



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 699 28 912 T2 2006.08.10

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 049 407 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 699 28 912.2

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/EP99/08930

(96) Europäisches Aktenzeichen: 99 958 089.7

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 2000/030540

(86) PCT-Anmeldetag: 18.11.1999

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 02.06.2000

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 08.11.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 14.12.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 10.08.2006

(51) Int Cl.⁸: A61B 8/00 (2006.01)
G01S 7/00 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

197398 20.11.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL

(72) Erfinder:

HWANG, Juin-Jet, NL-5656 AA Eindhoven, NL;
PFLUGRATH, S., Lauren, NL-5656 AA Eindhoven,
NL; CATALLO, R., Leo, NL-5656 AA Eindhoven, NL

(74) Vertreter:

Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(54) Bezeichnung: DIAGNOSTISCHES BILDGEBENDES ULTRASCHALLSYSTEM MIT DRAHTLOSEM SCHALLKOPF

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 eingelebt, 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] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf diagnostische bildgebende Ultraschallsysteme und im Besonderen auf diagnostische bildgebende Ultraschallsysteme, bei denen das Abtasten des Patienten mittels drahtloser Schallköpfe erfolgt.

[0002] Bei diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystemen war man traditionell der Ansicht, dass sie zwei Hauptbestandteile haben: eine Sonde oder einen Schallkopf, und den Hauptprozessor oder das System. Die Sonde enthält den piezoelektrischen Sender und Empfänger der Ultraschallenergie, die zum Abtasten des Körpers des Patienten benutzt wird. Das System enthält die fortschrittlichen elektronischen Steuereinheiten und Prozessoren, die die Sonde steuern und die empfangenen Echosignale in diagnostische Bilder und Informationen umwandeln. Es gibt jedoch eine zusätzliche, stets vorhandene Komponente: das Kabel, das die Sonde mit dem System verbindet und durch das Strom und Signale zwischen der Sonde und dem System gekoppelt sind.

[0003] Das Sondenkabel hat im Laufe seiner Entwicklung über die Jahre hinweg zahlreiche Formen angenommen und hatte unterschiedliche Auswirkungen auf den Komfort und die Zufriedenheit von Arzt und Patient. Frühe Produkte, die nur für eine Audio-Doppler- oder A-Linien-(Einzellinien-)Bildgebung verwendet wurden, benötigten sehr wenige Leiter im Kabel. Da die Sonden für derartige Produkte im Allgemeinen Einzelement- oder Einzelkolbenwandler verwendeten, manchmal auch als „Stiftsonden“ bezeichnet, reichten Signal- und Erdleiter häufig als ein komplettes Kabel aus. Eine derartige Sonde hatte einen nicht gelenkten Festfokus entlang eines einzelnen Strahlenbündels. Der Benutzer justierte die Sonde, indem er sie physikalisch in eine andere Position bewegte oder sie mit einem akustischen Standoff vom Körper versetzte. Das dünne, leichte Kabel ließ sich zwar bequem anheben und manövrieren, der Wert der erhaltenen diagnostischen Informationen war jedoch minimal.

[0004] Die aufkommenden B-Arm-Systeme nutzten Vorteile in einer anderen Richtung. Bei diesen Systemen war die Sonde am Ende eines Gelenkarms angebracht, der Informationen über die Sondenposition für eine zweidimensionale Bildgebung lieferte. Die Steigerung bei der diagnostischen Bildqualität fand auf Kosten des Gelenkarms statt, der die Bildgebung auf seine Bewegungsreichweite einschränkte. Eingebunden in den Gelenkarm, war das Kabel in dem plumpen Mechanismus praktisch nicht wahrnehmbar.

[0005] Größere Bewegungsfreiheit kam mit der Entwicklung der mechanischen Sektorabtastsonde zurück. Der mechanische Sektorscanner oszillierte den

Wandler vor und zurück, um das Bildfeld abzutasten, und der Oszillationsmechanismus lieferte die räumliche Ausrichtung für eine zweidimensionale Bildgebung. Man benötigte einen Einzelkolbenwandler sowohl mit zwei Leitern, Signal und Masse, als auch mit Leitern, um den Oszillationsmechanismus mit Strom zu versorgen und zu steuern und die räumlichen Ausrichtungssignale zum System zu senden. Die Handsonde war zwar praktisch, aber das Kabel wurde zunehmend größer.

[0006] Mit dem Aufkommen von Festkörper- oder Array-Sonden beschleunigte sich das Kabelwachstum beträchtlich. In den Array-Sonden umfasst der Wandler eine Anordnung von Dutzenden oder Hunderten von Elementen, die einzeln gesteuert werden, um das Ultraschallstrahlenbündel elektronisch zu lenken und zu fokussieren. Mit der Einzelsteuerung kam jedoch auch das Erfordernis nach einzelnen Leitern: eine 128-Elemente-Wandersonde kann ein Kabel mit 128 einzelnen Leitern erforderlich machen. Da empfangene Echosignale im Allgemeinen sehr niedrige Pegel haben, sind die Leiter nicht einfach Drahtlitzenleiter, sondern Koaxialleitungen, jeweils mit eigener Signalleitung und leitfähiger Abschirmung. Obwohl verschiedene Multiplexschemata in der Sonde verwendet wurden, um die Anzahl der Leiter im Kabel zu reduzieren, können diese Schemata nachteilige Auswirkungen auf Leistungskriterien wie Bildfrequenz, Aperturgröße und Steuerungskomplexität haben. Folglich wäre es wünschenswert, die Größe des Sondenkabels zu reduzieren oder es sogar zu beseitigen und dadurch den Komfort für Arzt und Patient zu verbessern, ohne jedoch irgendwelche Leistungsverluste hinzunehmen.

[0007] In der europäischen Patentanmeldung EP0762142 werden eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Ultraschallbildgebung beschrieben, bei dem die Empfangssignale eines mittels Pulsecho gesteuerten Ultraschall-Arrays über Lichtwellenleiter zu einem Signalprozessor übertragen werden. Der Signalprozessor verwendet das Empfangssignal, um ein Bild des Untersuchungsobjekts zu formen. Die Empfangssignale sind analoge oder digitale optische Signale. Die optische Übertragung wird unter Verwendung eines Zeit- oder Frequenzmultiplexverfahrens ausgeführt. Für die Signalübertragung wird Licht im Infrarotspektrum verwendet. Zur Übertragung des Übertragungszeitpunkts ist über einen Lichtwellenleiter eine zusätzliche Übertragungsanordnung an den Übertragungspulsgenerator angeschlossen.

[0008] Gemäß den Grundsätzen der vorliegenden Erfindung wird ein diagnostisches Ultraschallbildgebungssystem vorgestellt, bei dem das Sondenkabel beseitigt ist, was zu äußerster Komfort für den Arzt und den Patienten führt. Dieser Komfort wird durch Einbeziehung eines drahtlosen Senders in das Sondengehäuse bewirkt, wodurch das Erfordernis besei-

tigt wird, die Sonde am Ultraschallhauptsystem anzuschließen. Das Ultraschallsystem beinhaltet einen Empfänger zum Empfangen der Ultraschallinformationen von der Sonde. Die Übertragungsbandbreite wird gering gehalten, indem mindestens eine gewisse Strahlbündelung in der Sonde selbst erfolgt, so dass nur strahlgeformte Echos zum Hauptsystem übertragen werden müssen, was die 128 Leiter der einzelnen Wandlerelemente der oben erwähnten Array-Sonde ersetzt. Die vollständige Beseitigung des Sondenkabels sorgt für die ultimative Einfachheit und Bequemlichkeit bei der Ultraschallabtastung.

[0009] Es zeigen:

[0010] [Fig. 1](#) in Form eines Blockdiagramms die konventionelle Konfiguration einer Ultraschallsonde, eines Kabels und eines Ultraschallbildgebungssystems;

[0011] [Fig. 2](#) eine Ultraschallsonde mit einem fest eingebauten Strahlformer, der funktionell an ein Ultraschallbildgebungssystem angeschlossen ist;

[0012] [Fig. 3](#) ein ausführlicheres Blockdiagramm der Ultraschallsonde aus [Fig. 2](#);

[0013] [Fig. 4](#) in Form eines Blockdiagramms eine für den Einsatz in der Ultraschallsonde aus [Fig. 3](#) geeignete digitale integrierte Strahlbündelungsschaltung;

[0014] [Fig. 5](#) in Form eines Blockdiagramms einen für den Einsatz in der Ultraschallsonde aus [Fig. 3](#) geeigneten Multiplexer;

[0015] die [Fig. 6a](#) und [Fig. 6b](#) eine kabellose Ultraschallsonde und ein zugehöriges Ultraschallbildgebungssystem gemäß den Grundsätzen der vorliegenden Erfindung;

[0016] die [Fig. 7a–Fig. 7b](#) Sender/Empfänger-Konfigurationen, geeignet für den Einsatz mit der Ultraschallsonde aus [Fig. 6a](#) und dem Ultraschallsystem aus [Fig. 6b](#);

[0017] die [Fig. 8a](#) und [Fig. 8b](#) die interne Anordnung und die internen Schaltungen einer kabellosen Sonde; und

[0018] die [Fig. 9a–Fig. 9d](#) das Sondengehäuse für die Komponenten aus den [Fig. 8a](#) und [Fig. 8b](#).

[0019] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) werden in Form eines Blockdiagramms eine konventionelle Anordnung aus einer Ultraschallsonde, einem Kabel und einem Bildgebungssystem gezeigt. Die Ultraschallsonde **10** enthält eine Wandlernanordnung **12**. Leiter **14** verbinden die einzelnen Elemente der Wandlernanordnung mit Leitern innerhalb des Kabels **20**, das mit

einem Ultraschallbildgebungssystem **30** verbunden ist. Die Leiter des Kabels sind elektrisch mit einem Strahlformer **32** im Bildgebungssystem verbunden, das die Zeitsteuerung für das Pulsen der Elemente der Wandlernanordnung steuert und die empfangenen Echosignale von den Wandlerelementen verzögert und summiert, um kohärente Echosignalstrahlenbündel zu formen. Die strahlgeformten Echosignale werden an einen Bildprozessor **34** weitergeleitet, wo sie verarbeitet werden, um ein Bild des Gewebes oder der Strömung innerhalb des Körpers des abgetasteten Patienten zu formen. Das resultierende Ultraschallbild wird auf einer Bildanzeige **36** angezeigt. Die Koordinierung der Verarbeitung und des Datenflusses des Strahlformers und des Bildprozessors **34** erfolgt durch eine Systemsteuereinheit **38**, die über verschiedene Benutzersteuerungen Anweisungen von einem Benutzer erhält.

[0020] Obwohl die Elemente der Wandlernanordnung **12** direkt mit den Leitern des Kabels aus [Fig. 1](#) verkabelt dargestellt sind, können innerhalb der Sonde zwischen den Elementen der Anordnung und dem Kabel Multiplexer enthalten sein, um die Anzahl der Kabelleiter zu reduzieren. Dann ist es erforderlich, die Multiplexer vom Ultraschallsystem aus mit Steuerleitungen zu steuern, so dass die Kabelleiter jedes Mal mit den Elementen der aktuell aktiven Apertur multiplexiert werden, wenn die Sonde Ultraschallsignale sendet oder empfängt.

[0021] [Fig. 2](#) veranschaulicht ein Ultraschallsystem, bei dem die Strahlbündelung sowohl für das Ultraschallsenden als auch für das Ultraschallempfangen innerhalb der Sonde erfolgt, wodurch sich die Anzahl der erforderlichen Leiter innerhalb des Kabels **20** erheblich verringert. Die Elemente der Wandlernanordnung **12** sind mit einem Sende/Empfangs-Strahlformer **16** gekoppelt, der die Zeitsteuerung, Lenkung und Fokussierung der von der Anordnung gesendeten Ultraschallstrahlenbündel sowie die Strahlbündelung von kohärenten Echosignalen anhand der von den Elementen der Anordnung empfangenen Signale steuert. Statt der Signale von jedem Wandlerelement wird das gebündelte Strahlenbündel über das Kabel **20** zur Bildverarbeitung und -anzeige durch das Ultraschallsystem **30** weitergeleitet. Das Kabel **20** übermittelt auch Steuerungsinformationen von der Systemsteuereinheit **38**, die den Strahlformer entsprechend der Besonderheiten des abgetasteten Bildes anweist. Diese Steuerungsinformationen können über eine serielle digitale Leitung im Kabel übermittelt und wie unten erörtert in Strahlformerregistern gespeichert werden. Ferner führt das Kabel Versorgungsspannungen für den Strahlformer und die Wandlernanordnung. Selbst wenn der Sende/Empfangs-Strahlformer **16** ein Multibit-Digitaldaten erzeugender Strahlformer ist, wird die Anzahl der Kabelleiter im Vergleich zu den Leitern wesentlich verringert, die bei einer herkömmlichen Wandlernanordnung mit

64, 96 oder 128 Elementen benötigt werden.

[0022] Da das empfangene Ultraschallstrahlenbündel in der Sonde **10** in [Fig. 2](#) geformt wird, braucht die Sonde den Strahlformer **32** im Ultraschallsystem **30** nicht zu benutzen. Die von der Sonde **10** erzeugten strahlgeformten Echosignale können direkt zum Bildprozessor **34** für eine unmittelbare Verarbeitung und anschließende Anzeige weitergeleitet werden. In der Ausführungsform aus [Fig. 2](#) wird dies durch einen Schalter S bewerkstelligt, der unter der Steuerung der Systemsteuereinheit geschaltet wird, um, anstatt der vom Systemstrahlformer **32** erzeugten Signale die strahlgeformten Echosignale von der Sonde **10** zum Bildprozessor zu leiten. Wie üblich meldet ein „Personality Chip“ in der Sonde **10** oder ihr Systemanschluss **22** dem Benutzer die Merkmale der Sonde **10**, und die Auswahl der Sonde **10** durch den Benutzer am Benutzerbedienungsteil veranlasst die Systemsteuereinheit dazu, die Sonde anzusegnen zu agieren und ihre Echoinformationen an den Bildprozessor **34** weiterzuleiten.

[0023] [Fig. 3](#) veranschaulicht eine Ausführungsform einer Ultraschallsonde mit einem Strahlformer **16** und einem Sende/Empfangs-Multiplexer/Demultiplexer **18**. Der Strahlformer **16** enthält eine Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300**, die die Zeitsteuerung der von den Elementen der Wandleranordnung **12** gesendeten Ultraschallwellen kontrolliert. Die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung empfängt Befehlssignale vom Ultraschallsystem **30**, um die Sonde so zu steuern, dass sie die vom Benutzer gewünschte Art von Bild erzeugt. Ferner weist die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung den Sende/Empfangs-Multiplexer/Demultiplexer an, die gewünschte aktive Apertur der Anordnung zu wählen. Die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung kann auch die Art der gesendeten Welle steuern, beispielsweise das Senden unterschiedlicher Wellen für B-Mode- und Doppler-Bildgebung. Die Zeitsteuerungs- und Steuerungssignale werden dem Multiplexer/Demultiplexer **18** zugeführt, und Elemente der Anordnung werden zu den richtigen Zeitpunkten angeregt, um das gewünschte Sendestrahlenbündel zu lenken und zu fokussieren.

[0024] Von den Elementen der Anordnung empfangene Echos werden von den Elementen in elektrische Signale umgewandelt und vom Multiplexer/Demultiplexer **18** zur Empfangs-Strahlbündelungsschaltung des Strahlformers **16** geleitet. Die vom von den Wandlerelementen der aktiven Empfangsapertur empfangenen Echosignale werden in die einzelnen Kanäle des Strahlformers eingekoppelt; die Zeichnung in [Fig. 3](#) veranschaulicht einen 4-Kanal-Strahlformer. Der bevorzugte Strahlformer wird in Form einer integrierten Schaltung hergestellt und enthält in jedem Strahlformer-Chip vorzugsweise ein Mehrfaches von vier Kanälen. Bei den meisten Anordnungen mit großer Elementanzahl lassen sich leicht 4-,

8- oder 16-Kanal-Strahlformer-Chips verwenden. Der bevorzugte Strahlformer ist ein Abtastdaten-Strahlformer, der entweder eine analoge oder digitale Abtasttechnik verwendet. In beiden Fällen enthält jeder Kanal des Strahlformers eine anfängliche Quantisierungsstufe **31**, gefolgt von einer Verzögerungsleitungsstufe **32**. Die Ausgänge der Verzögerungsleitungsstufen sind mit einer Summierschaltung **320** gekoppelt, die die verzögerten Echosignale kombiniert, um das Empfangsstrahlenbündel zu bilden. Der in [Fig. 3](#) veranschaulichte 4-Kanal-Strahlformer enthält vier Quantisierungsstufen Q_1 , Q_2 , Q_3 und Q_4 , gefolgt von vier Verzögerungsleitungsstufen DL_1 , DL_2 , DL_3 und DL_4 . Die kohärenten Echosignale am Ausgang der Summierschaltung **320** werden an das Ultraschallsystem **30** zur Bildverarbeitung und -anzeige weitergeleitet.

[0025] Wenn es sich bei dem Empfangsstrahlformer um einen der analogen Abtastorte handelt, umfasst die Quantisierungsstufe Abtast-Halte-Schaltungen, die die empfangenen Echosignale zu von der Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300** angegebenen Zeitpunkten abtasten. Die abgetasteten Analogsignalspannungen werden dann von Eimerketten-Verzögerungsleitungen eines ladungskoppelten Bauelements (CCD) als Verzögerungsleitungsstufen entsprechend verzögert. Die Verzögerungsdauer wird von der Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300** auf eine von mehreren Weisen gesteuert. Eine besteht darin, einen aus einer Vielzahl von Eingangsabgriffen zur CCD-Verzögerungsleitung auszuwählen, dem die abgetastete Spannung zugeführt wird. Eine andere Weise besteht darin, einen aus einer Vielzahl von Ausgangsabgriffen von den Stufen der CCD-Verzögerungsleitung zur Summierschaltung **320** auszuwählen. In beiden Fällen wird mit der Auswahl des Abgriffs die Anzahl der Stufen ausgewählt, durch die der Spannungsabtastwert verschoben und damit verzögert wird. Eine dritte Verzögerungstechnik besteht darin, die Frequenz zu verändern, mit der Abtastwerte durch die CCD-Stufen verschoben werden: eine niedrigere Frequenz verleiht den verschobenen Abtastwerten eine längere Verzögerung. Die summierten Ausgangssignale können durch einen A/D-Umsetzer in der Sonde digitalisiert und in digitalisierter Form zum Ultraschallsystem **30** übertragen werden, oder die analogen Signale können zum Ultraschallsystem **30** übertragen und im Ultraschallsystem in digitale Echoabtastwerte umgewandelt werden. Der letztgenannte Lösungsansatz würde nur einen einzelnen Ausgangssignalleiter im Kabel **20** erforderlich machen.

[0026] Wenn es sich bei dem Empfangsstrahlformer um einen digitalen Strahlformer handelt, umfassen die Quantisierungsstufen A/D-Umsetzer, die die analogen Signale pro Element zu den von der Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300** angegebenen Abtastzeitpunkten in digitale Abtastwerte umwandeln.

Die digitalen Echosignalabtastwerte werden dann von einer digitalen Verzögerungsleitung, die die Form eines Direktzugriffsspeichers, eines Schieberegisters oder digitalen FIFO-Registers haben kann, digital verzögert. Die Verzögerung jeder digitalen Verzögerungsstufe wird von der Sende- und Zeitsteuerungsschaltung 300 gesteuert, die das Schreib-Lese-Intervall eines Abtastwerts im Speicher oder die Schiebfrequenz eines Schieberegisters oder FIFO-Registers steuert. Die verzögerten Abtastwerte an den Ausgängen der digitalen Verzögerungsleitungen werden digital summiert und an das Ultraschallsystem 30 weitergeleitet.

[0027] In [Fig. 4](#) ist ein für die Verwendung in der Sonde aus [Fig. 3](#) geeigneter digitaler Strahlformer in Form eines Blockdiagramms dargestellt. Diese Zeichnung zeigt einen Abschnitt 16a einer integrierten Schaltung des Strahlformers 16. Es gibt acht derartige Abschnitte auf der integrierten Schaltung des Strahlformers, um die Signale von acht Wanderelementen des Multiplexers/Demultiplexers 18 einer Strahlbündelung zu unterziehen. Jedes Echosignal vom Multiplexer/Demultiplexer wird dem Eingang eines A/D-Umsetzers 310 zugeführt, wo die Echosignale in digitale Daten umgesetzt werden. Die A/D-Umsetzer befinden sich auf derselben integrierten Schaltung wie der Strahlformer selbst, wodurch die Anzahl der externen Anschlussstifte der integrierten Schaltung minimiert wird. Für jeden Strahlformerkanal wird nur ein analoger Eingangsstift benötigt, und für das kohärent summierte Ausgangssignal wird nur ein Satz digitaler Ausgangsstifte benötigt. Die digitalen Daten vom A/D-Umsetzer für jedes Element (oder jedes Paar oder jede Gruppe von Elementen in einer gefalteten oder groben Apertur) werden durch ein Takt signal A/D CLK in ein FIFO-Register (First In-First Out) 312 verschoben. Das Signal A/D CLK wird von einer dynamischen Fokussteuereinheit 314 geliefert, die den Start des Taktsignals aufschiebt, um eine Anfangsverzögerung zu schaffen, und anschließend die Signalabtastzeiten steuert, um für eine dynamische Fokussierung der empfangenen Echosignale zu sorgen. Die Länge des FIFO-Registers 312 wird durch die Wandlermittelfrequenz, die Aperturgröße, die Krümmung der Anordnung und die Strahllenkungsanforderungen bestimmt. Eine höhere Mittelfrequenz und eine gekrümmte Anordnung verringern beispielsweise die Lenkungsverzögerungsanforderungen und damit die Länge des FIFO-Registers. Die verzögerten Echosignale vom FIFO-Register 312 werden einem Multiplizierer 316 zugeführt, in dem die Echosignale mittels dynamischer Gewichtswerte gewichtet werden, die von einer dynamischen Gewichtsteuereinheit 318 geliefert werden. Die dynamischen Gewichtswerte wichten die Echosignale unter Berücksichtigung der Auswirkungen der Anzahl aktiver Elemente, der Position eines Elements in der Apertur und der gewünschten Apodisierungsfunktion, wenn sich die Apertur durch die Einbeziehung zu-

sätzlicher äußerer Elemente erweitert, wenn Echos aus zunehmenden Tiefen entlang der Abtastlinie empfangen werden. Die verzögerten und gewichteten Echosignale werden anschließend durch einen Summierer 320 mit entsprechend verzögerten und gewichteten Echosignalen von anderen Elementen sowie Echosignalen von beliebigen anderen, stufenförmig gekoppelten Verzögerungsstufen summiert. Die strahlgeformten Echosignale werden zusammen mit synchronen Überlaufbits als Ausgabeabtastliniendaten auf einem HF-Datenbus erzeugt. Während jeder Sequenz von Abtastlinienechosignalen werden Informationen ermittelt, die von einer HF-Kopfteil-Ablaufsteuerung auf der integrierten Schaltung geliefert werden, die die An der erzeugten Abtastliniendaten ermittelt. Der HF-Kopfteil kann die Abtastlinie beispielsweise als B-Mode-Echodata oder Doppler-Daten identifizieren.

[0028] Bei Bedarf können weitere Speicheranordnungen für digitale und abgetastete Daten verwendet werden, um für die Strahlformerverzögerungen zu sorgen. Ein Direktzugriffsspeicher mit zwei Anschlüssen kann verwendet werden, um die empfangenen digitalen Echoabtastwerte zu speichern, die anschließend zu Zeitpunkten oder in Sequenzen aus dem Speicher ausgelesen werden, die die gewünschte Verzögerung für die Signale von den Wanderelementen schaffen.

[0029] Jeder Abschnitt 16a der integrierten Schaltung des Strahlformers enthält Sendesteuerschaltungen 302–308 für vier Wanderelemente der Anordnung. Die acht Abschnitte der integrierten Schaltung schaffen so gleichzeitig eine Sendesteuerung für 32 Elemente der Anordnung und bestimmen dadurch die maximale Sendeapertur. Die Sendesteuerschaltungen erzeugen Wellenformen von vorgegebener Dauer und Periodizität, die zu den entsprechenden Zeitpunkten Multiplexer-Impulsgeber aktivieren, um ein gesendetes akustisches Signal zu erzeugen, das in die gewünschte Richtung gelenkt und in der gewünschten Fokustiefe fokussiert wird.

[0030] Die integrierte Schaltung des Strahlformers 16 beinhaltet eine üblichen Steuerabschnitt 330, die eine Gesamtsteuerung für die Sende- und Empfangsfunktionen der acht Strahlformerkanäle auf der integrierten Schaltung schafft. Der Steuerabschnitt 330 wird durch die im Ultraschallsystem 30 angeordnete Systemsteuereinheit 38 gesteuert und empfängt unter ihrer Steuerung Daten. Die Steuerdatentabellen für ein bestimmtes Einzelbild werden im Speicher des Ultraschallsystems gespeichert und auf Anweisung der Systemsteuereinheit in den Steuerabschnitt 330 geladen. Der Steuerabschnitt 330 enthält eine Reihe von Ablaufsteuerungen für die Sende- und Empfangsfunktionen der Sonde. Die Bildablaufsteuerung 332 erzeugt von anderen Ablaufsteuerungen verwendete Informationen, die die Art des zu erzeu-

genden Einzelbildes festlegen. Die Bildablaufsteuerung kann beispielsweise mit Daten geladen werden, die das nächste Bild als B-Mode-Abtastlinien mit Gruppen von vier Doppler-Abtastlinien definieren, und diese Folge von Abtastlinien enthält alle ungeradzahligen Abtastlinien gefolgt von allen geradzahligen Abtastlinien. Diese Informationen werden der Linienablaufsteuerung 334 zugeführt, die die zum Erfassen der gewünschten Abtastlinien erforderliche Zeitsteuerung steuert. Während der Abtastlinienerfassung steuert die Linienablaufsteuerung die TGC-Ablaufsteuerung 336, so dass sie die gewünschte Sequenz von TGC-Steuerdaten erzeugt. Die TGC-Steuerdaten von der TGC-Ablaufsteuerung werden von einem D/A-Umsetzer 338 in ein Spannungssignal umgewandelt und an den Einganganschluss (die Eingangsanschlüsse) des Multiplexers/Demultiplexers 18 weitergeleitet. Die Adressablaufsteuerung 342 steuert das Laden der Daten für eine neue Abtastlinie in die verschiedenen Echtzeitregister des Strahlformers wie die Register der TGC-Ablaufsteuerung, den dynamischen Fokus 314 und die dynamischen Gewichtsteuereinheiten 318 sowie die seriellen Busablaufsteuerung 340, die auf einem seriellen Bus serielle Daten für Steuerregister des Multiplexers/Demultiplexers 18 erzeugt. Alle Register auf der integrierten Schaltung des Strahlformers, die Echtzeitfunktionen ausführen, sind doppelt gepuffert. Auch die Register des Sende-Empfangs-Multiplexers/Demultiplexers 18 sind doppelt gepuffert, so dass Steuerdaten für das Multiplexing und die TGC-Steuerung auf den seriellen Bus gegeben und während der der Abtastlinie vorausgehenden Linie, für die die Steuerdaten verwendet werden, in die Multiplexer/Demultiplexer-Register geladen werden können.

[0031] Die integrierte Schaltung des Strahlformers enthält in ihrem Steuerungsabschnitt einen Taktgenerator 350, der eine Vielzahl synchroner Taktsignale erzeugt, anhand derer sämtliche Funktionen der Sonde synchronisiert werden. Mit der integrierten Schaltung des Strahlformers ist ein Kristalloszillator (nicht gezeigt) gekoppelt, um eine Basishochfrequenz, wie beispielsweise 60 MHz, zu liefern, von der alle Taktsignale der Sonde abgeleitet werden können.

[0032] Weitere Einzelheiten zu der Funktion der integrierten Schaltung des Strahlformers und ihren Ablaufsteuerungen sind in der US-amerikanischen Patentschrift 5.817.024 zu finden.

[0033] In [Fig. 5](#) ist eine für die Verwendung als Multiplexer/Demultiplexer 18 in der Sonde aus [Fig. 3](#) geeignete integrierte Schaltung des Sende/Empfangs-Multiplexers dargestellt. Die Signalpfade der integrierten Schaltung des Multiplexers 18A sind in vier identische Abschnitte S1, S2, S3 und S4 unterteilt. In dieser Zeichnung sind die internen Einzelhei-

ten des Abschnitts S1 dargestellt. Der Abschnitt S1 enthält zwei 2:1-Sendemultiplexer 408 und 410, die jeweils auf ein Impulsgebersignal auf einer der acht Sende-In-Leitungen reagieren. Jeder 2:1-Sendemultiplexer hat zwei Ausgänge, die Impulsgeber 402, 404 und 414, 416 ansteuern, deren Ausgänge mit den Anschlussstiften der integrierten Schaltung des Multiplexers verbunden sind, an die Wandlerelemente angeschlossen sind. In der veranschaulichten Ausführungsform ist der 2:1-Sendemultiplexer 408 so gekoppelt, dass er entweder das Element 1 oder das Element 65 ansteuert, und der 2:1-Sendemultiplexer 410 ist so gekoppelt, dass er entweder das Element 33 oder das Element 97 ansteuert. Die 2:1-Sendemultiplexer der anderen Abschnitte der integrierten Schaltung des Multiplexers 18A sind in ähnlicher Weise mit vier Wandlerelementen gekoppelt. Mit einem separaten Impulsgeber für jedes Wandlerelement kann die integrierte Schaltung des Multiplexers 18A unabhängig und gleichzeitig acht der sechzehn Wandlerelemente ansteuern, mit denen sie verbunden ist.

[0034] Die Anschlussstifte der Wandlerelemente, an die die Impulsgeber jedes Abschnitts angeschlossen sind, sind auch mit den Eingängen eines 4:1-Empfangsmultiplexers und eines Schalters 412 gekoppelt. Wenn die Impulsgeber die Wandlerelemente während einer Ultraschallübertragung ansteuern, schaltet ein Signal auf der Sende-Auf-Leitung, die mit allen der 4:1-Empfangsmultiplexer und Schalter auf der integrierten Schaltung des Multiplexers 18A verbunden ist, sie alle in einen Zustand, der eine hohe Impedanz für die Hochspannungsansteuerungsimpulse darstellt, wodurch der Rest der Empfangssignalpfade gegen diese Hochspannungsimpulse isoliert wird. Alle der 4:1-Empfangsmultiplexer und Schalter der integrierten Schaltung des Multiplexers sind auch mit einem Empfangstest-Anschlussstift der integrierten Schaltung des Multiplexers verbunden, durch den ein Testsignal in die Empfangssignalpfade eingespeist und durch das Empfängersystem verbreitet werden kann. Während des Echoempfangs leitet jeder 4:1-Empfangsmultiplexer und Schalter die Signale von einem der vier Wandlerelemente, mit denen er verbunden ist, über eine erste TGC-Stufe 422 an einen 1:16-Multiplexer 418 weiter. Die Verstärkung der ersten TGC-Stufen auf der integrierten Schaltung des Multiplexers wird durch eine Spannung gesteuert, die einem Anschlussstift TGC1 der integrierten Schaltung des Multiplexers zugeführt wird, welche in einer konstruierten Ausführungsform zwei Anschlussstifte hat, um eine unterschiedliche Steuerspannung anlegen zu können. Die 1:16-Multiplexer jedes Abschnitts der integrierten Schaltung des Multiplexers lenken jeweils empfangene Echosignale auf eine von sechzehn Leitungen eines Summenbusses 440. Zwei der sechzehn Summenbus-Leitungen sind auf der rechten Seite der Zeichnung dargestellt und mit Filterschaltungen 222 ge-

koppelt. Die gefilterten Bussignale werden an Eingangsstifte zu zwei zweiten TGC-Stufen **424** und **426** geleitet, deren Verstärkung durch die an einen oder zwei Anschlussstifte TGC2 angelegte Steuerspannung gesteuert wird. Die Ausgänge dieser zweiten TGC-Stufen in der dargestellten Ausführungsform sind mit Ausgangsstiften verbunden, die zu Kanälen der integrierten Schaltung des Strahlformers der Sonde führen.

[0035] Ferner enthält die integrierte Schaltung des Multiplexers **18A** ein Steuerregister **430**, das über einen seriellen Bus Steuersignale von der integrierten Schaltung des Strahlformers empfängt. Das Steuerregister verteilt Steuersignale an alle Multiplexer der integrierten Schaltung des Multiplexers, wie durch die Eingangspfeile CTRL gezeigt.

[0036] Konstruierte Ausführungsformen der integrierten Schaltungen von Multiplexer und Strahlformer werden eine Anzahl von Anschlussstiften für Versorgungs- und Vorspannungen sowie Masseverbindungen haben, die in den Zeichnungen nicht abgebildet sind.

[0037] Es ist zu beachten, dass im Sondenkabel der Ausführungsformen aus den [Fig. 2–Fig. 5](#) nur wenige Leiter benötigt werden, weil die zahlreichen Leiter für einzelne Wandlerelemente durch Leiter für die Strahlformersteuerdaten, die strahlgeformten Ausgangssignale und die Versorgungsspannungen für den Wandler und die integrierten Schaltungen von Strahlformer und Multiplexer ersetzt wurden. Eine typische CCD-Ausführungsform kann einen Leiter für die CCD-Strahlformerausgangssignale, eine serielle Datenleitung, die Steuerdaten vom Ultraschallsystem zur Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300** leitet, Gleichstromversorgungsspannungen und Referenzleiter für die integrierten Schaltungen von Strahlformer und Multiplexer sowie eine Ansteuerungsspannung erfordern, wie sie zum Ansteuern des piezoelektrischen Materials während der Ultraschallübertragung erforderlich ist. Die digitale Strahlformerausführungsform würde den CCD-Ausgangsleiter durch eine Anzahl von Leitern ersetzen, die der Anzahl der Bits in einem strahlgeformten Datenwort (zur parallelen Übertragung) entspricht, oder durch eine serielle Datenleitung, wenn die strahlgeformten Wörter als serielle Daten zum Ultraschallsystem gesendet werden. Parallele Ausgangsdaten erfordern zwar mehr Leiter im Kabel, ermöglichen jedoch eine lohnende Verbesserung bei der axialen Auflösung und eliminieren die Notwendigkeit eines Seriell/Parallel-Umsetzers im Ultraschallsystem.

[0038] Die jetzigen Erfinder haben herausgefunden, dass die von der Sonde erzeugte Datenmenge ein Niveau hat, das die drahtlose Übertragung der Ausgangssignale der Sonde zum Ultraschallsystem zulässt, weil eine Ultraschallsonde der vorliegenden Er-

findung strahlgeformte Abtastlinien-Abtastwerte als Ausgangssignale statt einzelne Signale von einer großen Anzahl von Wandlerelementen erzeugt. Eine Übertragungsbandbreite von 4 Megabits pro Sekunde reicht aus, um Ultraschallbilder ohne Kompression mit einer Bildrate von fast 15 Hz zu übertragen, was für die Bildanzeige in Echtzeit geeignet ist. Die Bandbreiten integrierter Senderschaltungen liegen heute im Bereich von 11 Mbit/s und werden in wenigen Jahren erwartungsgemäß im Bereich von 25 Mbit/s liegen. Zusätzlich lässt sich mittels Datenkompression die Anzahl der Bits pro B-Mode-Ultraschallbild, etwa 250.000 Bits pro Bild, mit nur minimaler Abnahme der Bildqualität durch Datenkompressionsfaktoren im Bereich von 4 bis 20 reduzieren, was größere Bildraten erlaubt. Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die diesen kabellosen Anschluss an ein Ultraschallsystem schafft, ist in den [Fig. 6a](#) und [Fig. 6b](#) dargestellt.

[0039] In [Fig. 6a](#) enthält die Sonde aus [Fig. 3](#) verschiedene zusätzliche mit dem Strahlformer **16** gekoppelte Elemente, einen digitalen Signalprozessor **52**, der die Filterung und Detektierung vornimmt, eine Kompressions/Dekompressionsschaltung (CODEC **54**), die die strahlgeformten Daten komprimiert, einen doppelt gepufferten Bildspeicher **65** und eine Sender-Empfänger-Schaltung **50**, die mit einer ähnlichen Sender-Empfänger-Schaltung im Ultraschallsystem **30** kommuniziert. Diese Elemente arbeiten unter der Steuerung eines Mikrocontrollers **200**, der die Verarbeitung und Übertragung von Daten zum und vom Ultraschallsystem steuert. Als Mikrocontroller sind Prozessoren wie der Intel 80186-Prozessor und vergleichbare heutige Prozessoren brauchbar, die von Anbietern wie Hitachi und Intel erhältlich sind. Die Sender-Empfänger-Schaltung **50** empfängt Steuerdaten vom Ultraschallsystem, um die Art des zu erzeugenden Ultraschallbildes, wie ein B-Mode- oder Doppler-Bild, sowie die Größe eines Doppler-Fensters beispielsweise in einem Color-Flow-Bild zu steuern. Wenn diese Steuerdaten empfangen werden, werden sie an die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung **300** weitergeleitet, um die von der Sonde durchgeführte Abtastung zu steuern.

[0040] Die vom Addierer **320** erzeugten Abtastliniendaten werden an den digitalen Signalprozessor **52** weitergeleitet, der die Filterung, und optional, die Detektierung vornimmt. Der DSP **52** kann auch eine Doppler-Verarbeitung vornehmen, wie in der oben genannten US-amerikanischen Patentschrift 5.817.024 beschrieben. Die vorgenommene Filterung kann entweder eine Tiefpass- oder Bandpassfilterung sein, die Abtastfrequenzsignalkomponenten aus den strahlgeformten Signalen entfernt. Vorzugsweise wird diese Filterung durch Multiplizierer-Akkumulatoren implementiert, die eine Quadratur-Bandpassfilterung (QBPs) durchführen. Wie in der US-amerikanischen Patentschrift 6.050.942 be-

schrieben, führt eine derartige Implementierung zweckmäßigerweise drei Funktionen aus: Bandbreitenbegrenzung bei den strahlgeformten Signalen, Trennung der Signale in Quadraturpaare (I und Q) und Dezimieren der Abtastrate. In einer bevorzugten Ausführungsform werden die Wandlersignale durch die Quantisierungsstufen des Strahlformers in Bezug auf das Nyquist-Kriterium überabgetastet. Eine Überabtastung ermöglicht die Filterung der strahlgeformten Signale mittels Dezimationsfilterung, die sowohl den Signale eine Filterkennlinie auferlegt als auch die Datenrate reduziert. Die reduzierte Datenrate hat den Vorteil, dass sie die Datenübertragungsanforderung für die Sender-Empfänger-Schaltung in einer drahtlosen Sonde verringert.

[0041] B-Mode-Signale können im DSP detektiert werden, indem die Quadratwurzel der Summe der Quadrate von I- und Q-Abtastwerten gezogen wird. Bei Doppler-Signalen können die I- und Q-Daten einer Wandfilterung durch den DSP unterzogen werden und, durch Speicherung einer Gruppe empfangener Abtastlinien, die eine Doppler-Gesamtheit bilden, kann an Abtastvolumenpunkten entlang jeder Abtastlinie eine Doppler-Frequenzschätzung vorgenommen werden. Die Ultraschallsignaldaten können bei Bedarf vom CODEC 54 komprimiert und vorübergehend im Bildspeicher 56 abgelegt werden. Zu dem Zeitpunkt, zu dem der Mikrocontroller 200 feststellt, dass Ultraschalldaten zum Ultraschallsystem 30 zu senden sind, werden die Daten an die Sender-Empfänger-Schaltung 50 weitergeleitet, um zur Bildverarbeitung und -anzeige an das Ultraschallsystem zurückgeschickt zu werden. Da die Bildverarbeitung einschließlich einer Bildrasterwandlung im Ultraschallsystem vorgenommen wird, werden die Abtastlinien in nicht bildrastergewandelter Form, z.B. im R-θ-Format, zum Ultraschallsystem gesendet. Der Bildprozessor 34 im Ultraschallsystem wandelt die R-θ-Abtastliniendaten in das gewünschte Anzeigeformat um.

[0042] Da die kabellose Sonde aus [Fig. 6a](#) keinen Strom über das übliche Kabel erhält, muss die Sonde durch eine Batterie gespeist werden. Eine Batterie und ein Stromverteilungsteilsystem 60 sind als Komponenten der Sonde dargestellt. Das Teilsystem 60 verwendet vorzugsweise wiederaufladbare Lithium-Ionen-Batterien und erzeugt Versorgungsspannungen für die Schaltung und den Sender/Empfänger der Sonde sowie die erforderliche Anregungsspannung für die piezoelektrischen Elemente der Wandleranordnung. Verfahren zum Wiederaufladen der Batterie über das Ultraschallsystem werden in der US-amerikanischen Patentschrift 6.117.085 beschrieben.

[0043] Das Ultraschallsystem 30 aus [Fig. 6b](#) enthält eine Sender-Empfänger-Schaltung 50 für die Übertragung von Abtaststeuerdaten zur Sonde aus

[Fig. 6a](#) sowie für den Empfang von Ultraschallbilddaten von der Sonde. Die Abtaststeuerdaten werden der Sender-Empfänger-Schaltung 50 des Systems von der Systemsteuereinheit 38 geliefert. Da sie bereits in der Sonde strahlgeformt wurden, umgehen die empfangenen Bilddaten den Strahlformer 32 im Ultraschallsystem und werden direkt dem Bildprozessor 34 zur Bildverarbeitung und -anzeige zugeführt.

[0044] Für die Verwendung in der Sonde aus [Fig. 6a](#) geeignete Konfigurationen einer Sender-Empfänger-Schaltung sind in den [Fig. 7a](#) und [Fig. 7b](#) dargestellt. In der Sender-Empfänger-Schaltung aus [Fig. 7a](#) synchronisiert ein Schnittstellenabschnitt 506 die Strahlformerdaten für die Übertragung und bildet die Schnittstelle hierfür; und auf ähnliche Weise bildet er die Schnittstelle für die empfangenen Strahlformersteuerdaten für die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung 300. Zu übertragende Strahlformerdaten werden einem UHF-Sender 502 zugeführt, der die Daten moduliert und mittels eines Bandpassfilters 512 ein HF-Signal an eine Antenne 514 weiterleitet, wo das Signal gesendet wird. Empfangene HF-Signale werden vom Bandpassfilter 512 gefiltert und an einen HF-Empfängerabschnitt 504 weitergeleitet, wo die Signale verstärkt und durch einen Bandpassfilter 508 an einen ZF- und Basisband-Empfängerabschnitt 510 weitergeleitet werden, in dem die Signale demoduliert und detektiert werden. Die empfangenen Signale werden von dem Schnittstellenabschnitt 506 an die Steuerschaltung für den Strahlformer 16 weitergeleitet. Die Funktion der einzelnen Abschnitte der Sender-Empfänger-Schaltung aus [Fig. 7a](#) wird durch Steuersignale und Befehle vom Mikrocontroller 200 gesteuert.

[0045] Eine alternative Konfiguration einer Sender-Empfänger-Schaltung ist in [Fig. 7b](#) dargestellt. In dieser Anordnung werden Strahlformerdaten einem Basisbandprozessor 520 zugeführt, der Pakete von Strahlformerdaten für die Übertragung synchronisiert und formatiert. Die Strahlformerdaten werden durch einen ZF-Quadraturmodulator/Demodulator 522 moduliert, und die modulierten Daten werden an einen HF/ZF-Konverter- und Frequenzsynthesizer 524 weitergeleitet, der ein HF-Kleinsignal erzeugt. Die HF-Signale werden verstärkt und durch einen HF-Leistungsverstärker und einen Sende/Empfangs-Schalter 528 an einen Bandpassfilter 512 und eine Antenne 514 weitergeleitet. Empfangene Steuersignale werden vom Bandpassfilter 512 gefiltert und durch den HF-Leistungsverstärker und Sende/Empfangs-Schalter 528 an einen rauscharmen Verstärker 526 weitergeleitet und von diesem verstärkt. Die empfangenen und verstärkten HF-Signale werden vom HF/ZF-Konverter- und Frequenzsynthesizer 524 zu Zwischenfrequenzsignalen demoduliert und durch den ZF-Quadraturmodulator/Demodulator 522 weiter zu Basisbandsignalen demoduliert. Die Basisbandsignale werden abgetastet und durch den Basisband-

prozessor **520** an andere Sondenkomponenten weitergeleitet, wo die empfangenen Signale die Übertragung und Zeitsteuerung der Wandleranordnung **12** der Sonde steuern.

[0046] Für die Verwendung in der Sender-Empfänger-Schaltungskonfiguration aus [Fig. 7a](#) geeignete Komponenten sind von Telefunken Semiconductors, Deutschland, erhältlich, einschließlich der integrierten Schaltung für den HF-Sender TEMIC U4311B-C und zugehöriger Komponenten. Für die Verwendung in der Sender-Empfänger-Schaltungskonfiguration aus [Fig. 7b](#) geeignete Komponenten sind von Harris Semiconductor aus Melbourne, Florida, USA, erhältlich, einschließlich Komponenten des Harris Prism™ Wireless-Chipsatzes, der sich für die Verwendung in Spreizspektrumanwendungen im Bereich von 2,4 GHz gemäß den Normen IEEE802.11 und mit Daten durchsätzen von derzeit bis zu 11 Mbit/s eignet. Die Spreizspektrumtechnologie ist für eine drahtlose Sonde wünschenswert, weil die abgestrahlte Energie über einen breiten Frequenzbereich gestreut wird, was eine mögliche Interferenz mit anderen Vorrichtungen in der medizinischen Umgebung verringert. Eine derartige Übertragung kann in der Nähe von Herzschrittmachern und anderen empfindlichen medizinischen Vorrichtungen sicher benutzt werden.

[0047] Dieselben Sender-Empfänger-Schaltungskonfigurationen können mit entsprechender Umkehrung der Pfade für übertragene und empfangene Daten im Ultraschallsystem **30** aus [Fig. 6b](#) verwendet werden.

[0048] Eine andere für die Verwendung in der Sonde und dem Ultraschallsystem aus den [Fig. 61](#) und [Fig. 6b](#) geeignete Sender-Empfänger-Schaltungskonfiguration ist in den [Fig. 7c](#) und [Fig. 7d](#) dargestellt, die weitere Einzelheiten brauchbarer Kompressionsverfahren zeigen. Diese Konfiguration kann verschiedene Komprimierungsschemata implementieren, einschließlich JPEG, MPEG und Wavelet-Komprimierungsverfahren. JPEG ist ein Intraframe-Komprimierungsverfahren, das mit den Bilddaten eines einzelnen Bildes arbeitet. Bei der JPEG-Komprimierung wird ein Bild in zahlreiche Blöcke aus Bilddaten aufgeteilt, die einer Kosinustransformation unterzogen werden, um Koeffizientendaten zu erzeugen. Die Koeffizientendaten werden quantisiert und durch einen Huffman-Code codiert, um codierte Bildkoeffizientendaten zu erzeugen. MPEG ist ein Interframe-Verfahren, das mit sequentiellen Bildern arbeitet. Die Änderungen in den Bilddaten von Bild zu Bild werden durch eine bewegungskompensierte prädiktive Codierung codiert, und die codierten Änderungsdaten werden verwendet, um von einem vorangegangenen Bild ein aktualisiertes Bild zu rekonstruieren, indem Änderungen von einem Bild auf das nächste Bild angewendet werden.

[0049] Die Intraframe- und Interframe-Komprimierung kann mittels Wavelet-Verfahren implementiert werden. Bei der Intraframe-Wavelet-Komprimierung werden die Bilddaten in zweidimensionale Blöcke von Daten aufgeteilt, die in verschiedenen Kombinationen einer komplementären Hochpass- und Tiefpassfilterung unterzogen werden, wobei Koeffizientendaten erzeugt werden. Die Wavelet-Koeffizienten werden dann quantisiert und codiert, um verschiedene Komprimierungsgrade zu erreichen. Durch die Verwendung einer Interframe-Wavelet-Transformati on bei einer Bildfolge können höhere Komprimierungsverhältnisse erzielt werden. Bei der Interframe-Wavelet-Komprimierung wirken die komplementären Wavelet-Filter sowohl in der räumlichen als auch in der zeitlichen Dimension auf die Bildfolge ein. Die dreidimensionalen Bilddaten werden gefiltert, quantisiert und codiert. Um das komprimierte Bild zu decodieren, werden die codierten Daten mit einem Verfahren verarbeitet, das die Umkehrung des Codervorgangs ist, so dass die codierten Daten zu einem Bild oder einer Bildfolge rekonstruiert werden können. Mit diesen Verfahren kann eine Datenkomprimierung erzielt werden, die von 2–4:1 bei der JPEG-Komprimierung bis zu 100:1 bei der räumlich-zeitlichen Wavelet-Komprimierung reicht, wodurch der vom Übertragungssystem geforderte Datendurchsatz deutlich verringert wird.

[0050] Bei den meisten Ultraschall-Bildgebungssystemen werden die Bilddatenlinien in Bezug auf die räumlichen Bildabmessungen relativ selten erfasst, wenn höhere Bildraten verwendet werden, die durch die Geschwindigkeit von Schall in Gewebe begrenzt werden. Beispielsweise können über ein 90°-Sektorbild 128 Linien erfasst werden. Um ein vollständig ausgefülltes Bild zu formen, werden fehlende Bilddaten zwischen den erfassten Bildlinien interpoliert. Im Allgemeinen werden derartige interpolierte Daten während der Bildrasterwandlung hinzugefügt. Da sie von den erfassten Bilddaten abgeleitet sind, transportieren die interpolierten Bilddaten nur wenig neue Informationen. Bei einer drahtlosen Sonde werden die Bilddaten daher vorzugsweise vor dem Bildrasterwandlung und Interpolation übertragen, um die erforderliche Übertragungsbandbreite zu minimieren. Mit einer Datenkomprimierung können die Bandbreitenanforderungen noch weiter gesenkt werden.

[0051] In [Fig. 7c](#) werden die Bilddaten vom Strahler **16**, bei denen es sich um gefilterte und detektierte Daten handeln kann, vorübergehend in einem Speicher für nicht codierte Bilder **530** abgelegt. Der Speicher **530** enthält alle Bildlinien eines Einzelbildes, so dass das Komprimierungsverfahren mit einem Vollbild aus Bilddaten arbeiten kann. Anschließend werden die Bilddaten durch einen Bild-CODEC **532** codiert, der die Codierung des ausgewählten Komprimierungsverfahrens durchführt. Der Bild-CODEC **532** kann eine räumliche Intraframe-Codierung

für eine JPEG-Komprimierung, eine räumliche Interframe- oder Intraframe-Codierung für die MPEG-Komprimierung, oder eine räumliche und zeitliche Interframe- oder Intraframe-Codierung für eine Wavelet-Komprimierung durchführen. Die aus der JPEG-Komprimierung resultierenden Koeffizienten oder mit einem der anderen Verfahren codierten Daten werden in einem Speicher für codierte Bilder **534** abgelegt. Die codierten Daten werden dann in einem Quellen-CODEC **536** einem abschließenden Komprimierungsverfahren unterzogen. Bei der JPEG-Komprimierung würde dieses Verfahren die Quantisierung der Koeffizientendaten und die Quellencodierung mittels Umwandlung der Koeffizienten in einen Huffman-Code umfassen. Anschließend werden die komprimierten Daten in einer Spreizspektrumschnittstelle **538**, die eine Frequenzbereichs- oder Zeitbereichs-Spreizspektrumverarbeitung durchführt, einem Spreizspektrumverfahren unterzogen. In diesem Prozessor werden die komprimierten Daten mittels Frequenz- oder Zeitdivision in Datenübertragungseinheiten aufgeteilt. Die Spreizspektrumdaten werden von einem Modulator **537**, der eine Superhetodyne-Modulation der zu übertragenden Daten durchführt, auf ein Trägersignal moduliert. Die modulierten Daten werden durch einen HF-Sender **550** über eine Antenne **514** übertragen.

[0052] [Fig. 7d](#) zeigt die Elemente des empfangenden und dekomprimierenden Prozessors im Ultraschallsystem **30**, wo die Modulation und Kompression des Senders umgekehrt werden. Von einer Antenne **514** empfangene HF-Signale werden von einem rauscharmen Verstärker **552** verstärkt und von einem HF/ZF-Demodulator **554** demoduliert. Die demodulierten Signale werden von einem A/D-Umsetzer **556** in digitale Daten umgewandelt und an einen Basisbandprozessor **548** weitergeleitet. Der Basisbandprozessor rekonstruiert das durch die Spreizspektrumschnittstelle **538** von der Übertragungssequenz erzeugte Spreizspektrum. Die rekonstruierten Spreizspektrumdaten werden an einen Quellen-CODEC **546** weitergeleitet, der im Falle der JPEG-Komprimierung eine Huffman-Code-Decodierung durchführt, die Umkehrung des Quellen-CODEC **536**. Alternativ führt der Quellen-CODEC die Quellen-CODEC-Verarbeitung für die anderen Komprimierungsverfahren umgekehrt aus. Die vom Quellen-CODEC erzeugten Daten werden vorübergehend in einem Speicher für codierte Bilder **544** abgelegt und anschließend einem Bild-CODEC **542** zugeführt. Der CODEC **542** führt die Funktion des Bild-CODEC **532** umgekehrt aus und decodiert die Koeffizientendaten oder andere im Bildspeicher für codierte Bilder abgelegte codierte Daten, wodurch die ursprünglichen Bilddaten wiederhergestellt werden. Die Bilddaten werden in einem Speicher für decodierte Bilder **540** abgelegt, von dem sie an den Bildprozessor **34** des Ultraschallsystems **30** zur weiteren Verarbeitung und Anzeige weitergeleitet werden.

[0053] Es ist zu beachten, dass beim Duplexbetrieb sowohl die Sonde als auch das Ultraschallsystem sowohl das Senden als auch das Empfangen übernehmen und demzufolge sämtliche Vorgänge in den [Fig. 7c](#) und [Fig. 7d](#) ausführen.

[0054] Es ist zu beachten, dass gemäß der vorliegenden Erfindung auch eine frei laufende, nicht synchronisierte Sonde konstruiert werden kann, wodurch die Sende- und Zeitsteuerungsschaltung der Sonde eine oder mehrere in der Sonde gespeicherte Steuersequenzen ausführt. Ein Benutzer würde die Stromversorgung der Sonde einschalten und dann mittels Tasten oder Schaltern an der Sonde die gewünschte Abtastsequenz auswählen, sofern mehr als eine zur Verfügung ständen. Die Sender-Empfänger-Schaltung der Sonde **10** könnte dann einfach als ein Sender arbeiten und kontinuierlich die Bilddaten zurück zum Ultraschallsystem zur Verarbeitung und Anzeige übertragen, bis die Sonde entweder deseletiert oder ausgeschaltet wird. Eine derartige Anordnung würde nur einen Einwegübertragungspfad zwischen der Sonde und dem Ultraschallsystem erfordern, da Steuerdaten nicht vom Ultraschallsystem übertragen werden würden. Obwohl eine derartige Anordnung eine gewisse Einfachheit bei der Konstruktion erlauben würde, beschränkt sie die Möglichkeit des Benutzers zum Steuern der Abtastung auf die an der Sonde selbst befindlichen Bedienelemente. Bedienelemente, die am Ultraschallsystem betätigt werden, wie beispielsweise das Einstellen mehrerer Fokuszonen neben dem angezeigten Bild oder das Platzieren eines gewünschten Doppler-Fensters in einem Color-Flow-Bild, wären bei einer Ausführungsform mit Einwegübertragung nicht in Kraft. Um die Benutzerschnittstelle (Bedienelemente) des Ultraschallsystems vollständig zu nutzen und die Steuerungskomplexität der Sonde zu minimieren, wird eine Zweiwegekommunikation bevorzugt, entweder im Simplexbetrieb, wobei die Sonde und das Ultraschallsystem abwechselnd auf sequentielle Weise miteinander kommunizieren, oder im Vollduplexbetrieb, wobei die Sonde und das Ultraschallsystem fortgesetzt gleichzeitig miteinander kommunizieren können.

[0055] Eine weitere Möglichkeit, die eine Zweiwegekommunikation bietet, ist die Möglichkeit, die von der Sonde aufgewendete Sendeleistung zu regulieren, eine nützliche Funktion bei einer batteriegespeisten Vorrichtung. Die Stärke der durch das Ultraschallsystem von der Sonde empfangenen Signale wird gemessen, und Sendepegelsteuersignale werden vom Ultraschallsystem in einer drahtlosen Rückmeldeanordnung zurück an die Sonde geschickt. Diese Rückmeldesignale weisen die Sonde an, ihre abgestrahlte Energie entsprechend der Qualität der von der Sonde empfangenen Signale und dem Abstand zwischen Sonde und Systemempfänger zu erhöhen oder zu senken. Auf diese Weise wird die Sender-Empfän-

ger-Schaltung der Sonde Signale übertragen, die für einen hochqualitativen Empfang durch das Ultraschallsystem über die Distanz zwischen der Sonde und dem Systemempfänger mindestens ausreichend sind, wodurch die Inanspruchnahme von Batterieenergie durch die Sender-Empfänger-Schaltung der Sonde minimiert wird. Eine ähnliche Rückmeldeanordnung von der Sonde zum Ultraschallsystem kann vom Ultraschallsystem verwendet werden, um seine abgestrahlte Energie und damit das Risiko einer elektrischen HF-Interferenz mit anderen Vorrichtungen in der medizinischen Umgebung zu minimieren.

[0056] Die von der Sonde zum Ultraschallsystem übertragenen Ultraschallbilddaten können in Datenpaketen oder -blöcken übertragen werden, denen Kopfteile vorausgehen und Nachsätze folgen, die Informationen in Bezug auf die Eigenschaften der Ultraschalldaten liefern. Vorzugsweise werden die übertragenen Daten zu Sequenzen aus Abtastliniendaten gruppiert und mehrere Abtastlinien für ein Einzelbild werden in einer Sequenz übertragen, denen Bildkopfteile vorausgehen und Bildnachsätze folgen. Der übertragenen Daten können auch von Kommunikationsprotokollkopfzeilen und -nachsätzen begleitet werden, die das Übertragungsformat angeben. Die Kopfteilinformationen können Angaben enthalten, die die Sonde, die Art der bei der Übertragung verwendeten Komprimierung sowie Betriebsdaten wie Sonden-temperatur und andere Sicherheitsinformationen angeben. Derartige Formatierungsprotokolle für kabellose Abtastköpfe werden in der US-amerikanischen Patentschrift 6.113.547 ausführlicher beschrieben.

[0057] Montagezeichnungen für eine kabellose Ultraschallsonde sind in den [Fig. 8a](#), [Fig. 8b](#), [Fig. 9a](#), [Fig. 9b](#), [Fig. 9c](#) und [Fig. 9d](#) dargestellt. Die [Fig. 8a](#) und [Fig. 8b](#) sind jeweils eine Seitenansicht und eine Draufsicht der inneren Komponenten einer kabellosen Ultraschallsonde. Wie in [Fig. 8a](#) gezeigt, sind zwei Leiterplatten **82** und **84** in einer parallelen Sandwich-Anordnung verbunden. Auf den Leiterplatten sind die integrierten Schaltungen **18** für den Multiplexer und den Strahlformer **16** aufgebracht. An einem Ende der Leiterplatten ist ein Wandleranordnungsmodul **12** angebracht, und die Elemente der Anordnung sind mit den integrierten Schaltungen des Multiplexers verbunden. Die Anzahl der verwendeten integrierten Schaltungen für Multiplexer und Strahlformer wird durch die Anzahl der Elemente der Wandleranordnung sowie durch die gewünschte aktive Apertur während des Sendens und Empfangens bestimmt. Beispielsweise können für ein 128-Elemente-Anordnung acht integrierte Schaltungen für Multiplex verwendet werden, wenn jede integrierte Schaltung für Multiplexer mit sechzehn Elementen verbunden werden kann, wie dies bei der integrierten Schaltung für Multiplexer in [Fig. 5](#) der Fall ist. Wenn ein 64-Kanal-Empfangsstrahlformer gewünscht wird, können acht integrierte Schaltungen für Strahlformer

mit jeweils acht Empfangskanälen verwendet werden. Hinter den integrierten Schaltungen für Multiplexer und Strahlformer aus [Fig. 8b](#) befinden sich die Sender-Empfänger-Schaltung **50** und die Stromverteilerschaltung **62**.

[0058] Die montierten Leiterplatten und das Wandlermodul werden in ein Gehäuse **80** montiert, von dem in [Fig. 9a](#) ein Hälften dargestellt ist. In der Zeichnung hat das untere Ende des Gehäuses ein separates Deckelteil (nicht abgebildet), das über das Wandleranordnungsmodul passt und ein akustisches Fenster vor der Anordnung bildet. Die Leiterplatte ist mit einer Batterie **64** verbunden, die sich am oberen Ende (Rückseite) des Gehäuses **80** befindet. Die Anschlusspole der Batterie **64** sind mit externen Ladekontakte **92** verbunden, die auf jeder Seite des Gehäuses **80** bündig eingelassen sind, wie in der Draufsicht in [Fig. 9a](#) und der Seitenansicht in [Fig. 9b](#) gezeigt. Alternativ kann die Sonde interne Ladekontakte verwenden, hier in [Fig. 9a](#) als Federkontakte **94** gezeigt. Die Federkontakte können über eine bewegliche Klappe oder Tür über jedem Federkontakt zugänglich sein, wobei aber in den [Fig. 9a](#) und [Fig. 9b](#) der Zugang zu den Federkontakte über zwei Gummidichtungen **96** vorgesehen ist, von denen eine in [Fig. 9d](#) dargestellt ist. Jede Dichtung hat einen selbst abdichtenden Schlitz **98**, durch den Batterieladestifte zu den Federkontakte **94** geführt werden können. Wenn die Batterieladestifte durch die Schlitze in den Dichtungen gedrückt werden, findet ein Abstreifvorgang statt, um überflüssiges Gel oder andere Substanzen abzustreifen, die an den Ladestiften vorhanden sein könnten, wodurch das Gel oder andere verunreinigende Substanzen außerhalb der Sonde gelassen werden.

Patentansprüche

1. Ultraschallsonde für die drahtlose Kommunikation mit einem diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystem (**30**) zur Anzeige von Ultraschallinformationen, die von der genannten Ultraschallsonde erfasst wurden, wobei die Ultraschallsonde Folgendes umfasst:
eine Mehrelemente-Wandleranordnung (**12**),
einen mit der genannten Wandleranordnung (**12**) gekoppelten Empfangsstrahlformer (**16**), der von Elementen der genannten Wandleranordnung (**12**) empfangene Echosignale selektiv kombiniert, um strahlgeformte Echosignale zu bilden,
einen mit dem Empfangsstrahlformer gekoppelten, drahtlosen Sender (**50**) zum Übertragen strahlgeformter Echosignale an einen drahtlosen Empfänger, der in dem genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystem (**30**) enthalten ist.

2. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, die Folgendes umfasst:
Sende-Zeitsteuerungsschaltung (**300**), gekoppelt mit

der genannten Wandleranordnung (12), um die Übertragung elektronisch gelenkter und/oder fokussierter Ultraschallstrahlenbündel durch die genannte Wandleranordnung zu steuern.

3. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei das genannte diagnostische bildgebende Ultraschallsystem (30) weiterhin eine Anzeige (36) zum Anzeigen von Ultraschallbildern enthält, die anhand der vom genannten drahtlosen Sender (50) übertragenen strahlgeformten Echosignale gebildet wurden.

4. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender (50) einen HF-Sender (502) umfasst, und wobei der genannte drahtlose Empfänger einen HF-Empfänger umfasst.

5. Ultraschallsonde nach Anspruch 2, wobei das genannte diagnostische bildgebende Ultraschallsystem weiterhin eine Sondensteuereinheit (38) zum Steuern der Ultraschallabtastung durch die Ultraschallsonde enthält, und wobei die genannte Sonde weiterhin Folgendes umfasst:
einen drahtlosen Empfänger, der in Reaktion auf den Betrieb der genannten Ultraschallsonden-Steuereinheit (38) Abtaststeuersignale vom genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystem für den Betrieb der genannten Sende-Zeitsteuerungsschaltung (300) empfängt.

6. Ultraschallsonde nach Anspruch 2, wobei die genannte Sende-Zeitsteuerungsschaltung die Übertragung der Ultraschallstrahlenbündel für eine B-Mo de- und Doppler-Bildgebung steuert.

7. Ultraschallsonde nach Anspruch 2, wobei die genannte Sende-Zeitsteuerungsschaltung (300) weiterhin die aktive Apertur der genannten Wandleranordnung (12) steuert.

8. Ultraschallsonde nach Anspruch 7, wobei die genannte Sende-Zeitsteuerungsschaltung weiterhin einen mit den Elementen der genannten Wandleranordnung (12) gekoppelten Multiplexer (18) enthält.

9. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte Strahlformer weiterhin eine Gewichtungsschaltung enthält, um eine gewünschte Apodisierungsfunktion auf empfangene Echosignale anzuwenden.

10. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, die weiterhin eine Zeitverstärkungssteuerungsschaltung (TGC) umfasst, um auf empfangene Echosignale eine Verstärkungsfunktion in Abhängigkeit von der Tiefe anzuwenden, aus der die genannten Echosignale empfangen werden.

11. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte Strahlformer einen Strahlformer für abge-

tastete Daten umfasst.

12. Ultraschallsonde nach Anspruch 11, wobei der genannte Strahlformer einen CCD-Strahlformer umfasst.

13. Ultraschallsonde nach Anspruch 11, wobei der genannte Strahlformer einen digitalen Strahlformer umfasst.

14. Ultraschallsonde nach Anspruch 11, wobei der genannte drahtlose Sender eine Senderbandbreite von mindestens 4 Mbit/s hat.

15. Ultraschallsonde nach Anspruch 14, wobei der genannte drahtlose Sender eine Senderbandbreite von mindestens 11 Mbit/s hat.

16. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender einen Superheterodyne-Modulator enthält.

17. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, die weiterhin einen digitalen Signalprozessor umfasst, um eine oder mehrere der folgenden Funktionen durchzuführen: Begrenzen der Bandbreite von Echosignalinformationen, Aufteilen von Echosignalen in Quadratursignale, und Dezimieren der Abtastrate von Echosignalinformationen.

18. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, die weiterhin einen Detektor zum Detektieren von B-Mo de-Echoinformationen umfasst.

19. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei die genannten strahlgeformten Echosignale als nicht bildrastergewandelte Abtastlinien übertragen werden, und wobei das genannte diagnostische bildgebende Ultraschallsystem einen Bildrasterwandler zum Umwandeln der genannten Abtastlinien in ein gewünschtes Bildformat beinhaltet.

20. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender einen UHF-Sender umfasst.

21. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Empfänger innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystems einen ZF-Abschnitt und einen Basisbandabschnitt enthält.

22. Ultraschallsonde nach Anspruch 21, wobei der genannte drahtlose Empfänger innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystems einen Quadraturdemodulator enthält.

23. Ultraschallsonde nach Anspruch 3, wobei der genannte drahtlose Empfänger innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschall-

systems einen ZF-Abschnitt und einen Basisbandabschnitt enthält.

24. Ultraschallsonde nach Anspruch 23, wobei der genannte drahtlose Empfänger innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystems einen Quadraturdemodulator enthält.

25. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystems ein Spreizspektrumsender ist.

26. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender innerhalb des genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystems eine HF-Sendefrequenz im Bereich von etwa 2,4 GHz verwendet.

27. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, die weiterhin eine Datenkomprimierungsschaltung zum Komprimieren der strahlgeformten Echosignale umfasst, bevor sie durch den genannten drahtlosen Sender übertragen werden.

28. Ultraschallsonde nach Anspruch 27, wobei die genannte Datenkomprimierungsschaltung das JPEG-, MPEG- oder Wavelet-Komprimierungsverfahren verwendet.

29. Ultraschallsonde nach Anspruch 2, wobei die genannte Sonde weiterhin eine Datenspeicherungsvorrichtung zum Speichern einer Sendesteuерsequenz enthält, und wobei die genannte Sende-Zeitsteuerungsschaltung die genannte gespeicherte Sendesteuерsequenz ausführt, um das Senden von Ultraschallstrahlenbündeln durch die genannte Wandleranordnung zu steuern.

30. Ultraschallsonde nach Anspruch 1, wobei der genannte drahtlose Sender einen Regulator enthält, der die Sendeleistung als eine Funktion entweder der Qualität der vom genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystem empfangenen Signale oder der Distanz zwischen der genannten Ultraschallsonde und dem genannten diagnostischen bildgebenden Ultraschallsystem reguliert.

Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

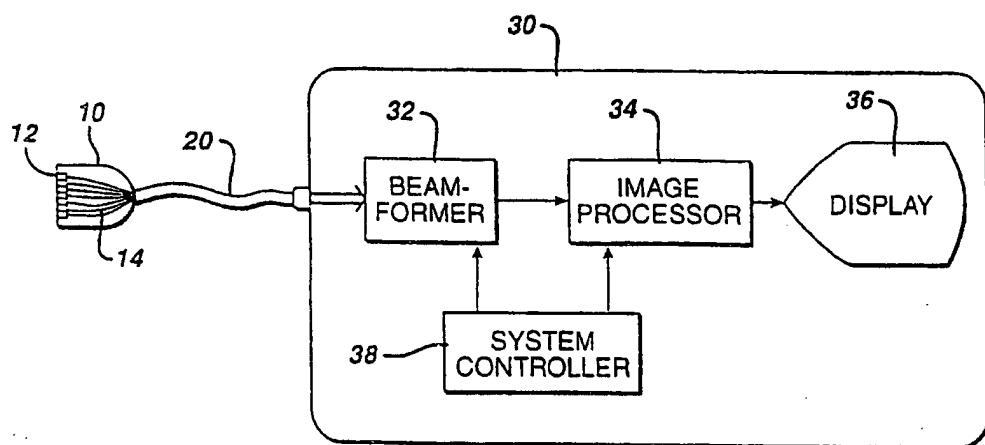
PRIOR ART

FIG. 1

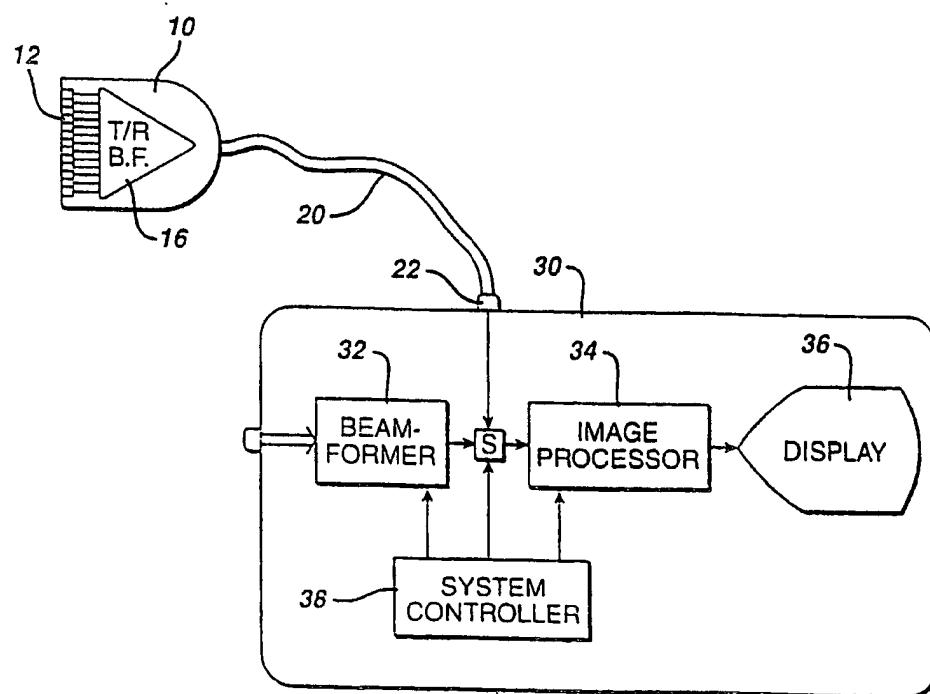


FIG. 2

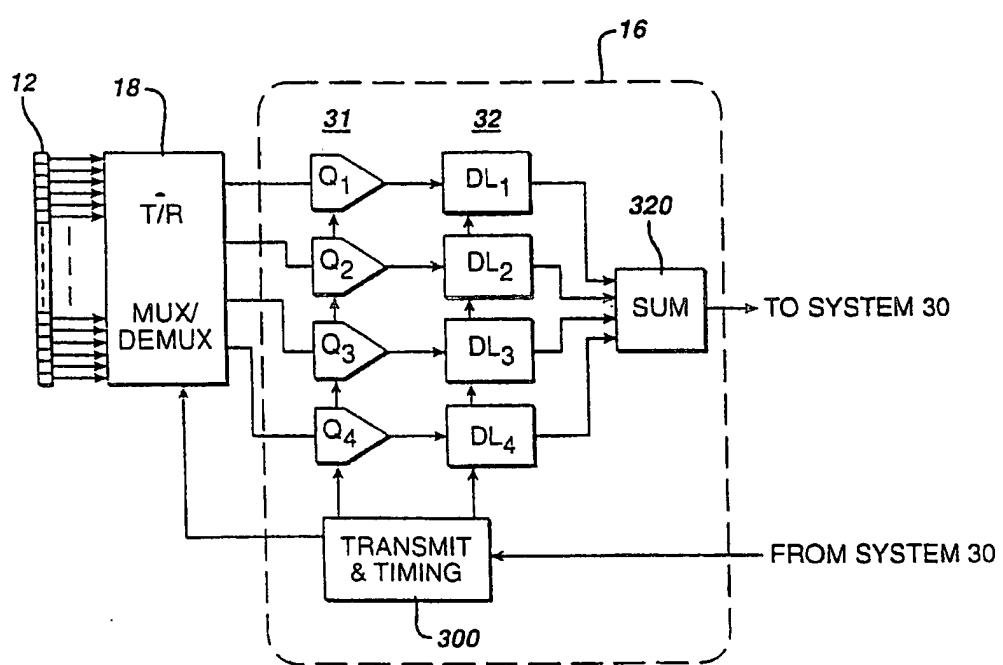


FIG. 3

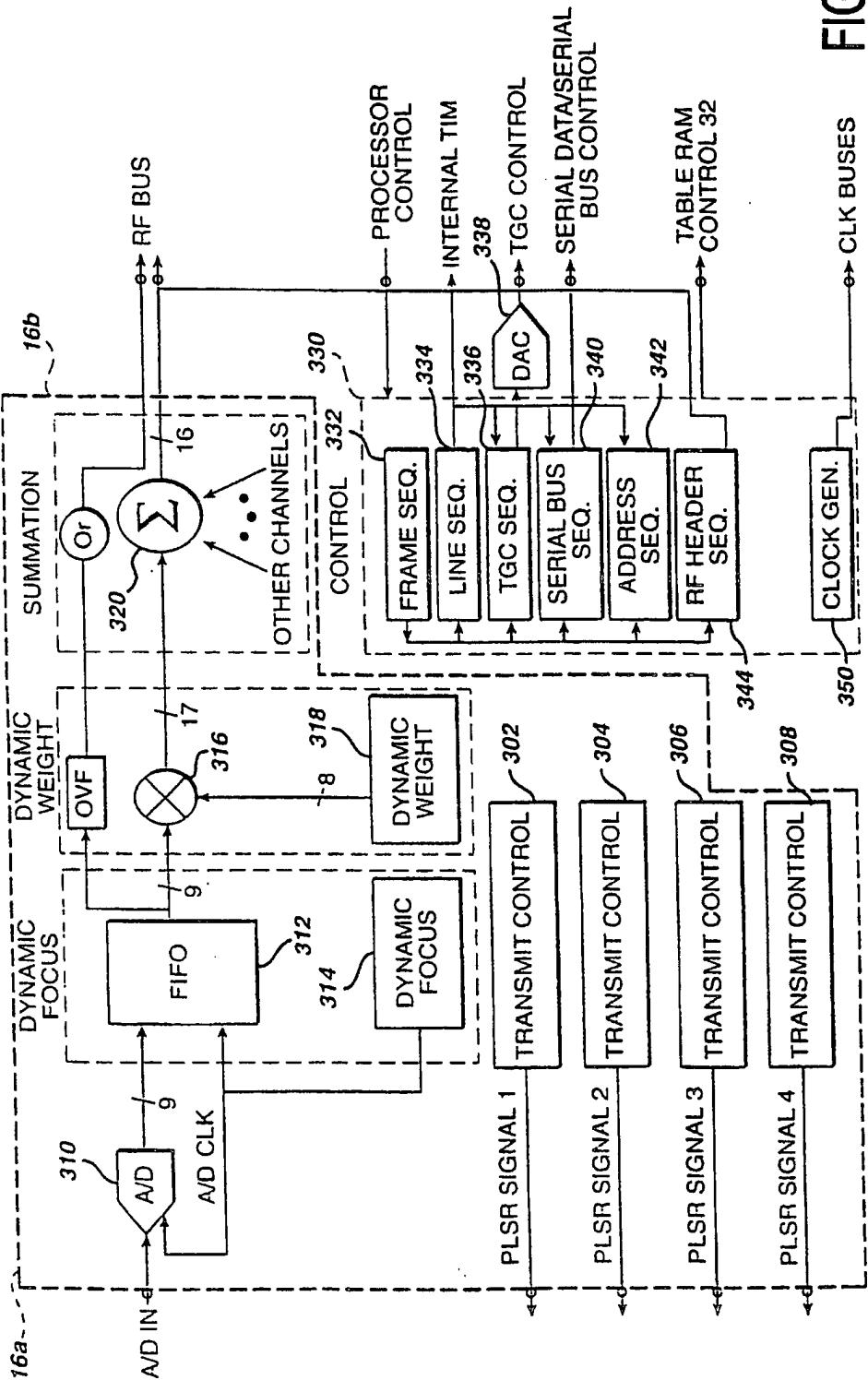


FIG. 4

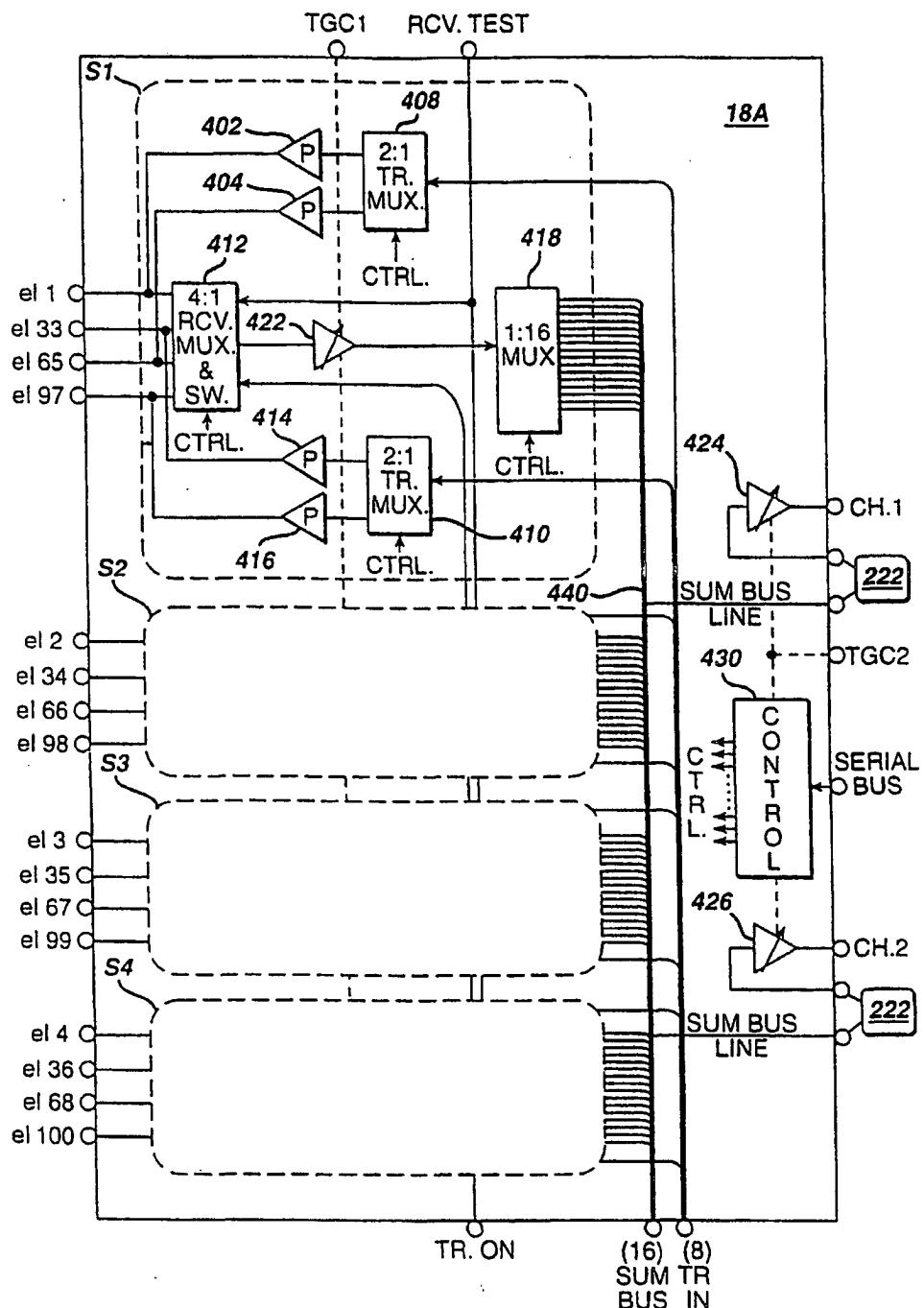


FIG. 5

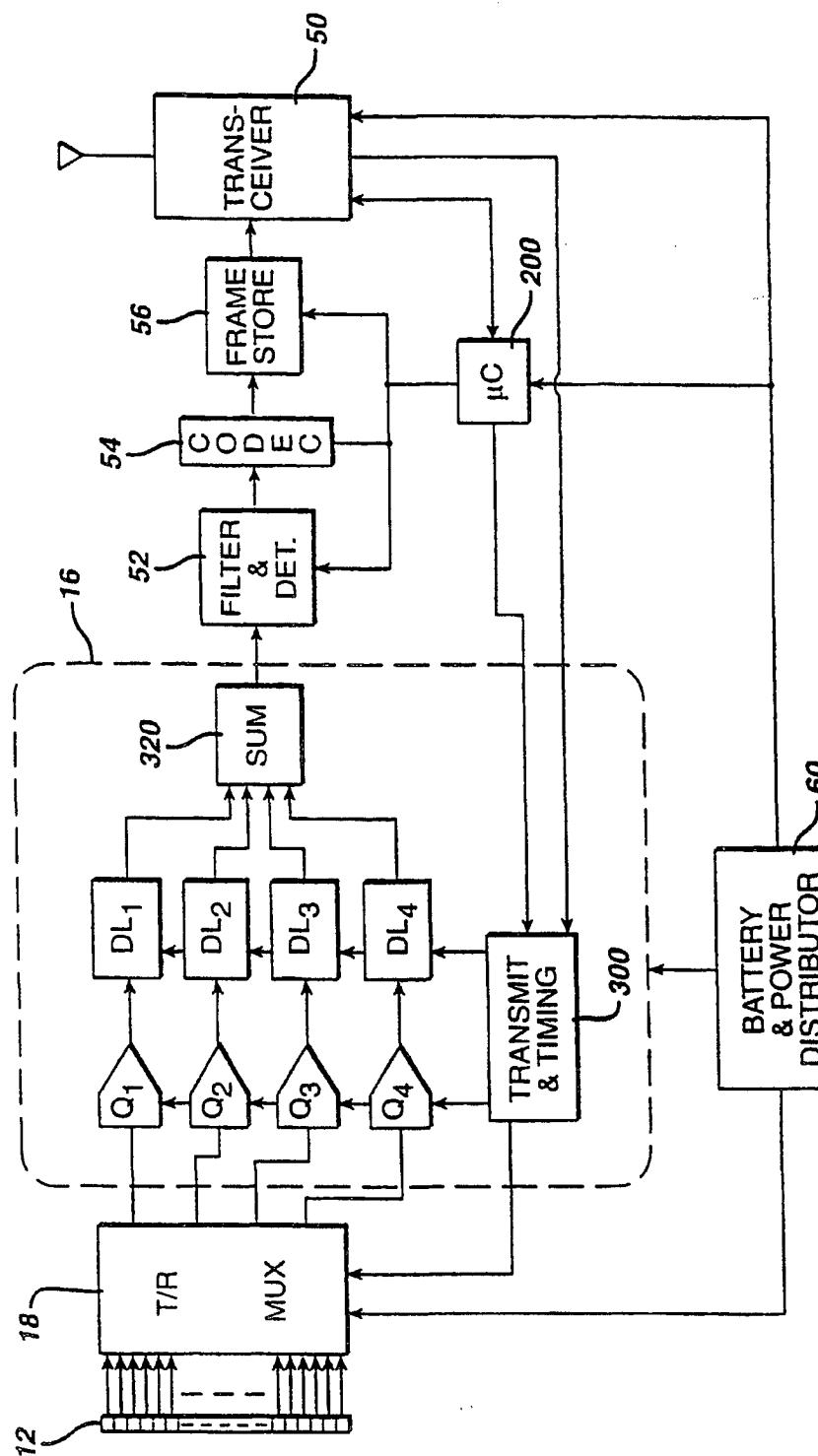


FIG. 6a

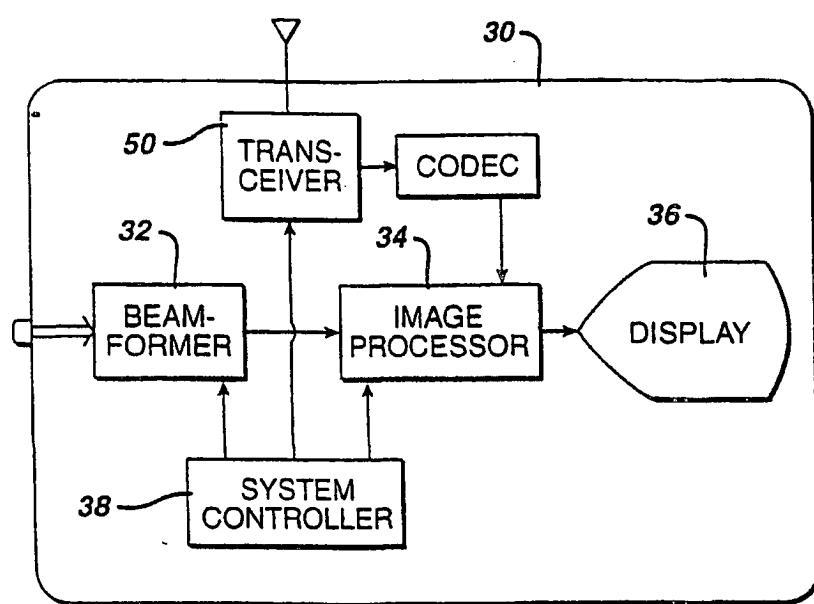


FIG. 6b

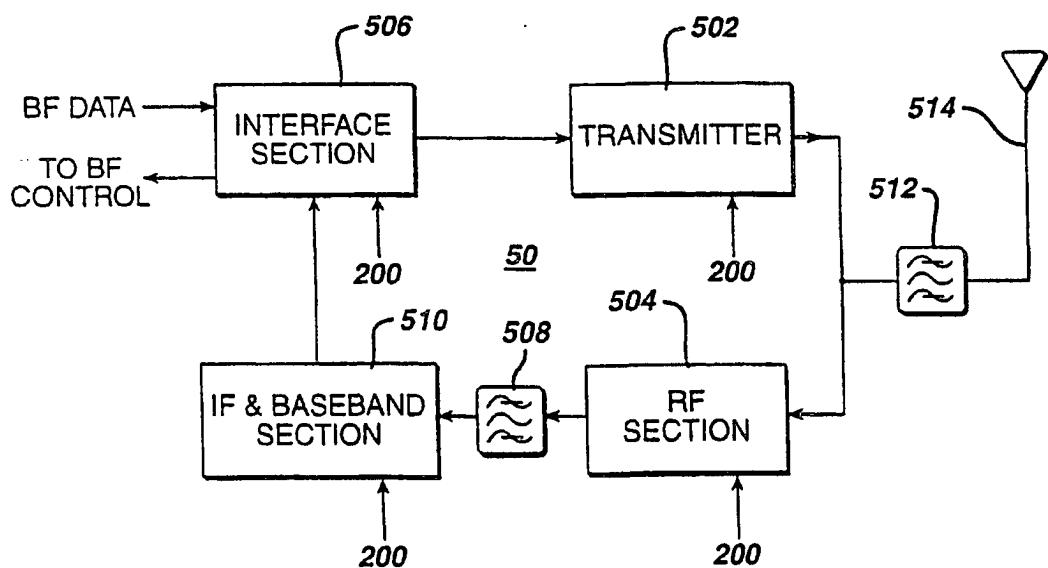


FIG. 7a

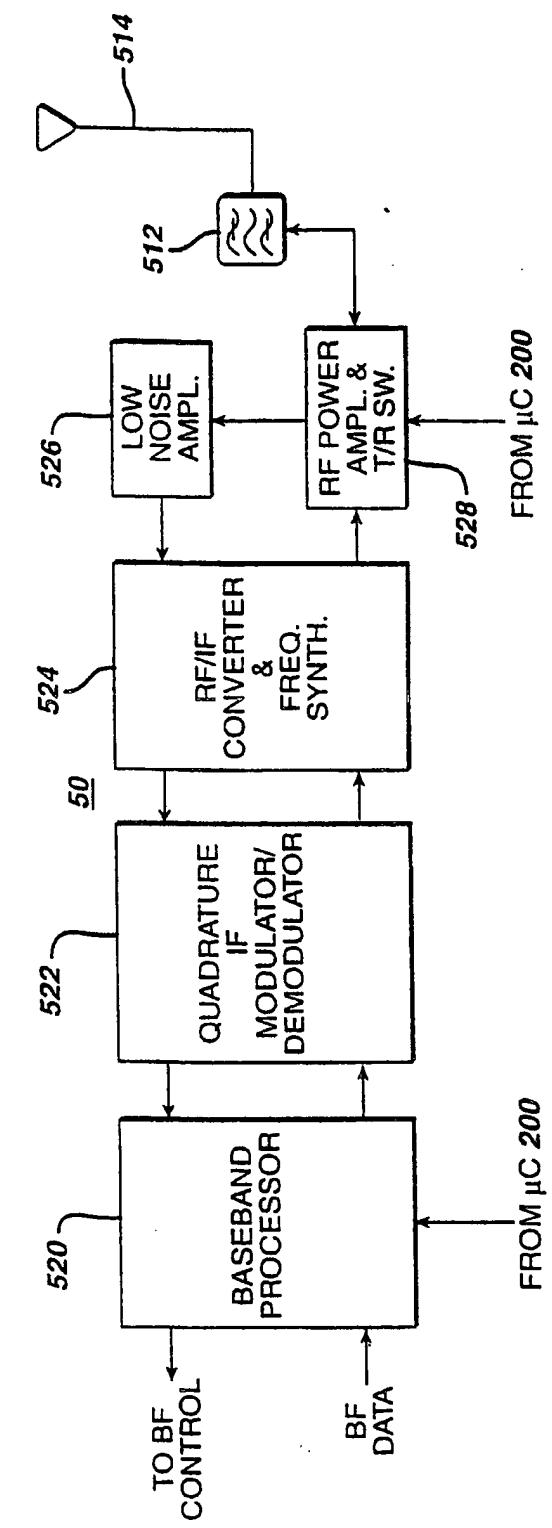


FIG. 7b

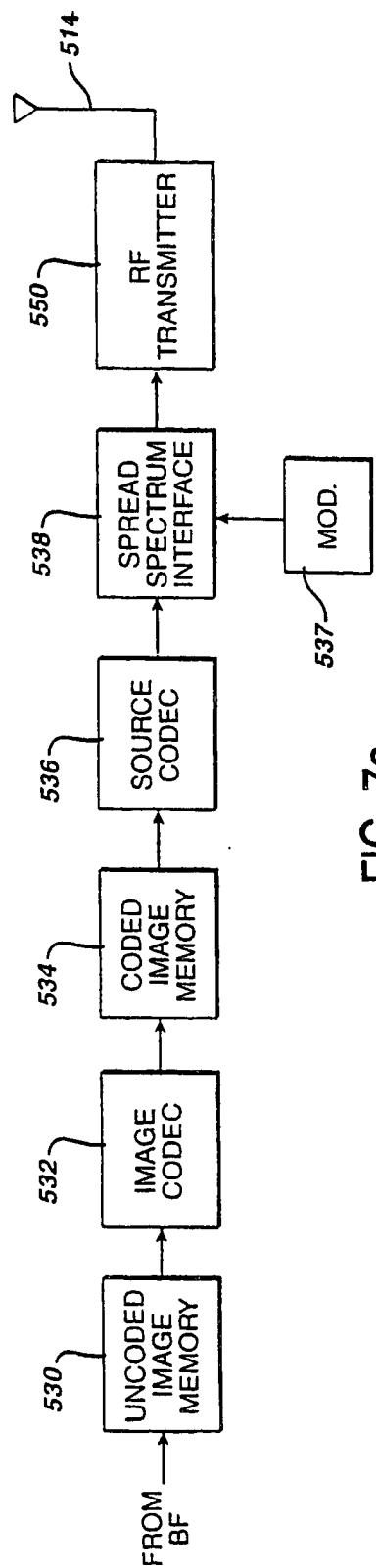


FIG. 7C

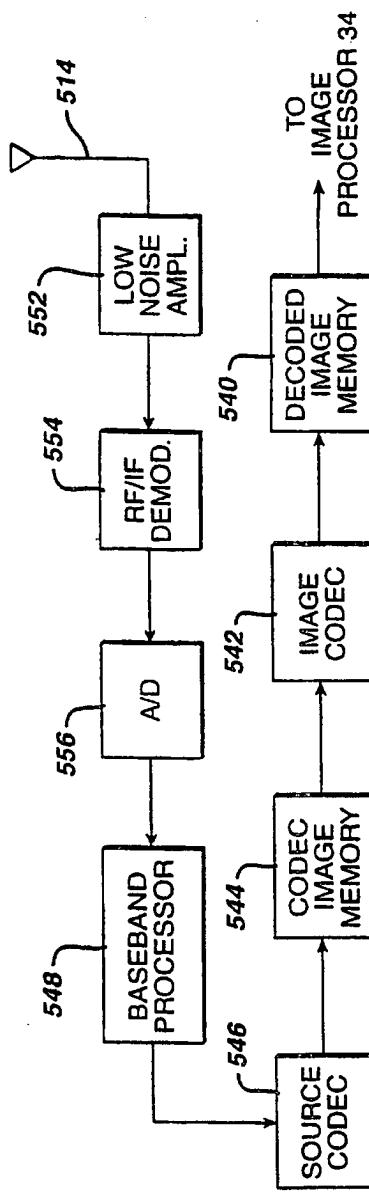


FIG. 7d

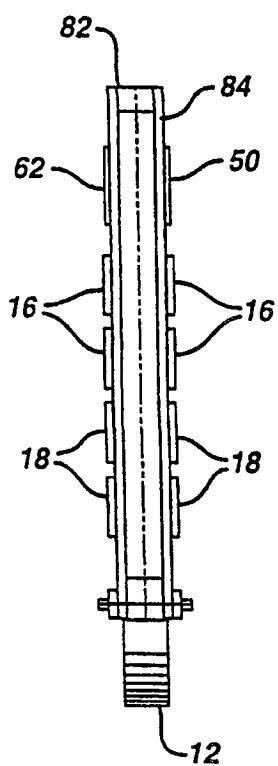


FIG. 8a

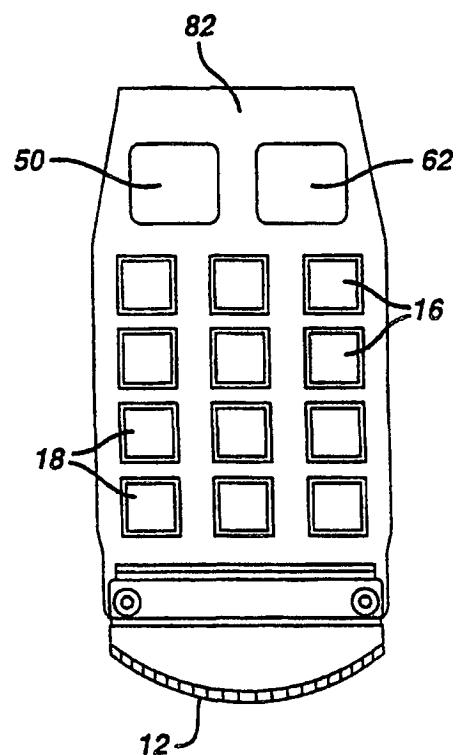


FIG. 8b

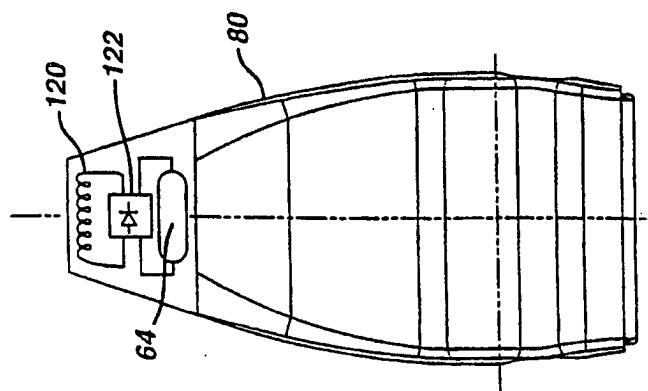


FIG. 9c

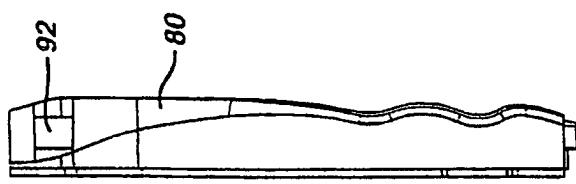


FIG. 9b

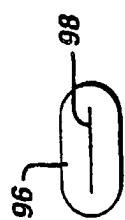


FIG. 9d

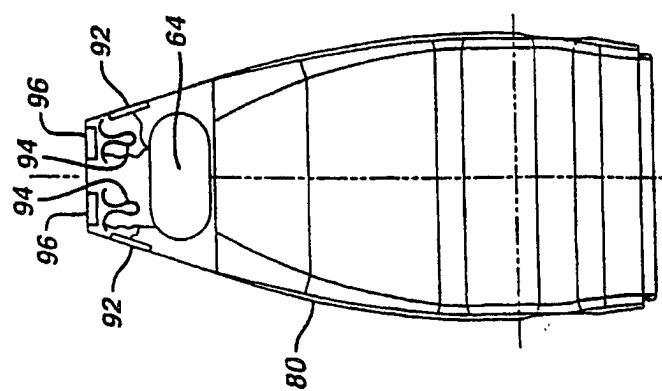


FIG. 9a