Übertragung phasenkodierte Anregung und beim Empfang selektive Firing-to-Firing-Filterung, d. h. „Slowtime“-Filterung, benutzt wird. „Slowtime“-Filterung in Kombination mit Übertragungsphasen, die sich über den Satz von Sendungen hinweg verändern, resultiert in unterschiedlichen effektiven „Slowtime“-Filtern, die den verschiedenen Modi innerhalb des reflektierten Signals entsprechen. Die Übertragungsphasen und die „Slowtime“-Filtergewichtungen sind so beschaffen, dass sie die gewünschten Modi selektiv verbessern, während sie andere unterdrücken. Insbesondere wird eine Sequenz von Breitbandimpulsen mit unterschiedlichen Phasen (und möglicherweise unterschiedlichen Amplituden) zu einer Übertragungsbrennpunktposition über mehrere Sendungen hinweg übertragen, und der Satz von empfangenen strahlengeformten Signalen wird mit einem Satz von (möglicherweise komplexen) skalaren Gewichtungen multipliziert, bevor dieser Satz von gewichteten strahlengeformten Signalen zur nachfolgenden Verarbeitung summiert wird, um eine Bildabtastlinie zu bilden. Ein vollständiges Bild wird erzeugt, indem diese Prozedur für mehrere Übertragungsbrennpunktpositionen in der Region von Interesse wiederholt wird.

[0017] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird der „Slowtime“-Filter als finiter Impulsantwortsignalfilter (FIR) ausgeführt, der einen ersten Satz von Filterkoeffizienten für die Filterung des Empfangssignals, der als Resultat einer ersten phasenkodierten Sendung erzeugt wurde, sowie einen zweiten Satz von Filterkoeffizienten zur Filterung des Empfangssignals empfängt, der als Resultat einer zweiten phasenkodierten Übertragungszündung erzeugt wurde. Der erste Satz von Filterkoeffizienten wird gebildet, indem jede aus einem festgelegten Satz von Filterkoeffizienten mit einer ersten skalaren Gewichtung multipliziert wird; und der zweite Satz von Filterkoeffizienten wird gebildet, indem jede aus einem festgelegten Satz von Filterkoeffizienten mit einer zweiten skalaren Gewichtung multipliziert wird. Die Übertragungsphasen und die skalaren „Slowtime“-Gewichtungen sind als Funktion von drei verschiedenen Anwendungen programmierbar, nämlich der harmonischen Kontrastbildgebung, der harmonischen Gewebebildgebung und Flussbildgebung im B-Modus.

[0018] Bei der harmonischen Kontrastbildgebung möchte der Sonograph Grund-Signale oder zweite harmonische Signale vom Kontrastfluss mit unterdrückten Hintergrundgewebesignalen und wenig Motionflash-Artefakten sehen. Dies kann auf folgende Weisen erzielt werden:

(1) durch Hochpassfilterung des zweiten harmonischen Signals und Unterdrückung eines wesentlichen Anteils des Grund-Signals, was in einer guten Unterdrückung der Hintergrundgewebesignale resultiert; (2) durch Hochpassfilterung des Grund-Signals und des zweiten harmonischen Signals, was in guter Hintergrundunterdrückung, aber in stärkeren Motionflash-Artefakten resultiert; oder (3) durch Hochpassfilterung oder Unterdrückung des Grund-Signals und Allpassfilterung des zweiten harmonischen Signals, was in mehr Gewebenhintergrund (von dem zweiten harmonischen Signal) resultiert, aber harmonische Signale selbst der sich am langsamsten bewegendenden Kontrastmittel anzeigt.

[0019] Bei der harmonischen Gewebebildgebung besteht das Ziel darin, harmonische Signale (insbesondere das erste harmonische Signal) zu erkennen, die durch nichtlineare Ausbreitung generiert werden. Dies wird erreicht, indem ein wesentlicher Anteil des Grund-Signals unterdrückt und ein wesentlicher Anteil des zweiten harmonischen Signals hindurchgelassen wird.

[0020] Schließlich besteht das Ziel bei der Flussbildgebung im B-Modus in der Visualisierung der fundamentalen Signale vom Blutfluss (ohne Kontrastmittel) mit minimalen Motionflash-Artefakten. Dies wird durch Hochpassfilterung des Grund-Signals und Allpassfilterung des zweiten harmonischen Signals erreicht, wodurch Flash-Atefakte ausgeglichen werden.

[0021] Die „Slowtime“-Filterung sollte vorzugsweise durch einen FIR-Filter mit einem B-Modus-Bild-Durchgang erfolgen. Die „Slowtime“- oder Firing-to-Firing-Filterung ermöglicht einen längeren FIR-Filter zur besseren Störeocho-Unterdrückung, während er gleichzeitig die Sperrfrequenz auf einen nützlichen Bereich erhöht.

[0022] In Folgenden werden Ausführungsformen der Erfindung unter Heranziehung von Beispielen und unter Verweis auf die dazugehörigen Zeichnungen beschrieben, für welche gilt:

[0023] [Fig. 1](#) ist ein Blockdiagramm eines konventionellen Ultraschallbildgebungssystems.

[0024] [Fig. 2](#) ist ein Blockdiagramm von Abschnitten eines Ultraschallbildgebungssystems gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung.

[0025] [Fig. 3](#) ist ein Flussdiagramm, das die „Slowtime“-Filterung mit B-Modus-Durchgang gemäß einer anderen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung zeigt.

[0026] [Fig. 4–Fig. 11](#) sind Graphen, die das Filterantwortsignal (als eine Funktion der normalisierten Slowtime-Frequenz) in Reaktion auf den Grund-Modus (durchgehende Linien), das zweite harmonische Signal (gestrichelte Linien) und das zweite harmonische Signal (gepunktete Linien) zeigen. Die Übertragungsphasen und die „Slowtime“-Filtergewichtungen lauten wie folgt: [Fig. 4](#)) $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und $[0,4, 1, 1, 0,4]$; [Fig. 5](#)) $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und $[0,4, 1, 1, 0,4]$ (mit „Slowtime“-Filterphasen $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 0^\circ]$; [Fig. 6](#)) $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und $[0,4, 1, -1, -0,4]$; [Fig. 7](#)) $[0^\circ, 180^\circ]$ und $[1, 1]$; [Fig. 8](#)) $[180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und $[0,5, 1, 0,5]$; [Fig. 9](#)) $[0^\circ, 0^\circ, 180^\circ, 180^\circ]$ und $[1, 1, 1, 1]$; [Fig. 10](#)) $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und $[1, 1, 1, 1]$; [Fig. 11](#)) $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und $[1, 1, -1, -1]$.

[0027] Die vorliegende Erfindung kann in einem Ultraschallbildgebungssystem des Typs integriert werden, wie er in [Fig. 1](#) abgebildet ist. Dieses Bildgebungssystem umfasst eine Wandleranordnung **10**, die aus einer Vielzahl von separat angetriebenen Wandlerelementen **12** besteht, von denen jedes einen Burst von Ultraschallenergie erzeugt, wenn es durch eine von dem Sender **14** erzeugte gepulsten Wellenform energetisiert wird. Die Ultraschallenergie, die von dem untersuchten Objekt zur Wandleranordnung **10** zurückreflektiert wird, wird von jedem empfangenden Wandlerelement **12** in ein elektrisches Signal umgewandelt und durch einen Satz von Übertragungs-/Empfangs(Ü/E)-Schaltern **18** separat auf einen Empfänger **16** angewendet. Bei den ÜE-Schaltern **18** handelt es sich typischerweise um Dioden, welche die Empfangselektronik vor der hohen Spannung schützen, die von der Übertragungselektronik generiert wird. Das Übertragungssignal be-

wirkt, dass die Dioden das Signal zum Empfänger ganz einstellen oder begrenzen. Der Sender **14** und der Empfänger **16** werden durch die Steuerung mit einem Hauptregler **20** bedient, der auf Befehle eines menschlichen Bedieners reagiert. Eine vollständige Abtastung wird durchgeführt, indem eine Serie von Echos erfasst wird, bei denen der Sender **14** momentan auf ON geschaltet wird, um jedem Wandlerelement **12** Energie zuzuführen, und die nachfolgenden Echosignale, die von jedem Wandlerelement **12** erzeugt werden, werden an den Empfänger **16** weitergegeben. Ein Kanal kann mit dem Empfang beginnen, während ein anderer Kanal noch immer überträgt. Empfänger **16** kombiniert die einzelnen Echosignale von jedem Wandlerelement, um ein einzelnes Echosignal zu erzeugen, das verwendet wird, um eine Linie in einem Bild auf einem Displaymonitor **22** zu erzeugen.

[0028] Über die Steuerung mittels Hauptregler **20** reguliert der Sender **14** die Wandleranordnung **10** so, dass die Ultraschallenergie in Form eines ausgerichteten fokussierten Strahls übertragen wird. Um dies zu erreichen, wird eine Vielzahl von Impulsgebern **24** durch einen Übertragungsstrahlenformer **26** entsprechenden Zeitverzögerungen unterworfen. Hauptregler **20** bestimmt die Bedingungen, unter denen die akustischen Impulse übertragen werden sollen. Mit Hilfe dieser Information bestimmt der Übertragungsstrahlenformer **26** die Zeitgebung und die Amplituden jedes Übertragungsimpulses, der von den Impulsgebern **24** generiert werden soll. Die Amplituden jedes Übertragungsimpulses werden von einem Apodisierungs-Generierungsschaltkreis **36** generiert, bei dem es sich um einen Hochspannungsregler handeln kann, der die an jeden Impulsgeber ausgegebene Energieversorgungsspannung einstellt. Die Impulsgeber **24** senden wiederum die Übertragungsimpulse an jedes der Elemente **12** der Wandleranordnung **10**, und zwar über die ÜE-Schalter **18**, welche die Timegain-Control(TGC)-Verstärker **28** vor den hohen Spannungen schützen, die innerhalb der Wandleranordnung vorhanden sein können. Durch eine auf eine konventionelle Weise durchgeführte geeignete Anpassung der Übertragungsbrennpunktzeitverzögerungen und auch eine Anpassung der Apodisierungsgewichtungen kann ein Ultraschallstrahl ausgerichtet und fokussiert werden, so dass ein Übertragungsstrahl entsteht.

[0029] Die Echosignale, die von jedem Ultraschallenergie-Burst erzeugt werden, werden von Objekten reflektiert, die sich in benachbarten Bereichen entlang jedes Übertragungsstrahls befinden. Die Echosignale werden von jedem Wandlerelement **12** separat erkannt, und eine Abfragung der Größe des Echosignals zu einem bestimmten Zeitpunkt gibt die Stärke der Reflexion an, die in einem bestimmten Bereich auftritt. Aufgrund der Unterschiede in den Ausbreitungswegen zwischen dem Reflexionspunkt und je-

dem Wandlerelement **12** werden die Echosignale nicht gleichzeitig erfasst, und deren Amplituden werden nicht gleich sein. Empfänger **16** verstärkt die einzelnen Echosignale über einen entsprechenden TGC-Verstärker **28** in jedem Empfangskanal. Die verstärkten Echosignale werden dann in einen Empfangsstrahlenformer **30** eingespeist. Jeder Empfangskanal des Empfangsstrahlenformers ist durch einen entsprechenden TGC-Verstärker **28** mit einem entsprechenden Wandlerelement **12** verbunden.

[0030] Über die Steuerung mittels Hauptregler **20** verfolgt der Empfangsstrahlenformer **30** die Richtung des übertragenen Strahls nach, wobei er die Echosignale in einer Folge von Bereichen entlang jedes Strahls abtastet. Der Empfangsstrahlenformer **30** unterzieht jedes verstärkte Echosignal einer geeigneten Zeitverzögerung, liefert eine dynamische Apodisierung beim Empfang und summiert die verzögerten und apodisierten Echosignale, um ein summiertes Echosignal zu liefern, das eine genaue Angabe der Gesamtultraschallenergie darstellt, die von einem Punkt reflektiert wird, der sich in einem bestimmten Bereich entlang des Ultraschallstrahls befindet. Die Empfangsfokuszeitverzögerungen werden unter Verwendung von spezialisierter Hardware in Echtzeit berechnet oder werden aus einer Referenztabelle abgelesen. Die Empfangskanäle sind auch mit Schaltkreisen zur Filterung der empfangenen Impulse ausgestattet. Die zeitverzögerten Empfangssignale werden dann summiert und an einen Signalprozessor **32** geliefert. Der Signalprozessor **32** wandelt die summierten Empfangssignale in Displaydaten um. Im B-Modus (Grauskala) ist dies die Hüllkurve des Signals mit etwas zusätzlicher Verarbeitung, wie z. B. Kantenverstärkung und logarithmische Kompression. Ein Scanwandler **34** empfängt die Displaydaten vom Signalprozessor **32** und wandelt die Daten zur Anzeige in das gewünschte Bild um. Genauer gesagt wandelt der Scanwandler **34** die akustischen Bilddaten von dem polaren Koordinaten(R- θ)-Sektorformat oder der kartesischen Koordinaten-Linearanordnung mit einer Videorate in geeignet skalierte kartesische Koordinaten-Displaypixeln um. Diese scan-umgewandelten akustischen Daten werden dann zur Anzeige an den Displaymonitor **22** geliefert, der die zeitvariieren Amplituden der Signalhüllkurve in Form einer Grauskala abbildet.

[0031] [Fig. 2](#) zeigt Abschnitte eines Ultraschallbildgebungssystems gemäß der vorliegenden Erfindung. In diesem System wird jedes Wandlerelement in der Übertragungsöffnung N-mal durch einen entsprechenden Multiphasen-Impulsgeber **24'** (z. B. einen bipolaren Impulsgeber) gemäß der Übertragungskodes gepulst, die in einem Übertragungssequenzspeicher **38** gespeichert sind. Beispielsweise werden die Wandlerelemente während einer ersten Sendung gemäß einem ersten Übertragungskode und während einer zweiten Sendung gemäß einem zweiten

Übertragungskode gepulst, wobei erster und zweiter Übertragungskode als Phasenkodierung (z. B. Polaritätsumkehrung) auf einen konventionellen Übertragungsimpuls angewendet werden. Die Impulsgeber **24'** steuern die Elemente **12** der Wandleranordnung **10** so, dass die erzeugte Ultraschallenergie für jede Sendung an derselben Übertragungsbrennpunktposition fokussiert wird. Um dies zu erreichen, werden die entsprechenden gepulsten Wellenformen, die gemäß den Übertragungskodes von den Impulsgebern erzeugt werden, identischen Übertragungsbrennpunktzeitverzögerungen **36** unterzogen. Durch eine geeignete Anpassung der Übertragungsbrennpunktzeitverzögerungen auf eine konventionelle Art und Weise können die Ultraschallstrahlen auf eine Vielzahl von Übertragungsbrennpunktpositionen fokussiert werden, um eine Abtastung in einer Bildebene zu bewirken.

[0032] Die Echosignale von den Wandelementen **12** werden für jede Übertragung in entsprechende Empfangskanäle **40** des Empfangsstrahlenformers eingespeist.

[0033] Über die Steuerung mittels Hauptregler **20** ([Fig. 1](#)) verfolgt der Empfangsstrahlenformer **30** die Richtung des übertragenen Strahls nach. Der Empfangsstrahlenformer unterzieht die empfangenen Echosignale geeigneten Empfangsfokus-Zeitverzögerungen **42** und summiert sie, um ein Echosignal zu liefern, das eine genaue Angabe der Gesamtultraschallenergie darstellt, die von einer bestimmten Übertragungsbrennpunktposition entlang einem Übertragungsstrahl reflektiert wird. Die zeitverzögerten Empfangssignale werden für jede der N Sendungen, die auf eine bestimmte Übertragungsbrennpunktposition fokussiert sind, in einem Empfangssummierer **44** summiert. Das summierte Empfangssignal für jede der N Sendungen wird dann aufeinander folgend an einem „Slowtime“-Filter **46** übermittelt, der alle N Sendungen filtert und dann ein gefiltertes Signal an den Signalprozessor **32** liefert. Signalprozessor **32** bildet die Hüllkurve dieses gefilterten Signals. Nach der Nachbearbeitung (zu der auch Kantenverstärkung und logarithmische Kompression gehört) und der Scanumwandlung wird auf dem Displaymonitor **22** ([Fig. 1](#)) eine Abtastlinie angezeigt. Dieser Vorgang wird wiederholt, so dass eine entsprechende Abtastlinie für jede Übertragungsbrennpunktposition (im Falle einer Übertragungsbrennpunktposition für jeden Strahlenwinkel) oder für jeden Übertragungsvektor (im Falle von mehreren Übertragungsbrennpunktpositionen für jeden Übertragungsvektor) angezeigt wird.

[0034] Gemäß den bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung umfasst der „Slowtime“-Filter **46** einen FIR-Filter **48**, der einen Eingang aufweist, der mit dem Ausgang des Empfangssummierers **44** verbunden ist, und einen Vektorsummierer **50** aufweist,

der einen Eingang hat, der mit dem FIR-Filter **48** und einem Ausgang verbunden ist, welcher mit dem Signalprozessor **32** in Verbindung steht. Der FIR-Filter weist M-Filteranschlüsse zum Empfang eines entsprechenden Satzes von M-Filterkoeffizienten für jede Sendung auf. Die Filterkoeffizienten für die n-te Sendung sind $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$, wobei a_n die skalare Gewichtung für die n-te Sendung, $n = 0, 1, \dots, N-1$, und $c_0, c_1, \dots, c_{M-1}$ ein Satz von Filterkoeffizienten ist, die so ausgewählt sind, dass der FIR-Filter **48** ein gewünschtes Frequenzband im Empfangssignal hindurchlässt. Die skalaren Gewichtungen $a_0, a_1, \dots, a_{N-1}$ bewirken, dass der „Slowtime“-Filter die einer Bandpassfilterung unterzogenen Signale als eine Funktion des harmonischen Modus und der Streuungsgeschwindigkeiten passieren lässt oder abschwächt. Die Filterkoeffizienten $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ werden für jede Sendung mit Hilfe des Hauptreglers aus einem Filterkoeffizientenspeicher **52** an den Filter übermittelt. Beispielsweise wird für die erste Sendung ein Satz von Filterkoeffizienten $a_0 c_0, a_0 c_1, \dots, a_0 c_{M-1}$ an den FIR-Filter geliefert; für die zweite Sendung wird der Satz von Filterkoeffizienten $a_1 c_0, a_1 c_1, \dots, a_1 c_{M-1}$ an den FIR-Filter geliefert usw. Die Filterkoeffizienten lassen sich je nach der diagnostischen Anwendung programmieren. Unterschiedliche Sätze von Filterkoeffizienten können in Referenztabelle im Hauptreglerdatenspeicher gespeichert werden, und der gewünschte Satz von Koeffizienten kann von einem Systembediener ausgewählt werden. Für Anwendungen, bei denen die Anzahl von Sendungen $N = 2$ beträgt, werden einer oder mehrere Sätze von Filterkoeffizienten in einem Datenspeicher gespeichert, wobei ein Satz von Filterkoeffizienten vor der ersten Sendung an den FIR-Filter übertragen wird und ein anderer Satz von Filterkoeffizienten nach der ersten Sendung und vor der zweiten Sendung an den FIR-Filter übertragen wird (wenn dieselbe skalare Gewichtung auf zwei Sendungen zutrifft, kann für beide Sendungen derselbe Filterkoeffizientensatz verwendet werden). Ebenso werden für Anwendungen, bei denen die Anzahl von Sendungen $N > 2$ beträgt, zwei oder mehr Sätze von Filterkoeffizienten in einem Datenspeicher gespeichert. Die nachfolgenden FIR-Filterausgangssignale für N Sendungen werden in einem Vektorsummierer **50** akkumuliert. Das Ausgangssignal des Vektorsummierers wird dann einer konventionellen B-Modus-Verarbeitung unterzogen, gefolgt von einer Scanumwandlung und Anzeige.

[0035] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird Firing-to-Firing (d. h. „Slowtime“-)Filterung mit der Übertragungsphasenkodierung kombiniert, um ein verbessertes Ultraschallbild zu erzeugen. Der „Slowtime“-Filter reagiert unterschiedlich auf die verschiedenen Modi (Grund-Signal, zweites subharmonisches Signal, zweites harmonisches Signal, drittes harmonisches Signal usw.) des reflektierten Signals, weil die Übertragungsphasen sich über den Satz von Sendungen hinweg ver-

ändern. Dadurch wird es ermöglicht, die Übertragungsphasen und „Slowtime“-Filter so einzurichten, dass gewünschte Modi selektiv verbessert werden, während andere unterdrückt werden. Genauer gesagt ist es so, dass wenn das übertragene Signal durch den Phasenterm $\exp[j\theta_i]$ ausgedrückt wird, wobei $i = 0, 1, \dots, N-1$ gilt, das k -te (sub)harmonische Signal einen Phasenterm $\exp[jk^{(-1)}\theta_i]$, $i = 0, 1, \dots, N-1$ hat. So ist, wenn die „Slowtime“-Filterkoeffizienten a_i , $i = 0, 1, \dots, N-1$ sind, der effektive „Slowtime“-Filter für das k -te (sub)harmonische Signal $a_i \exp[jk^{(-1)}\theta_i]$, $i = 0, 1, \dots, N-1$, wobei es eine Übertragungsfunktion hat, die von dem spezifischen Modus k abhängt.

[0036] Das System der vorliegenden Erfindung hat drei verschiedene Anwendungsgebiete: die harmonische Kontrastbildgebung, die harmonische Gewebebildgebung und B-Flussbildgebung. Die Übertragungsphasen und „Slowtime“-Filtergewichtungen können für jede Anwendung ausgewählt werden, um eine gewünschte Filterung des Grund-Signals und des (sub)harmonischen Signals zu erreichen. Die „Slowtime“-Filterantwortsignale für verschiedene bevorzugte Ausführungsformen werden in [Fig. 4–Fig. 11](#) gezeigt. Das „Slowtime“-Filterantwortsignal auf den Grund-Modus wird mit durchgehenden Linien, auf das zweite harmonische Signal mit gestrichelten Linien und auf das zweite subharmonische Signal mit gepunkteten Linien angezeigt. Die horizontale Achse entspricht einer normalisierten „Slowtime“-Frequenz, während die vertikale Achse die Größe des „Slowtime“-Filterausgangs darstellt. Der erwartete Bereich von normalisierten Betriebsfrequenzen bewegt sich im Bereich von $\pm 0,2$.

[0037] Bei der harmonischen Kontrastbildgebung werden aus gasgefüllten Mikrobubbles bestehende Kontrastmittel ins Blut injiziert, um als Marker zur Abbildung des Blutflusses zu dienen. Hier will man Grund-Signale oder zweite harmonische Signale vom Kontrastfluss mit unterdrückten Hintergrundgewebesignalen und wenig Motionflash-Artefakten erkennen. Die Breitbandimpulse, die in einer Sequenz zu einer bestimmten Übertragungsbrennpunktposition übertragen werden, sind phasenkodiert. Genauer gesagt werden N Impulse, die an einer Frequenz von f_0 zentriert sind, an jede Übertragungsbrennpunktposition übertragen. Beim Empfang extrahiert ein „Slowtime“-Filter das (sub)harmonische Flusssignal für alle N Übertragungen. Genauer gesagt wird ein Satz von „Slowtime“-Filtergewichtungen $a_0, a_1, \dots, a_{M-1}$ ausgewählt, so dass der M -Eingangs-„Slowtime“-FIR-Filter 48 im Wesentlichen alle gewünschten harmonischen oder subharmonischen Frequenzen der Signale durchlässt, die von Medien reflektiert werden, die sich mit bestimmten Geschwindigkeiten bewegen, während Signale bei Grund-Frequenzen im Wesentlichen unterdrückt werden. Wenn die übertragene Zentralfrequenz bei f_0 liegt, dann generieren die Gewebe/Kontrast-Nichtlinearitäten harmonische

Signale bei kf_0 , wobei k eine Ganzzahl ist, die größer oder gleich 2 ist. Außerdem können subharmonische Signale bei Frequenzen f_0/k durch Kontrastbläschen-destruktion generiert werden.

[0038] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird harmonische Kontrastbildgebung erreicht, indem das zweite harmonische Signal hochpassgefiltert und das Grund-Signal vollständig unterdrückt wird, was in einer guten Unterdrückung von Hintergrundgewebesignalen resultiert, wie aus [Fig. 6](#) ersichtlich ist. Das Antwortsignal, das in [Fig. 6](#) gezeigt wird, wurde unter Anwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und Filtergewichtungen $[0,4, 1, -1, -0,4]$ erfasst. In [Fig. 6](#) wird der Fall gezeigt, bei dem zusätzlich zur Unterdrückung des Grund-Signals stationäre Komponenten des (sub)harmonischen Signals im Wesentlichen durch einen Kerbfilter blockiert werden. Diese bevorzugte Ausführungsform ist für die nichtlineare Bildgebung von nichtstationären Fließregionen nützlich, und insbesondere für die Bildgebung von in den Blutstrom injizierten Kontrastmitteln.

[0039] In einer anderen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird harmonische Kontrastbildgebung durch die Hochpassfilterung sowohl des Grund-Signals als auch des zweiten harmonischen Signals erzielt, was in einer besseren Fließempfindlichkeit, aber größeren Motionflash-Artefakten resultiert, wie in [Fig. 11](#) zu erkennen ist. Das in [Fig. 11](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[1, 1, -1, -1]$ erfasst.

[0040] In anderen bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung wird harmonische Kontrastbildgebung durch die Hochpassfilterung oder Unterdrückung des Grund-Signals und die Allpassfilterung des zweiten harmonischen Signals erreicht, was in mehr Gewebehintergrund (vom zweiten harmonischen Signal) resultiert, wobei aber selbst harmonische Signale der sich am langsamsten bewegenden Kontrastmitteln abgebildet werden. Beispiele für diesen Modus werden in [Fig. 4](#), [Fig. 5](#) und [Fig. 7–Fig. 10](#) gezeigt.

[0041] Das in [Fig. 4](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[0,4, 1, 1, 0,4]$ erfasst; das in [Fig. 5](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[0,4, 1, 1, 0,4]$ sowie Filterphasen $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 0^\circ]$ erfasst; das in [Fig. 7](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[1, 1]$ erfasst; das in [Fig. 8](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[0,5, 1, 0,5]$ erfasst; das in [Fig. 9](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertra-

gungsphasen $[0^\circ, 0^\circ, 180^\circ, 180^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[1, 1, 1, 1]$ erfasst; und das in [Fig. 10](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung der Übertragungsphasen $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und der Filtergewichtungen $[1, 1, 1, 1]$ erfasst. Das in [Fig. 5](#) gezeigte Antwortsignal wurde unter Verwendung eines komplexen Filters erfasst.

[0042] Bei der harmonischen Gewebebildung besteht das Ziel darin, harmonische Signale (insbesondere das zweite harmonische Signal) zu erkennen, die durch nichtlineare Ausbreitung von Gewebe generiert werden. In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird dies durch die vollständige Unterdrückung des Grund-Signals und das vollständige Durchlassen des zweiten harmonischen Signals erreicht. Zu diesem Zweck können die Übertragungsphasenkodes und „Slowtime“-Filtergewichtungen verwendet werden, die von [Fig. 4](#), [Fig. 5](#), [Fig. 8](#) und [Fig. 10](#) dargestellt werden. Die Übertragungsphasenkodes und „Slowtime“-Filtergewichtungen, welche das in [Fig. 7](#) gezeigte Antwortsignal erzeugen, können ebenfalls verwendet werden, wobei allerdings Flashmotion-Artefakte in größerem Maße auftreten.

[0043] Schließlich besteht das Ziel bei der Flussbildung im B-Modus darin, Grund-Signale vom Blutfluss (ohne Kontrastmittel) mit minimalen Flashmotion-Artefakten zu visualisieren. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird dies durch die Hochpassfilterung des Grund-Signals und Allpassfilterung des zweiten harmonischen Signals erreicht. Indem das zweite harmonische Signal hindurchgelassen wird, werden die Flash-Artefakte abgeschwächt. Zu diesem Zwecke können die in [Fig. 7](#) oder [Fig. 9](#) dargestellten Übertragungsphasenkodes und „Slowtime“-Filterungsgewichtungen verwendet werden.

[0044] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird das Flussbild im B-Modus über ein konventionelles B-Modus-Bild gelegt. Dadurch wird es dem Diagnostiker ermöglicht, den Blutfluss während der medizinischen Diagnose in Relation zu bekannten anatomischen Referenzpunkten zu beobachten. Dieser B-Modus-Durchgang wird erreicht, indem eine der „Slowtime“-Filtergewichtungen gestört (gezielt verändert) wird. Beispielsweise kann die Gewichtung a_0 für die erste Sendung (oder für eine beliebige andere Sendung) durch einen Wert α gestört werden, wie in [Fig. 3](#) gezeigt. Dieser B-Modus-Durchgang macht es möglich, das Flussbild zur Anzeige über ein konventionelles B-Modus-Bild zu legen. Alternativ kann das Flussbild zur Anzeige farblich gekennzeichnet über ein konventionelles B-Modus-Bild gelegt werden.

[0045] Das Zeitintervall zwischen jedem der N Übertragungen pro Brennpunktposition kann durch den

Benutzer gesteuert werden, um die „Slowtime“-Filter-Sperrfrequenz zu bestimmen. Ein längeres Intervall zwischen jeder der N Übertragungen zu einer bestimmten Brennpunktposition resultiert in einer niedrigeren Sperrfrequenz mit einer höheren Empfindlichkeit auf Fließbewegungen mit niedriger Geschwindigkeit.

Patentansprüche

1. System zur Abbildung von Ultraschallstreuungen, umfassend:
eine Ultraschall-Wandleranordnung (10), die mehrere Wandlerelemente (12) aufweist;
Impulsgebermittel (24), die mit der Wandleranordnung verbunden sind, so dass sie ausgewählte Wandlerelemente (12), die eine Übertragungsöffnung bilden, während der ersten Sendung mit einem ersten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion eines ersten Übertragungsphasenkodes und während der zweiten Sendung mit einem zweiten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion eines zweiten Übertragungsphasenkodes pulsen;
Übertragungs-Strahlformungsmittel (26), die mit den Impulsgebermitteln (24) verbunden sind, so dass sie jeweils während der ersten und zweiten Sendung einen ersten und zweiten Strahl bilden, wobei erster und zweiter Strahl im Wesentlichen auf dieselbe Übertragungsbrennpunktposition fokussiert werden;
Empfangs-Strahlformungsmittel (30), die mit der Wandleranordnung (10) verbunden sind, so dass sie nach der ersten Sendung ein erstes strahlensummiertes Empfangssignal aus einem ersten Satz von Empfangssignalen von anderen ausgewählten Wandlerelementen bilden, welche eine Empfangsöffnung darstellen, und infolge der zweiten Sendung ein zweites strahlensummiertes Empfangssignal aus einem zweiten Satz von Empfangssignalen von anderen ausgewählten Wandlerelementen bilden, welche die Empfangsöffnung darstellen;
Filterungsmittel (48, 52) einschließlich eines Filters (48), das einen Signaleingang aufweist, der mit dem Ausgang der Empfangs-Strahlformungsmittel verbunden ist; und Filterungsmittel zur Bildung eines ersten gefilterten Signals durch Anwendung eines ersten Firing-to-Firing, d. h. einer skalaren „Slowtime“-Filtergewichtung a_0 , auf das erste strahlensummierte Empfangssignal und zur Bildung eines zweiten gefilterten Signals durch Anwendung einer zweiten skalaren „Slowtime“-Filterungsgewichtung a_1 auf das zweite strahlensummierte Empfangssignal;
Mittel (20) zur Lieferung eines ersten und zweiten Satzes von Filterkoeffizienten an die Filterungsmittel, einen Vektorsummierer (50), der mit den Filterungsmitteln verbunden ist, so dass mindestens das erste und zweite gefilterte Signal summiert werden, so dass ein gefiltertes „Slowtime“-Signal entsteht;
Mittel zur Verarbeitung (32) des gefilterten „Slowtime“-Signals, so dass ein Bildsignal entsteht; und
Mittel zum Anzeigen eines Bildes (22), das eine

Funktion des Bildsignals darstellt,

dadurch gekennzeichnet, dass:

der erste Satz von Filterkoeffizienten durch die Multiplikation eines zuvor bestimmten Satzes von Koeffizienten mit einer ersten skalaren „Slowtime“-Filterungsgewichtung a_0 abgeleitet wird und der zweite Satz von Filterkoeffizienten durch die Multiplikation des zuvor bestimmten Koeffizientensatzes mit der zweiten skalaren „Slowtime“-Filterungsgewichtung a_1 abgeleitet wird; und

das Filter (48) eine Mehrzahl von Filterabnehmern, die so gekoppelt sind, dass sie von den Mitteln zur Lieferung des ersten und zweiten Filterkoeffizientensatzes den ersten und zweiten Satz von Filterkoeffizienten empfangen, sowie einen Ausgang zur Lieferung des ersten gefilterten Signals in Abhängigkeit vom ersten strahlensummierten Empfangssignal und vom ersten Satz von Filterkoeffizienten sowie zur Lieferung des zweiten gefilterten Signals in Abhängigkeit vom zweiten strahlensummierten Empfangssignal und vom zweiten Satz von Filterkoeffizienten aufweist;

wobei das System so eingerichtet ist, dass es wahlweise die drei Betriebsarten harmonische Kontrastbildung, harmonische Gewebekonstruktion und Flussbildung im B-Modus unter Anwendung der phasenkodierten Übertragungsimpulse und die Filterung unter Verwendung der selektiven skalaren „Slowtime“-Filterungsgewichtung durchführen kann; wobei das System ferner so eingerichtet ist, dass die Übertragungsphasenkodes und die skalaren „Slowtime“-Filterungsgewichtungen als eine Funktion der drei verschiedenen Anwendungen programmierbar sind.

2. System gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass gilt: $a_0 = a_1$.

3. System gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Impulsgebermittel (24) so eingerichtet sind, dass sie die ausgewählten Wandlerelemente (12), die die Übertragungsöffnung bilden, während einer dritten Sendung mit einem dritten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion eines dritten Übertragungsphasenkodes pulsen; wobei die Übertragungs-Strahlformungsmittel (26) so eingerichtet sind, dass sie während der dritten Sendung einen dritten Strahl bilden; wobei der dritte Strahl auf die Übertragungsbrennpunktposition fokussiert ist; wobei die Empfangs-Strahlformungsmittel (30) so eingerichtet sind, dass sie aus einem dritten Satz von Empfangssignalen von den ausgewählten Wandlerelementen, die die Empfangsöffnung darstellen, nach der dritten Sendung ein drittes strahlensummiertes Empfangssignal bilden; wobei die Filterungsmittel (48, 52) so eingerichtet sind, dass sie ein drittes gefiltertes Signal bilden, indem eine dritte „Slowtime“-Filterungsgewichtung auf das dritte strahlensummierte Empfangssignal angewendet wird; und der Vektorsummierer so eingerichtet ist, dass er mindestens

das erste, zweite und dritte gefilterte Signal summiert, so dass ein gefiltertes „Slowtime“-Signal entsteht.

4. System gemäß Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis dritte Übertragungsphasenkode jeweils $[180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und die erste bis dritte „Slowtime“-Filterungsgewichtung jeweils $[0,5, 1, 0,5]$ beträgt.

5. System gemäß Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Impulsgebermittel (24) so eingerichtet sind, dass sie die ausgewählten Wandlerelemente (12), die die Übertragungsöffnung darstellen, während einer vierten Sendung mit einem vierten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion eines vierten Übertragungsphasenkodes pulsen; wobei die Übertragungs-Strahlformungsmittel (26) so eingerichtet sind, dass sie während der vierten Sendung einen vierten Strahl bilden, wobei der vierte Strahl auf die Übertragungsbrennpunktposition fokussiert ist; wobei die Empfangs-Strahlformungsmittel (30) so eingerichtet sind, dass sie aus einem vierten Satz von Empfangssignalen von den ausgewählten Wandlerelementen, die die Empfangsöffnung darstellen, nach der vierten Sendung ein viertes strahlensummiertes Empfangssignal bilden; wobei die Filterungsmittel (48, 52) so eingerichtet sind, dass sie ein viertes gefiltertes Signal bilden, indem auf das vierte strahlensummierte Empfangssignal eine vierte „Slowtime“-Filterungsgewichtung angewendet wird; und der Vektorsummierer so eingerichtet wird, dass er mindestens das erste bis vierte gefilterte Signal summiert, um das gefilterte „Slowtime“-Signal zu bilden.

6. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkode jeweils $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und die erste bis vierte „Slowtime“-Filterungsgewichtung jeweils $[0,4, 1, 1, 0,4]$ beträgt.

7. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkode jeweils $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$, die erste bis vierte „Slowtime“-Filterungsgewichtung jeweils $[0,4, 1, 1, 0,4]$ und die erste bis vierte Filterphase jeweils $[0^\circ, 90^\circ, 0^\circ, 0^\circ]$ beträgt, wobei die erste bis vierte Filterphase jeweils so eingerichtet ist, dass sie in Verbindung mit der ersten bis vierten „Slowtime“-Filterungsgewichtung auf die Filterungsmittel angewendet wird.

8. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkode jeweils $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und die erste bis vierte „Slowtime“-Filterungsgewichtung jeweils $[0,4, 1, -1, -0,4]$ beträgt.

9. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkode jeweils $[0^\circ, 0^\circ, 180^\circ, 180^\circ]$ und die erste bis

vierte „Slowtime“-Filtergewichtung jeweils [1, 1, 1, 1] beträgt.

10. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte jeweils $[0^\circ, 180^\circ, 180^\circ, 0^\circ]$ und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung jeweils [1, 1, 1, 1] beträgt.

11. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte jeweils $[0^\circ, 180^\circ, 0^\circ, 180^\circ]$ und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung jeweils [1, 1, -1, -1] beträgt.

12. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung so gewählt werden, dass die Filterungsmittel (48, 52) ein zweites harmonisches Signal hochpassfiltern und ein Grund-Signal im Wesentlichen unterdrücken können.

13. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung so gewählt werden, dass die Filterungsmittel (48, 52) ein Grund-Signal und ein zweites harmonisches Signal hochpassfiltern können.

14. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung so gewählt werden, dass die Filterungsmittel (48, 52) ein zweites harmonisches Signal allpassfiltern und ein Grund-Signal im Wesentlichen unterdrücken können.

15. System gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der erste bis vierte Übertragungsphasenkodewerte und die erste bis vierte „Slowtime“-Filtergewichtung so gewählt werden, dass die Filterungsmittel (48, 52) ein zweites harmonisches Signal allpassfiltern und ein Grund-Signal hochpassfiltern können.

16. Verfahren zur Abbildung von Ultraschallstreuung, bei dem das System gemäß Anspruch 1 zur Ausführung der folgenden Schritte eingesetzt wird:
Auswahl eines ersten Übertragungsphasenkodes und einer ersten „Slowtime“-Filtergewichtung für eine erste Sendung, und eines zweiten Übertragungsphasenkodes und einer zweiten „Slowtime“-Filtergewichtung für eine zweite Sendung,
Anregung eines ersten Satzes von Wandlerelementen (12), die eine Übertragungsöffnung in einer Wandleranordnung (10) bilden, mit einem ersten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion des ersten Übertragungsphasenkodes während der ersten Sendung, wobei der erste Übertragungsstrahl auf eine Übertragungsbrennpunktposition fokussiert

ist;

Empfang eines ersten Satzes von Echosignalen von einem zweiten Satz von Wandlerelementen (12), die eine Empfangsöffnung in der Wandleranordnung (10) bilden, nach der ersten Sendung;

Bildung eines ersten strahlensummierten Empfangssignals aus dem ersten Satz von Echosignalen;

Bildung eines ersten gefilterten Signals durch die Anwendung einer ersten „Slowtime“-Filtergewichtung a_0 auf das erste strahlensummierte Empfangssignal;
Anregung des ersten Satzes von Wandlerelementen (12) mit einem zweiten phasenkodierten Übertragungsimpuls als Funktion des zweiten Übertragungsphasenkodes während der zweiten Sendung, wobei der zweite Übertragungsstrahl auf eine Übertragungsbrennpunktposition fokussiert ist;

Empfang eines zweiten Satzes von Echosignalen von einem zweiten Satz von Wandlerelementen (12) nach der zweiten Sendung;

Bildung eines zweiten strahlensummierten Empfangssignals aus dem zweiten Satz von Echosignalen;

Bildung eines zweiten gefilterten Signals durch die Anwendung einer zweiten „Slowtime“-Filtergewichtung a_1 auf das zweite strahlensummierte Empfangssignal;

Summierung mindestens des ersten und zweiten gefilterten Signals, so dass ein gefiltertes „Slowtime“-Signal entsteht;

Verarbeitung des gefilterten „Slowtime“-Signals, so dass ein Bildsignal entsteht; und

Anzeigen eines Bildes, das eine Funktion dieses Bildsignals darstellt,

dadurch gekennzeichnet, dass:

das erste gefilterte Signal eine Funktion des ersten strahlensummierten Empfangssignals und eines ersten Satzes von Filterkoeffizienten ist, die durch die Multiplikation eines zuvor bestimmten Satzes von Koeffizienten mit der ersten „Slowtime“-Filtergewichtung a_0 abgeleitet wurden, und das zweite gefilterte Signal eine Funktion des zweiten strahlensummierten Empfangssignals und eines zweiten Satzes von Filterkoeffizienten ist, welche durch die Multiplikation des zuvor bestimmten Satzes von Koeffizienten mit einer zweiten „Slowtime“-Filtergewichtung a_1 abgeleitet wurden;

wobei dieses Verfahren ferner gekennzeichnet ist durch

die wahlweise Durchführung der drei Betriebsarten harmonische Kontrastbildgebung, harmonische Gewebekonstruktion und Flussbildgebung im B-Modus unter Anwendung des phasenkodierten Übertragungsimpulses und der Filterung unter Anwendung der selektiven skalaren „Slowtime“-Filtergewichtungen;

wobei das System so eingerichtet ist, dass die Übertragungsphasenkodes und die skalaren „Slowtime“-Filtergewichtungen als Funktion der drei verschiedenen Betriebsarten programmierbar sind.

17. Verfahren gemäß Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass gilt: $a_0 = a_1$.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

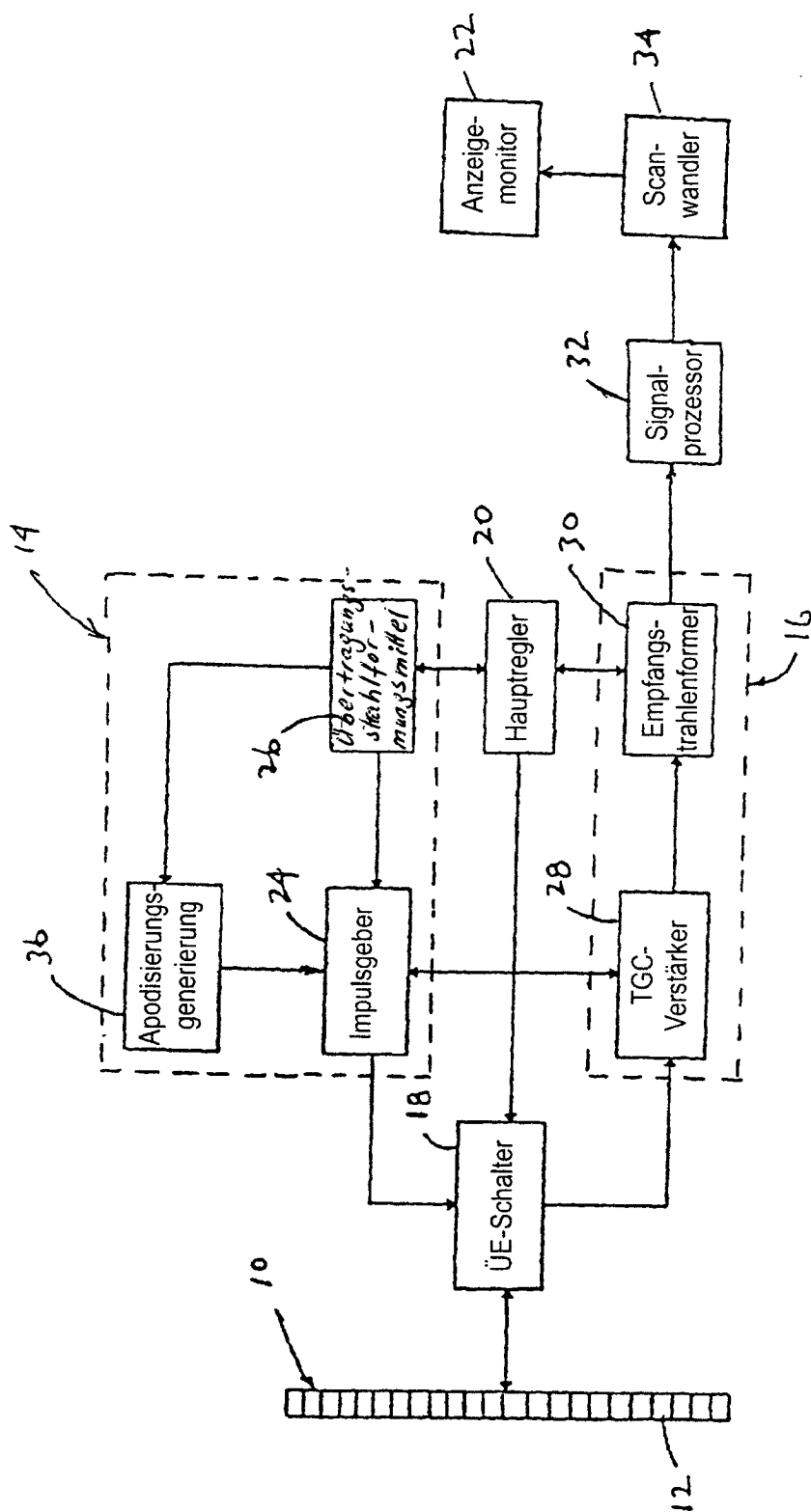


Fig. 1

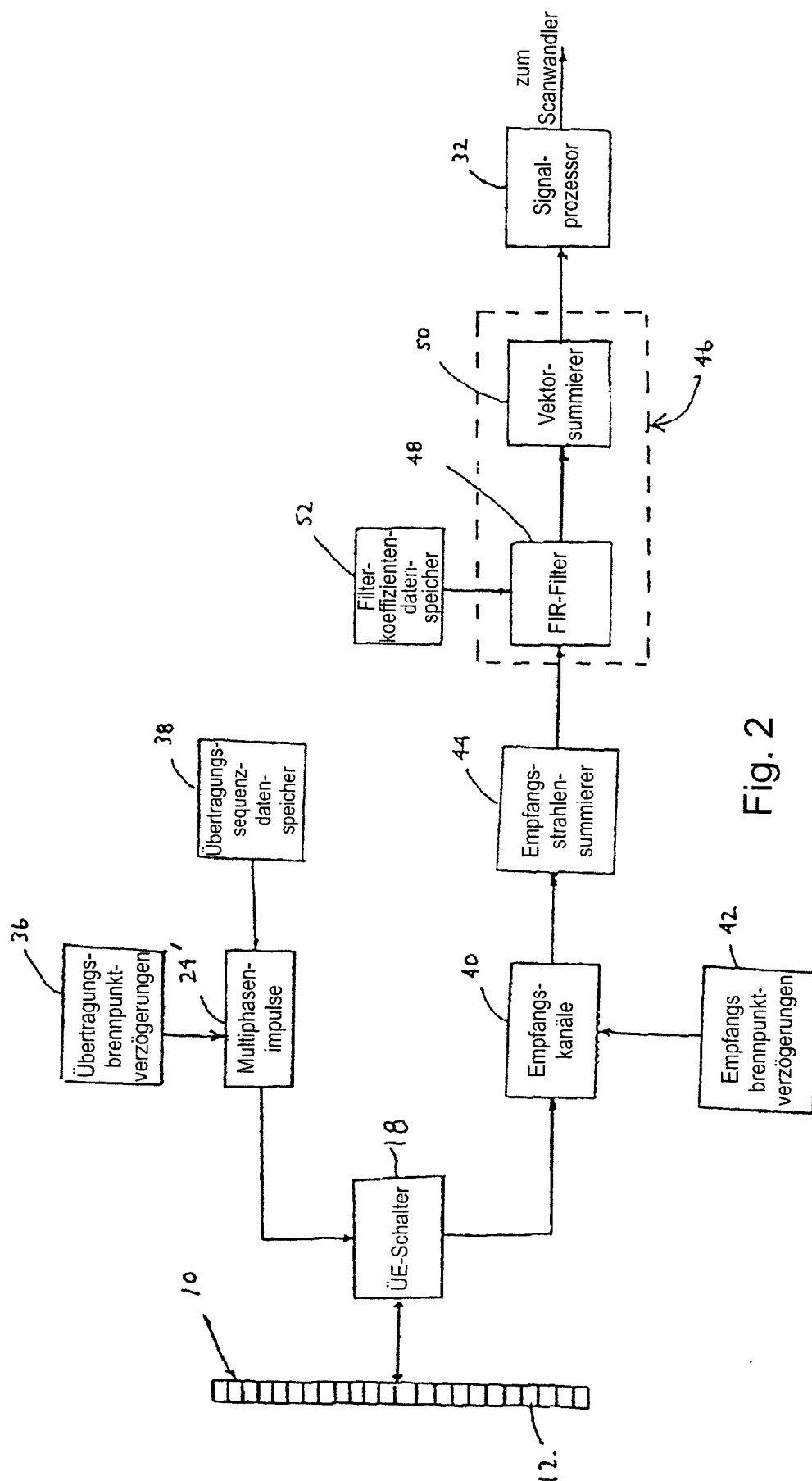


Fig. 2

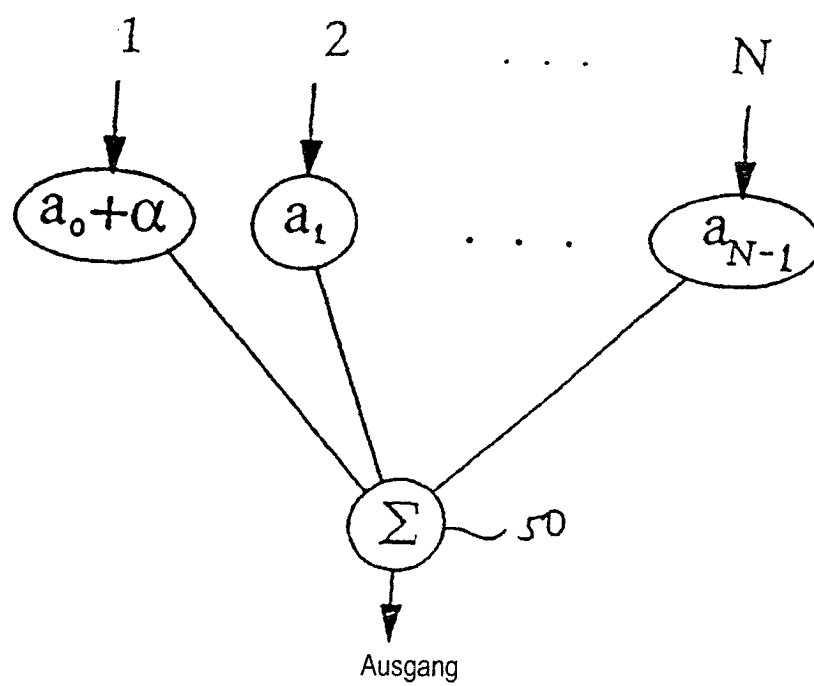


Fig. 3

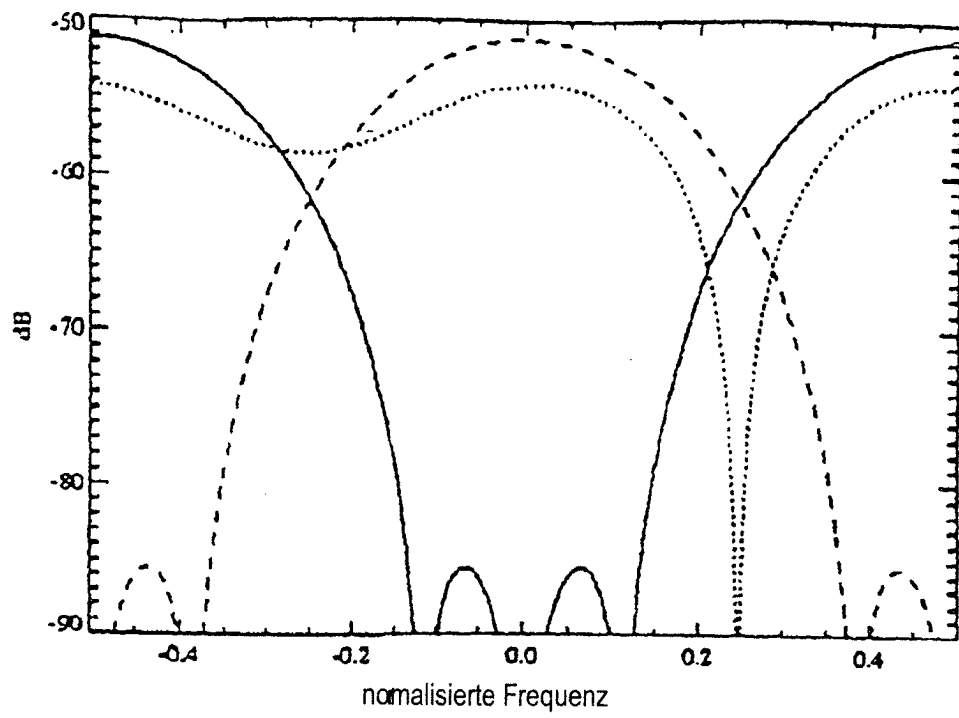


Fig. 4

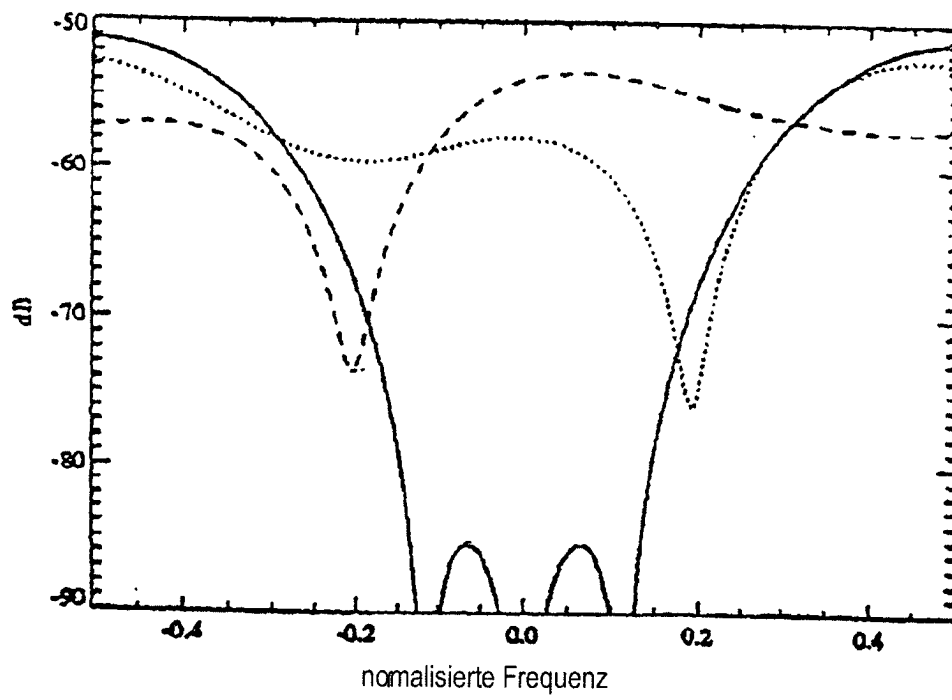


Fig. 5

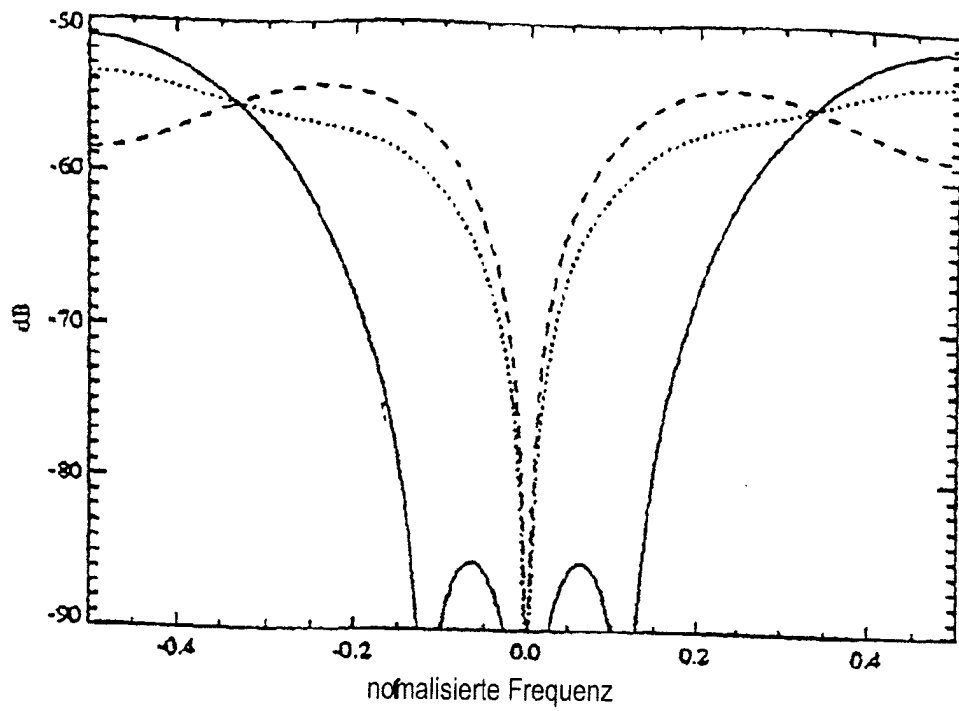


Fig. 6

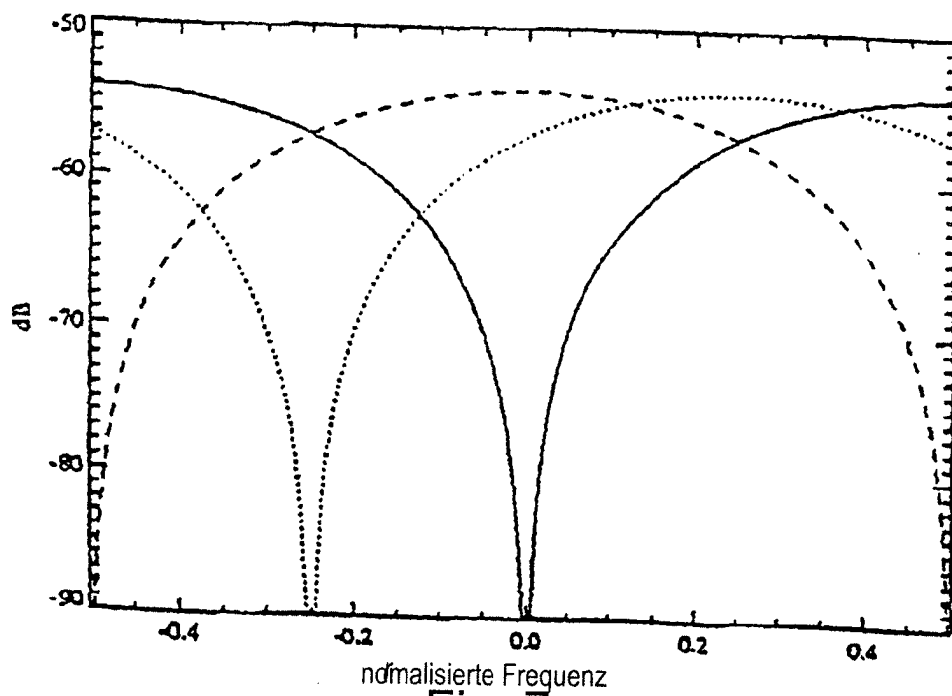


Fig. 7

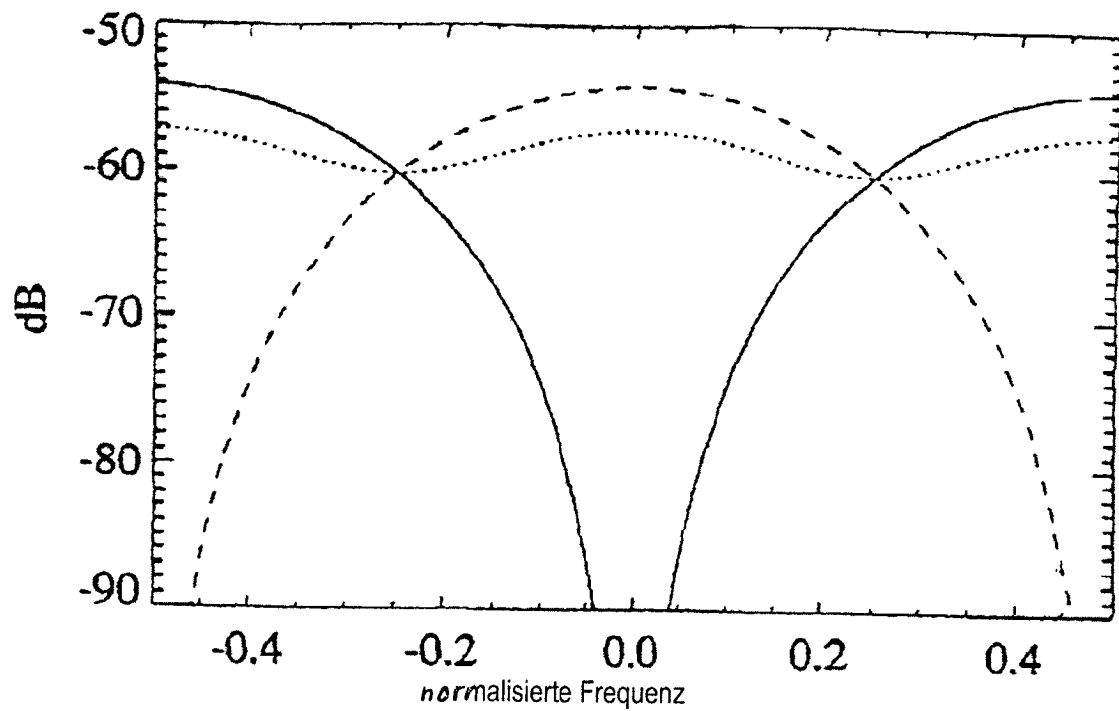


Fig. 8

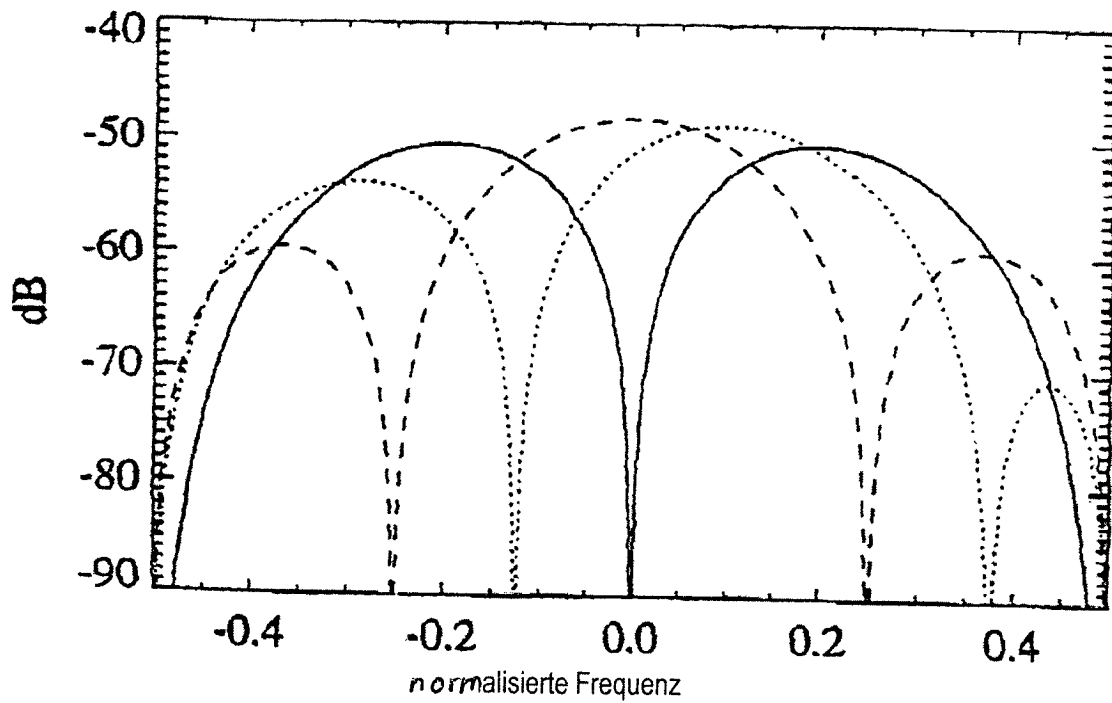


Fig. 9

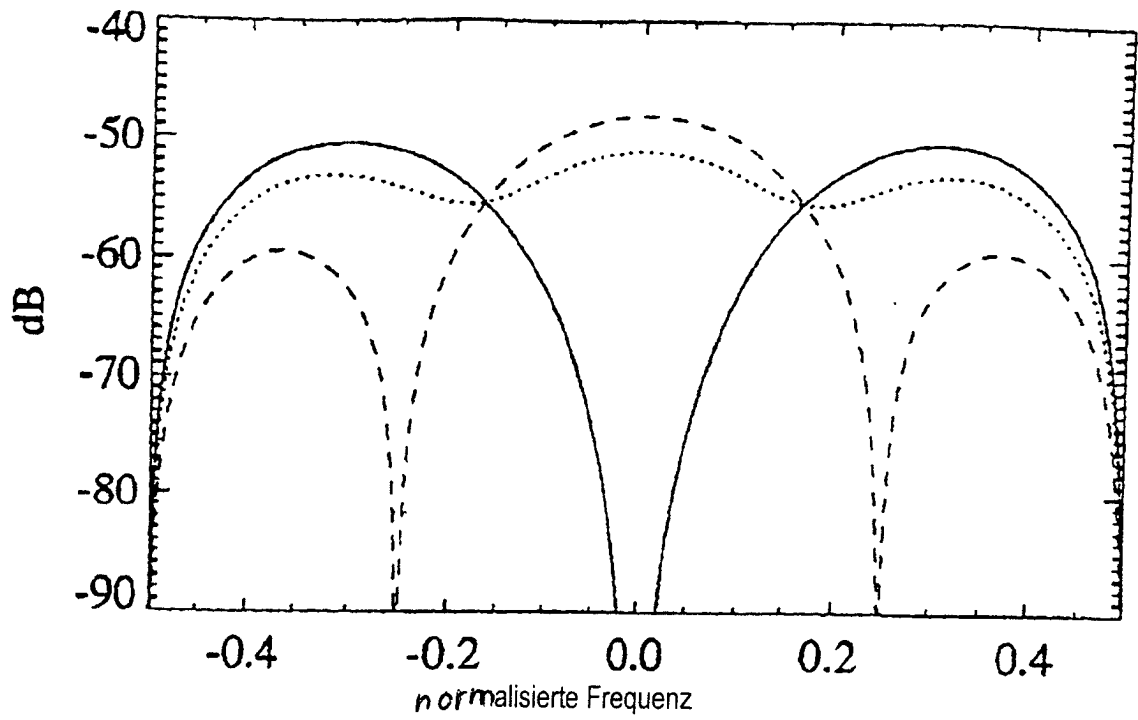


Fig. 10

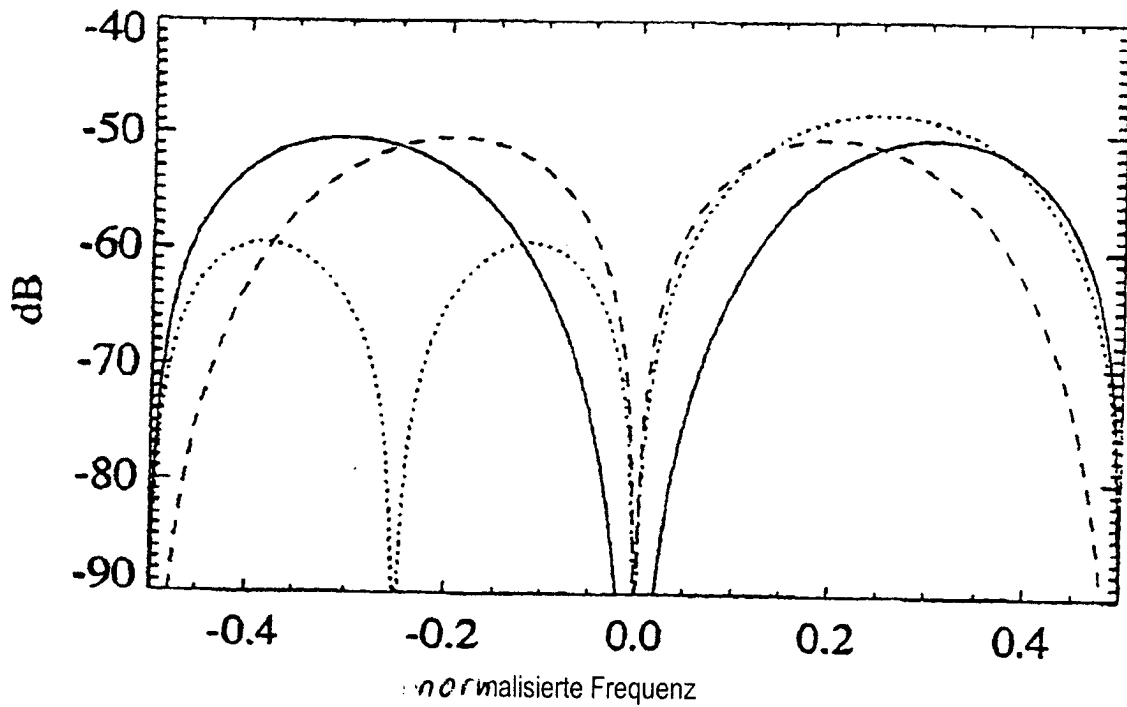


Fig. 11