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

(10) **DE 697 30 563 T2** 2005.09.15

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 815 793 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 30 563.5**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 304 656.8**
(96) Europäischer Anmeldetag: **27.06.1997**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **07.01.1998**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **08.09.2004**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **15.09.2005**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 8/14**
G10K 11/00

(30) Unionspriorität:
672782 **28.06.1996** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:
Sonosite, Inc., Bothell, Wash., US

(74) Vertreter:
Müller-Boré & Partner, Patentanwälte, European Patent Attorneys, 81671 München

(72) Erfinder:
Pflugrath, Lauren S., Bothell, Washington 98041, US; Souquet, Jacques, Bothell, Washington 98041, US

(54) Bezeichnung: **Tragbares Ultraschalldiagnoseinstrument**

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 auf medizinische Ultraschalldiagnosesysteme und insbesondere auf ein vollständig integriertes tragbares Ultraschalldiagnoseinstrument.

[0002] Wie gut bekannt ist, sind moderne Ultraschalldiagnosesysteme große, komplexe Instrumente. Heutige erstklassige Ultraschallsysteme, obwohl zur Portabilität bzw. Beweglichkeit in Handwagen montiert, wiegen unverändert mehrere hundert Pfund. In der Vergangenheit waren Ultraschallsysteme, wie beispielsweise das ADR-4000-Ultraschallsystem, welches durch Advanced Technology Laboratories, Inc., Inhaberin der vorliegenden Erfindung, hergestellt wurde, kleinere Tischeinheiten von etwa der Größe eines Personal Computers bzw. Arbeitsplatzrechners. Jedoch mangelte es derartigen Instrumenten an vielen der fortgeschrittenen Eigenschaften von heutigen erstklassigen Ultraschallsystemen, wie beispielsweise einer Farb-Doppler-Bildgebung bzw. -Darstellung und Fähigkeiten einer dreidimensionalen Anzeige bzw. Bildschirmausgabe. Da Ultraschallsysteme hoch entwickelter wurden, wurden diese auch unhandlicher bzw. größer.

[0003] Jedoch ist es mit der stets ansteigenden Dichte von digitaler Elektronik nun möglich, eine Zeit abzusehen, wann Ultraschallsysteme fähig sein werden, auf eine Größe miniaturisiert zu werden, welche sogar kleiner ist als ihre viel früheren Vorläufer. Der Arzt bzw. Mediziner ist es gewöhnt, mit einem tragbaren bzw. in der Hand gehaltenen Ultraschall-Scankopf bzw. -Abtastkopf zu arbeiten, welcher etwa die Größe eines elektrischen Rasierers aufweist. Es wäre wünschenswert, im Einklang mit dem vertrauten Abtastkopf fähig zu sein, das gesamte Ultraschallsystem in eine Einheit einer Abtastkopfgröße zu drängen. Es wäre weiters für ein derartiges Ultraschallinstrument wünschenswert, so viele der Eigenschaften bzw. Merkmale von heutigen hochentwickelten Ultraschallsystemen wie möglich beizubehalten, wie beispielsweise Fleckenreduktion, Farb-Doppler- und dreidimensionale Bildgebungsfähigkeiten.

[0004] US 5 293 351 beschreibt eine akustische Suchvorrichtung, umfassend einen Ultraschall-Meßumformer mit einer Vielzahl von Elementen, zum Aussenden bzw. Übermitteln akustischer Signale zu einem betrachteten Suchbereich und zum Empfangen bzw. Aufnehmen von Echosignalen davon, eine Anzeige bzw. Ausgabe, eine elektronische Einheit und eine optische Betrachtungsvorrichtung. Die optische Betrachtungsvorrichtung, die Anzeige und der Ultraschall-Meßwandler sind angeordnet, um ein Teil der Schutzkappe eines Tauchers zu bilden und sind in einer Schutzkappe angeordnet.

[0005] In Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung wird ein tragbares Ultraschallsystem zur Verfügung gestellt, wie es durch Anspruch 1 definiert wird. Derart wird ein diagnostisches Ultraschallsystem bereitgestellt, welches viele der Eigenschaften eines erstklassigen Ultraschallsystems in einer tragbaren bzw. in der Hand gehaltenen Einheit zeigt. Das Instrument ist eine zweiteilige Einheit. In einer derartigen Konfiguration kann die Meßwandler-Einheit mit einer Hand manipuliert bzw. gehandhabt werden, während ein Kabel zwischen den zwei Einheiten es dem Video ermöglicht, auf der Anzeigeeinheit gezeigt zu werden, während die letztere Einheit für ein optimales Betrachten des Ultraschallbilds gehalten oder positioniert ist. Das Kabel stellt auch Energie für die Meßwandler-Einheit von der Anzeigeeinheit zur Verfügung.

[0006] In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Ultraschallsystem, von dem Meßfühler hindurch zu einer Videoausgabe, auf vier Typen von anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreisen (ASICs) gefertigt: einem Sende/Empfangs-ASIC, welcher mit den Elementen eines Array-Meßwandlers verbunden ist, einem vorderen End-ASIC, welcher ein Sende- und Empfangs-Strahlformen durchführt und regelt bzw. steuert, einem digitalen Signalverarbeitungs-ASIC, welcher eine Verarbeitung der Ultraschallsignale, wie beispielsweise ein Filtern, zur Verfügung stellt, und einem hinteren End-ASIC, welcher verarbeitete Ultraschallsignale empfängt bzw. aufnimmt und Ultraschallbild-Daten erzeugt. Das Bild kann entweder auf einem Standardmonitor oder auf einer Flüssigkristallanzeige (LCD) angezeigt bzw. ausgegeben werden. Da sie aus ASICs besteht, kann die Elektronik der Einheit auf einer einzelnen gedruckten Schaltung bzw. Leiterplatte gefertigt sein, was die üblicherweise durch Verbinder und Kabel aufgeworfenen Probleme eliminiert bzw. beseitigt. Dieses hoch entwickelte Ultraschallinstrument ist als eine tragbare Einheit hergestellt, welche weniger als zehn Pfund (4,5 Kilogramm) wiegt.

[0007] In den Zeichnungen:

[0008] illustriert Fig. 1 in der Form eines Blockdiagramms die Architektur eines tragbaren Ultraschallsystems, welches keine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist

[0009] sind Fig. 2a und Fig. 2b eine vordere und Seitenansicht eines tragbaren Ultraschallsystems, welches

als eine einzelne Einheit verpackt ist, und welches nicht eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist;

[0010] sind Fig. 3a und Fig. 3b eine vordere und Seitenansicht der Meßwandler- bzw. Meßfühler-Einheit eines Zwei-Einheiten tragbaren Ultraschallsystems der vorliegenden Erfindung;

[0011] illustriert Fig. 4 die zwei Einheiten eines tragbaren Ultraschallsystems der vorliegenden Erfindung in einer Zwei-Einheiten-Packung;

[0012] ist Fig. 5 ein schematisches Diagramm des Sende/Empfangs-ASIC des Ultraschallsystems von Fig. 1;

[0013] ist Fig. 6 ein Blockdiagramm des vorderen End-ASIC des Ultraschallsystems von Fig. 1;

[0014] illustriert Fig. 7 die Blendenregelung bzw. -steuerung, welche durch den Sende/Empfangs- und vorderen End-ASIC ermöglicht wird;

[0015] ist Fig. 8 ein Blockdiagramm des digitalen Signalverarbeitungs-ASIC des Ultraschallsystems von Fig. 1;

[0016] illustriert Fig. 9 ein Min/Max-Filter zur Blitzunterdrückung;

[0017] sind Fig. 10a–Fig. 10c Wellenformen, welche die Arbeit des Blitzunterdrückungs-Prozessors darstellen;

[0018] ist Fig. 11 ein Flußdiagramm der B-Modus-Verarbeitung durch den digitalen Signalverarbeitungs-ASIC;

[0019] ist Fig. 12 ein Flußdiagramm einer Doppler-Verarbeitung durch den digitalen Signalverarbeitungs-ASIC;

[0020] ist Fig. 13 ein Blockdiagramm des hinteren End-ASIC des Ultraschallsystems von Fig. 1;

[0021] illustriert Fig. 14 eine Rθ-Scanumformung in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;

[0022] illustriert Fig. 15 eine Scanlinien- bzw. Abtastlinien-Interpolation durch den Scankonverter bzw. Abtastumwandler dar;

[0023] ist Fig. 16 eine weitere Darstellung bzw. Illustration einer Scan- bzw. Abtastumwandlung in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;

[0024] illustrieren Fig. 17a und Fig. 17b kombinierte B-Modus- und Doppler-Bilder;

[0025] illustriert Fig. 18 kombinierte B-Modus- und Doppler-Scanlinien bzw. -Rasterlinien;

[0026] illustrieren Fig. 19 und Fig. 20 ein dreidimensionales Rendering bzw. Wiedergeben unter Verwendung zweidimensionaler Bildrahmen;

[0027] illustriert Fig. 21 das Aufteilen des Rahmenpufferspeichers während einer dreidimensionalen Bildgebung; und

[0028] ist Fig. 22 eine Karte der Anwender-Bedienelemente des Ultraschallsystems von Fig. 1.

[0029] Zuerst bezugnehmend auf Fig. 1 wird die Architektur eines tragbaren Ultraschallsystems der vorliegenden Erfindung gezeigt. Ein Meßwandlerarray bzw. -feld bzw. eine Meßwandleranordnung **10** wird für seinen Festkörper, elektronische Regelungs- bzw. Steuerfähigkeiten, variable bzw. veränderliche Blende bzw. Öffnung, Bildleistung und Zuverlässigkeit verwendet. Es kann entweder eine flache oder gekrümmte lineare Anordnung verwendet werden. In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Anordnung bzw. das Array bzw. Feld eine gekrümmte Anordnung, welche ein Weitausschnitts-Abtastfeld ermöglicht. Während die bevorzugte Ausführungsform ausreichende Verzögerungsfähigkeiten sowohl zum Steuern bzw. Lenken als auch Fokussieren bzw. Einstellen einer flachen Anordnung aufweist, wie beispielsweise einer phasengesteuerten Anord-

nung aufweist, reduziert die geometrische Krümmung der gekrümmten Anordnung die Verzögerungsanforderungen an den Strahlformer. Die Elemente der Anordnung sind mit einem Sende/Empfangs-ASIC **20** verbunden, welcher die Meßumformer-Elemente antreibt und Echos empfängt, welche durch die Elemente empfangen wurden. Der Sende/Empfangs-ASIC **30** regelt bzw. steuert auch die Sende- und Empfangsblenden des Arrays bzw. der Anordnung **10** und die Verstärkung der empfangenen Echosignale. Der Sende/Empfangs-ASIC ist vorzugsweise innerhalb von Zöllen der Meßwandler- bzw. Meßfühlerelemente angeordnet, vorzugsweise in derselben Umhüllung bzw. Kapselung und genau hinter dem Meßumformer.

[0030] Echos, welche durch den Sende/Empfangs-ASIC **20** empfangen wurden, werden dem angrenzenden vorderen End-ASIC **30** zur Verfügung gestellt, welcher die Echos von den individuellen Meßfühler-Elementen in Scanliniensignale bzw. Abtastliniensignale strahlformt. Der vordere End-ASIC **30** regelt bzw. steuert auch die Sende- bzw. Übertragungswellenform, zeitliche Abstimmung, Blende und Fokussierung. In der dargestellten bzw. illustrierten Ausführungsform liefert der vordere End-ASIC **30** Zeitgebersignale für die andere ASICs, eine Zeitverstärkungsregelung bzw. -steuerung und überwacht und regelt bzw. steuert die Leistung, welche an die Meßumformeranordnung angelegt wird, wodurch die akustische Energie geregelt bzw. gesteuert wird, welche auf den Patienten angewendet bzw. an diesen angelegt wird und minimiert die Leistungsaufnahme der Einheit. Eine Speichervorrichtung **32** ist mit dem vorderen End-ASIC **30** verbunden, welcher durch den Strahlformer verwendete Daten speichert.

[0031] Strahlgeformte Abtast- bzw. Scanliniensignale werden von dem vorderen End-ASIC **30** zu dem angrenzenden digitalen Signalverarbeitungs-ASIC **40** gekoppelt. Der digitale Signalverarbeitungs-ASIC **40** filtert die Scanlinien-Signale und stellt in der bevorzugten Ausführungsform auch verschiedene fortgeschrittene bzw. fortschrittliche Eigenschaften zur Verfügung, welche eine synthetische Blendenformation, Frequenzvermischung bzw. -abmischung, Dopplerverarbeitung, wie beispielsweise Leistungs-Doppler-(Farbleistungsangio-)Verarbeitung, und Fleckenreduktion beinhalten.

[0032] Die Ultraschall-B-Mode und Doppler-Information wird dann an den angrenzenden hinteren End-ASIC **50** zur Scanumformung und der Erzeugung von Videoausgangssignalen gekoppelt. Eine Speichervorrichtung **42** ist mit dem hinteren End-ASIC **50** gekoppelt, um eine bei dreidimensionaler Leistungs-Doppler-(3D CPA)-Bildgebung verwendete Speicherung zur Verfügung zu stellen. Der hintere End-ASIC fügt auch alphanumerische Information zu der Anzeige hinzu, wie beispielsweise die Zeit, Datum, und Patientenidentifikation. Ein Graphikprozessor bzw. Graphikrechner überlagert das Ultraschallbild mit Information, wie beispielsweise Tiefe und Fokusmarkierungen und Cursor bzw. Eingabezeiger. Rahmen von Ultraschallbildern sind bzw. werden in einem Videospeicher **54** gespeichert, welcher mit dem hinteren End-ASIC **50** gekoppelt ist, um es diesen zu ermöglichen, in einer Life- bzw. unverzögerten Cineloop®-Echtzeitsequenz wiederaufgerufen und wiedergegeben zu werden. Videoinformation ist an einem Videoausgang in verschiedenen Formaten verfügbar, beinhaltend NTSC- und PAL-Fernsehformate und RGB-Treibersignale für eine LCD-Anzeige **60** oder einen Videomonitor.

[0033] Der hintere End-ASIC **50** beinhaltet auch den Zentralprozessor bzw. Zentralrechner für das Ultraschallsystem, einen RISC-(Controller mit reduziertem Anweisungssatz)Prozessor bzw. Rechner. Der RISC-Prozessor ist mit dem vorderen End- und digitalen Signalverarbeitungs-ASIC gekoppelt, um die Verarbeitung und Regelungs- bzw. Steuerfunktionen durch die tragbare Einheit hindurch zu regeln bzw. steuern und synchronisieren. Ein Programmspeicher **52** ist mit dem hinteren End-ASIC **50** gekoppelt, um Programmdaten zu speichern, welche durch den RISC-Prozessor verwendet werden, um die Einheit zu bedienen und regeln bzw. steuern. Der hintere End-ASIC **50** ist auch mit einem Datenport bzw. Datenanschluß gekoppelt, welcher als eine PCMCIA-Schnittstelle **56** konfiguriert ist. Diese Schnittstelle bzw. dieses Interface erlaubt es anderen Modulen und Funktionen, an der tragbaren Ultraschalleinheit befestigt bzw. angebracht zu werden. Die Schnittstelle **56** kann zu einem Modem oder Kommunikationslink bzw. einer Nachrichtenverbindung verbinden, um Ultraschallinformation von entfernten Standorten zu senden und zu empfangen. Die Schnittstelle kann andere Datenspeichervorrichtungen akzeptieren bzw. aufnehmen, um eine neue Funktionalität der Einheit hinzuzufügen, wie beispielsweise ein Ultraschall-Informationsanalysenpaket bzw. eine Ultraschall-Informationsanalysenbaugruppe.

[0034] Der RISC-Prozessor ist auch mit den Anwender-Bedienelementen **70** der Einheit zum Akzeptieren von Anwendereingaben gekoppelt, um den Ablauf bzw. die Vorgänge des tragbaren Ultraschallsystems zu leiten und zu regeln bzw. steuern.

[0035] Leistung für das tragbare Ultraschallsystem in einer bevorzugten Ausführungsform wird durch eine wiederaufladbare Batterie bereitgestellt. Batterieleistung wird von einem Leistungs-Subsystem **80** konsumiert

und an die Komponenten der Einheit angewendet. Das Leistungs-Subsystem **80** beinhaltet einen DC-Wandler, um die niedrige Batteriespannung auf eine höhere Spannung umzuwandeln, welche an den Sende/Empfangs-ASIC **20** angewendet wird, um die Elemente des Meßumformer-Arrays **10** anzutreiben.

[0036] Fig. 2a und Fig. 2b illustrieren eine einstückige Einheit **80** zum Aufnehmen des Ultraschallsystems von Fig. 1, welche keine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist. Die Vorderseite der Einheit wird in Fig. 2a gezeigt, beinhaltend einen oberen Abschnitt **83**, welcher die LCD-Anzeige **60** beinhaltet. Der untere Abschnitt **81** beinhaltet die Anwenderregelungen bzw. -steuerungen, wie bei **86** angedeutet. Die Anwenderregelungen ermöglichen es dem Anwender, die Einheit ein- und auszuschalten, Arbeitscharakteristika bzw. -merkmale auszuwählen, wie beispielsweise den Modus (B-Modus oder Doppler), Farb-Doppler-Abschnitt oder Rahmenrate, und Spezialfunktionen, wie beispielsweise eine dreidimensionale Anzeige. Die Anwendersteuerungen ermöglichen auch eine Eingabe von Zeit, Datum und Patientendaten. Eine Vierwegregelung bzw. -steuerung, als Kreuz gezeigt, arbeitet als ein Joystick bzw. Handsteuergeber, um Eingabezeiger bzw. Cursor auf dem Bildschirm zu manövrieren oder Funktionen aus einem Anwendermenü auszuwählen. Alternativ kann eine Mauskugel oder ein Trackpad bzw. Spurfeld verwendet werden, um Cursor und andere Regelungen bzw. Steuerungen in Mehrfachrichtungen zur Verfügung zu stellen. Mehrere Tasten bzw. Knöpfe und Schalter der Regelungen bzw. Steuerungen sind spezifischen Funktionen gewidmet, wie beispielsweise einem Erstarren bzw. Fixieren bzw. Einfrieren eines Bilds und ein Speichern und Wiedergeben einer Bildsequenz bzw. Bildabfolge aus dem Cineloop-Speicher.

[0037] An dem Boden der Einheit **80** ist die Blende **84** des gekrümmten Meßumwandler-Arrays bzw. -Felds **10**. In Verwendung wird die Meßumwandler-Blende gegen den Patienten gehalten, um den Patienten zu scannen bzw. abzutasten und das Ultraschallbild wird auf der LCD-Anzeige **60** angezeigt bzw. ausgegeben.

[0038] Fig. 2b ist eine Seitenansicht der Einheit **80**, welche die Tiefe der Einheit zeigt. Die Einheit ist ungefähr 20,3 cm hoch, 11,4 cm breit und 4,5 cm tief. Diese Einheit beinhaltet alle Elemente eines vollständig funktionierenden Ultraschallsystems mit einem Meßwandler-Testkapf mit einem gekrümmten Array in einer einzelnen Verpackung, welche weniger als fünf Pfund wiegt. Ein Hauptanteil dieses Gewichts ist der Batterie zuschreibbar, welche innerhalb der Einheit aufgenommen ist.

[0039] **Fig.** 3 und Fig. 4 illustrieren eine zweite Verpackungskonfiguration, bei welcher das Ultraschallsystem in zwei getrennten Abschnitten bzw. Abteilungen bzw. Sektionen aufgenommen ist. In einer Anordnung, welche nicht eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist, beinhaltet eine untere Abteilung **81** das Meßwandlerarray, die Elektronik bis zu einem Videosignalausgang, und die Anwendersteuerungen. Diese untere Abteilung ist in Fig. 3a gezeigt, wobei die gekrümmte Meßumformanordnungs-Blende auf dem Boden sichtbar ist. Die untere Abteilung ist in der Seitenansicht von Fig. 3b gezeigt. Diese untere Abteilung mißt etwa 11,4 cm Höhe mal 9,8 cm Breite mal 2,5 cm Tiefe. Diese Einheit weist näherungsweise dasselbe Gewicht auf wie ein herkömmlicher Ultraschallabtastkopf. Diese untere Abteilung ist mit einer oberen Abteilung **83**, wie in Fig. 4 gezeigt wird, durch ein Kabel **90** verbunden. Die obere Abteilung **83** beinhaltet eine LCD-Anzeige **82** und ein Batteriebündel **88**. Das Kabel **90** koppelt Videosignale von der unteren Einheit **81** zu der oberen Einheit zur Anzeige und stellt Leistung für die untere Einheit von dem Batteriebündel bzw. der Batteriepackung **88** zur Verfügung. Diese zweiteilige Einheit ist vorteilhaft, da der Anwender die untere Einheit und den Meßwandler **84** über dem Patienten in der Weise eines herkömmlichen Abtastkopfs manövrieren kann, während die obere Einheit in einer für eine Betrachtung bequemen stationären Position gehalten wird. Durch ein Anordnen des Batteriebündels in der oberen Einheit wird die untere Einheit erleichtert und leicht über den Körper des Patienten manövrierbar.

[0040] Andere Systemverpackungskonfigurationen werden leicht verständlich bzw. augenscheinlich. Beispielsweise sind der vordere End-ASIC **30**, der digitale Signalverarbeitungs-ASIC **40** und der hintere End-ASIC **50** in einem gemeinsamen Gehäuse bzw. einer gemeinsamen Umhüllung angeordnet, wobei der Strahlformer des vorderen End-ASIC mit unterschiedlichen Arraymeßumformern verbindbar ist. Dies würde unterschiedliche Meßumformer dazu befähigen, mit dem digitalen Strahlformer, digitalen Filter und Bildprozessor für unterschiedliche Diagnosebildgebungsprozeduren verwendet zu werden. In der vorliegenden Erfindung ist eine Anzeige bzw. Ausgabe in demselben Gehäuse angeordnet wie die drei ASICS.

[0041] Nun bezugnehmend auf Fig. 5 wird der Sende/Empfangs-ASIC **20** in größerem Detail gezeigt. Dieser ASIC besteht aus sechzehn Abteilungen bzw. Sektionen, von welchen jede mit sechs Meßumformerelementen der Anordnung bzw. des Arrays **10** gekoppelt ist. Die illustrierte Abteilung **20a** ist zu Elementen 1, 17, 33, 49, 65 und 81 an den Anschlüssen auf der linken Seite der Zeichnung gekoppelt. Mit sechs Elementen pro Abteilung bzw. Abschnitt kann der gesamte ASIC mit einem 96-Element-Meßwandler bzw. Meßwandler mit 96 Ele-

menten arbeiten. Jede Abteilung könnte konfiguriert sein, um mit acht Elementen zu arbeiten, in welchem Fall der ASIC beispielsweise einen 128-Element-Meßwandler regeln bzw. steuern könnte. Vor der Übertragung eines Ultraschallpulses für eine Abtast- bzw. Rasterlinie wird ein serieller Datenstrom von dem vorderen End-ASIC **30** in eine Übertragungsblenden-Auswahllogik **206** auf den Transmit Data In und Clk Anschlüssen auf der rechten Seite der Zeichnung getaktet. Die Übertragungsblenden-Auswahllogik **206** verwendet diese Daten, um Multiplexer-Schalter in 3 : 1 Übertragungsmultiplexern **208** und **210** für die Meßwandlerelemente einzustellen, welche für die bestimmte Rasterlinie bzw. Abtastlinie bzw. Scanlinie aktiv sein werden. Beispielsweise kann die nächste zu übertragende Scanlinie eine Übertragungsblende aufweisen, welche aus Elementen 1–32 besteht. Dies erfordert, daß der Übertragungsmultiplexer **208** einen Schalter schließt, um einen Impulsgeber bzw. Impulsgenerator **202** mit dem Element 1 Anschluß zu verbinden, und der Übertragungsmultiplexer **210** einen Schalter schließt, um einen Impulsgeber **204** mit dem Element 17 Anschluß zu verbinden. Auf ähnliche Weise werden die Übertragungsmultiplexer in den anderen fünfzehn Abteilungen des ASIC-Impulsgebers mit Elementanschlüssen 2–16 und 18–32 verbinden.

[0042] Zu den Zeiten bzw. Zeitpunkten, wenn die verbundenen Elemente 1 und 17 aktiviert werden sollen, werden Treibersignale bzw. Antriebssignale für die Pulsgeber **202** und **204** an den Signal 1 In und den Signal 2 In Anschluß durch den vorderen End-ASIC angelegt. Für unipolare Pulsgeber können die Treibersignale an diese Anschlüsse angelegt werden, dann werden die Pulsgeber zu den geeigneten Zeitpunkten durch Signale freigegeben, welche an den Enable 1 und Enable 2 Anschluß angelegt werden. Alternativ werden komplementäre Wellenformen zu geeigneten Zeitpunkten an den gepaarten bzw. paarigen Anschlüssen angewendet bzw. an diese angelegt. Diese Treibersignale werden als Signale eines logischen Pegels an die Impulsgebereingänge angelegt, dann in Hochspannung treibende Wellenformen durch die Anwendung von Hochspannung HV konvertiert, welche an die Multiplexer **208** und **210** angelegt wird. Es ist auch möglich, die Impulsgeber- und Multiplexerfunktionen als eine einzelne Einheit zu fertigen, wodurch jeder Schalter der Multiplexer effektiv ein Hochspannungs-Impulsgeber ist. Anders ausgedrückt bedeutet dies, daß jeder Multiplexer bzw. Mux drei getrennt geregelte bzw. gesteuerte Impulsgeber umfassen würde. Alternativ könnten die zwei Pulsgeber an den Eingängen der Übertragungs-Muxes entfernt werden und durch sechs Pulsgeber an den Ausgängen der Übertragungs-Multiplexer ersetzt werden, jedoch erfordert die illustrierte bzw. dargestellte Ausführungsform vorteilhafterweise nur zwei Niederspannungs-Pulsgeber. Fortsetzend mit dem Beispiel der Blende der Elemente 1–32, würde, wenn sich Element 1 an der Peripherie von der Blende befindet und Element 17 zentraler zu der Blende ist, Element 1 in der Zeit früher gepulst werden als Element 17, um eine fokussierte, übertragene Ultraschallwellenform zu erzeugen.

[0043] Vor einer Übertragung der Abtast- bzw. Scanlinie wird ein Strom von digitalen Daten von dem vorderen End-ASIC in eine Empfangsblenden-Auswahllogik **214** von dem Receive Data In und Clk Anschluß getaktet, welche mit der Logik **214** verbunden sind. Die Empfangsblenden-Auswahllogik schließt Schalter in einem 6 : 1 Empfangs-Mux **212** und einem 1 : 8 Empfangs-Mux bzw. Empfangsmultiplexer **218** für die ordnungsgemäße Empfangsblende. Wie die Sendeblenden-Auswahllogik beinhaltet die Empfangsblenden-Auswahllogik eine Pufferspeicherung, so daß Daten für die nächste Scanlinie empfangen werden können, während der ASIC Echos von der aktuellen Scanlinie empfängt. Die illustrierte Ausführungsform ist für eine gefaltete Sechzehn-Element-Empfangsblende entworfen, wie durch die acht Datenbusleitungen an dem Ausgang des 1 : 8 Empfangs-Mux **218** gezeigt wird. Die Eingänge zu dem 6 : 1 Empfangs-Mux **212** sind mit den sechs Elementanschlüssen für Abteilung **201** verbunden und vor den hohen Treiberspannungen durch die Integration von Sende/Empfangs-Netzwerken an den Muxeingängen geschützt. Die Empfangsblenden-Auswahllogik **214** verbindet einen der Eingänge des Mux **212** mit dem Muxausgang und das empfangene Signal von dem ausgewählten Element wird an einen ersten Zeitverstärkungs-Regel- bzw. -Steuer-(TGC)-Verstärker **216** angelegt. Die Verstärkung von diesem TGC-Verstärker wird durch ein Regel- bzw. Steuersignal geregelt bzw. gesteuert, welches an einen TGC-Regel- bzw. -Steueranschluß des ASIC angelegt wird. Die durch den Verstärker **216** zur Verfügung gestellte Verstärkung nimmt zu, sobald bzw. wenn Echos aus zunehmenden Tiefen auf konventionelle Weise empfangen werden. Die verstärkten Echosignale werden dann durch das Schalten des 1 : 8 Empfangs-Mux **218** zu einer der Datenbusleitungen **220** gekoppelt.

[0044] Jede der Datenbusleitungen **220** ist mit demselben entsprechenden Ausgang von jedem 1 : 8 Empfangs-Mux auf dem RSIC gekoppelt. Die Ausgänge bzw. Ausgaben des Mux **218** sind von 1–8 numeriert. Ausgang 1 von jedem 1 : 8 Empfangs-Mux ist mit derselben einen Datenleitung gekoppelt; Ausgang 2 von jedem 1 : 8 Empfangs-Mux ist mit einer anderen der Datenleitungen gekoppelt; usw. Das System der bevorzugten Ausführungsform verwendet eine gefaltete Sechzehn-Element-Blende von Scanlinien, welche orthogonal bzw. rechtwinkelig zu dem Meßwandler übertragen werden. Dies bedeutet, daß zwei Elemente der Blende dieselben Empfangsphasen des Vorgangs aufweisen werden; die sechzehn Elemente der Empfangsblende werden gepaart bzw. paarweise sein, um acht Empfangsphasen aufzuweisen. Wenn die empfangene Scanlinie in der

Mitte einer Blende von Elementen 1–16 angeordnet ist, werden beispielsweise Elemente 1 und 16 dieselbe Empfangszeitgebung bzw. Empfangszeitsteuerung aufweisen. Echos, welche durch Element 1 empfangen wurden, werden durch den Mux **212** verbunden, durch den TGC-Verstärker **216** verstärkt, durch den Mux **218** verbunden und als ein Stromausgang am Ausgang 8 des Mux **218** erzeugt. Zur selben Zeit wird ein durch Element 16 empfangenes Echo durch die Multiplexer einer anderen Abteilung des ASIC verbunden, identisch durch einen anderen TGC-Verstärker verstärkt und als ein Stromausgang am Ausgang 8 eines anderen 1 : 8 Empfangs-Mux erzeugt. Diese zwei Ströme sind identisch gephast bzw. phasengesteuert aufgrund der gefalteten Blende und kombinieren bzw. vereinen sich auf der Datenleitung, welche zum Ausgang 8 der Empfangs-Multiplexer gekoppelt ist.

[0045] Die Ströme auf jeder Datenleitung werden gefiltert und auf Spannungen durch ein Filternetzwerk konvertiert, wie dies beispielsweise bei **222** gezeigt ist. In der bevorzugten Ausführungsform ist das Filternetzwerk **222** außerhalb von und gekoppelt mit einem Anschluß des ASIC, so daß dessen Komponenten und daher seine Filtercharakteristik leicht ausgewählt und verändert werden können. Die Filtercharakteristik ist ein Bandpaß, welcher ausgewählt wurde, um das Paßband des Meßwandlers anzupassen bzw. abzustimmen. Für einen 3,5 MHz Meßwandler könnte sich das Paßband beispielsweise von 1,5 bis 5,5 MHz erstrecken. Das Filter ist mit einer Stromquelle durch die Filterimpedanz verbunden, um die Stromsignale in einzelne Spannung zu konvertieren bzw. umzuwandeln. Diese Spannung tritt wieder in den ASIC durch einen anderen (oder denselben) RSIC-Anschluß ein und wird an dem Eingang eines zweiten TGC-Verstärkers **224** angewendet bzw. angelegt. Die Verwendung von zwei TGC-Verstärkern ermöglicht einen Betrieb über den weiten, dynamischen Bereich von den zwei kaskadierten bzw. stufenförmigen Verstärkern. In der illustrierten Ausführungsform wendet eine einzelne TGC-Steuerung dieselbe Steuerungs- bzw. Regelcharakteristik an beide TGC-Verstärker **216** und **224** an, wobei es jedoch auch möglich ist, getrennte und unterschiedliche TGC-Charakteristika an die zwei Verstärker anzuwenden bzw. anzulegen. Die verstärkten Echosignale werden zu einem letzten Ausgangs-Anschluß des ASIC gebracht, wo diese durch ein Bandpaßfilter **226** gefiltert und mit einem Analog zu Digital (A/D)-Konverter an dem Eingang des Strahlformers auf dem vorderen End-ASIC gekoppelt werden.

[0046] Die getrennten Abteilungen bzw. Abschnitte des Sende/Empfangs-ASIC **20** können in getrennten ASICs oder kombiniert sein, so daß verschiedene Abteilungen bzw. Abschnitte auf demselben ASIC integriert sind. Vorzugsweise sind alle sechzehn Sektionen bzw. Abschnitte auf einem einzelnen ASIC-Chip integriert.

[0047] Daher wird gesehen, daß in der bevorzugten Ausführungsform der Sende/Empfangs-ASIC **20** mit einer 96-Element-Meßwandleranordnung arbeitet, und eine 32-Element-Übertragungsblende und eine gefaltete 16-Element-Empfangsblende verwendet. Durch die Verwendung einer synthetischen Blende, wie unten besprochen, zeigt bzw. bietet das System eine 32-Element-Blende sowohl für ein Übertragen bzw. Senden als auch ein Empfangen.

[0048] Details des vorderen End-ASIC **30** sind in Fig. 6 gezeigt. Diese Zeichnung zeigt eine Sektion bzw. Abteilung **30a** des vorderen End-ASIC **30**. Es gibt acht derartige Sektionen auf dem vorderen End-ASIC, um ein Strahlformen der acht Ausgänge des Sende/Empfangs-ASIC **20** zur Verfügung zu stellen. Jeder Echosignalausgang ist mit dem Eingang des A/D-Konverters bzw. A/D-Wandlers **310** gekoppelt, wo die Echosignale in digitale Daten konvertiert bzw. umgeformt werden. Die digitalen Daten von jedem Element (oder jedem Paar von Elementen in einer gefalteten Blende) werden in ein first in, first out (FIFO) Register **312** durch ein Taktsignal A/D CLK geschoben. Das A/D CLK Signal wird durch einen dynamischen Fokuszeitgeberschaltkreis **314** zur Verfügung gestellt, welcher den Start des Taktsignals verzögert, um eine Anfangsverzögerung zur Verfügung zu stellen, und dann die Signalabtastzeitpunkte regelt bzw. steuert, um ein dynamisches Fokussieren der empfangenen Echosignale zur Verfügung zu stellen. Die Länge des FIFO-Registers **312** wird durch die Anfangsverzögerung, die Meßwandler-Mittenfrequenz, die Blendengröße, die Krümmung des Arrays bzw. der Anordnung und das Strahlsteuerungserfordernis bestimmt. Eine höhere Mittenfrequenz und eine gekrümmte Anordnung wird das Verzögerungserfordernis und daher beispielsweise die Länge des FIFO-Registers reduzieren. Die verzögerten Echosignale von dem FIFO-Register **312** werden zu einem Multiplizierer **316** gekoppelt, wo die Echosignale durch dynamische Gewichtungswerte gewichtet werden, welche in einem dynamischen Gewichtungsregister **318** gespeichert sind. Die dynamischen Gewichtungswerte gewichten die Echosignale, um die Echoinformation unter Berücksichtigung der Effekte einer dynamischen Empfangsblende zu normalisieren, welche sich durch den Einschluß von zusätzlichen äußeren Elementen ausdehnt, sobald Echos von zunehmenden Tiefen entlang der Scanlinie empfangen werden. Die verzögerten und gewichteten Echosignale werden dann mit entsprechend verzögerten und gewichteten Echosignalen von anderen Elementen und Echosignalen von beliebigen anderen Verzögerungsstufen summiert, welche in Kaskade durch einen Summierschaltkreis bzw. eine Summierschaltanordnung **320** gekoppelt sind. Die strahlgeformten Echosignale, zusammen mit synchronen Überlaufbits, werden als Ausgangsscanliniendaten auf einem RF-Datenbus bzw.

Hochfrequenz-Datenbus erzeugt. Jede Sequenz bzw. Abfolge von Scanlinienechosignalen begleitend ist eine Identifikationsinformation, welche durch eine RF-Kopffolgesteuereinheit auf dem ASIC zur Verfügung gestellt wird, welche den Typ von erzeugten Scanliniendaten identifiziert. Der RF-Kopf bzw. -Kopfteil kann die Scanlinie beispielsweise als B-Modus-Echodaten oder Doppler-Daten identifizieren.

[0049] Andere digitale Speichervoreinrichtungen können verwendet werden, um die Strahlformerverzögerungen zur Verfügung zu stellen, wenn dies gewünscht ist. Ein dualportierter Direktzugriffs- bzw. Schreib-Lese-Speicher kann verwendet werden, um die empfangenen digitalen Echoproben zu speichern, welche dann von dem Speicher zu Zeitpunkten oder Sequenzen ausgelesen werden, welche die erwünschte Verzögerung für die Signale von den Meßwandlerelementen aufweisen.

[0050] Jede Sektion **30a** des vorderen End-ASIC beinhaltet Übertragungs- bzw. Sende-Steuerungsschaltkreise **302**–**308** für vier Meßwandlerelemente der Anordnung. Die acht Sektionen stellen somit eine Übertragungssteuerung bzw. -regelung für 32 Elemente des Arrays zur selben Zeit zur Verfügung, wodurch die maximale Sendeblende bestimmt wird. Die Sende-Regelschaltkreise erzeugen Wellenformen auf der gewünschten Übertragungsfrequenz und ermöglichen es Signalen, welche die Pulsgeber zu den geeigneten Zeitpunkten aktivieren bzw. betätigen, ein übertragenes bzw. gesendetes, akustisches Signal zu erzeugen, welches auf der gewünschten Fokustiefe fokussiert ist.

[0051] Der vordere End-ASIC beinhaltet eine gemeinsame Regel- bzw. Steuersektion **330**, welche eine Gesamtregelung bzw. Gesamtsteuerung für die Übertragungs- und Empfangsfunktionen aufweist. Die Regel- bzw. Steuersektion **330** wird geregelt durch und empfängt Daten unter Regelung bzw. Steuerung des RISC-Prozessors, welcher auf dem hinteren End-ASIC bzw. ASIC am hinteren Ende angeordnet ist. Die Datentabellen für einen bestimmten Bilderrahmen sind im Schreib-Lese-Speicher (RAM) **32** gespeichert und werden in die Regelsektion **330** auf Anordnung des RISC-Prozessors geladen. Die Regelsektion **330** beinhaltet eine Anzahl von Ablauf- bzw. Folgesteuerungseinheiten für die Sequenz von Übertragungs- und Empfangsfunktionen. Die Rahmen-Sequenzier- bzw. -Ablaufsteuereinheit **332** erzeugt Daten, welche durch andere Ablaufsteuereinheiten verwendet werden, welche den Typ von Bilderrahmen identifiziert, welcher zu erzeugen ist. Die Rahmenfolgebzw. -ablaufsteuereinheit kann beispielsweise mit Daten geladen werden, welche den nächsten Rahmen als B-Modus-Scanlinien definieren, welche zwischen Gruppen von vier Doppler-Scanlinien eingefügt sind, und daß die Sequenz von Scanlinien alle ungerade numerierten Scanlinien, gefolgt durch alle gerade numerierten Scanlinien sein wird. Diese Information wird zu der Zeilen-Folgesteuerungseinheit **334** geliefert, welche die Scanlinien bzw. Scanzeilen regelt bzw. steuert, welche in der geeigneten Sequenz bzw. Abfolge gesendet und empfangen werden. In Vorbereitung für eine neue Scanlinie regelt bzw. steuert die Zeilen-Folgesteuerungseinheit die TGC-Folgesteuerungseinheit **336**, so daß sie die gewünschte Sequenz von TGC-Steuerdaten erzeugen wird. Die TGC-Steuerdaten von der TGC-Folgesteuerungseinheit wird in ein Spannungssignal durch einen Digital/Analog-Wandler (DAC) **338** konvertiert und an den (die) TGC-Steuerungseingangsanschluß (-anschlüsse) des Sende/Empfangs-ASIC **20** angelegt. Die Zeilen-Folgesteuerungseinheit **334** regelt bzw. steuert auch die serielle Bus-Folgesteuerungseinheit **340**, welche serielle Daten auf einem seriellen Bus für die Sende- und Empfangsblendenauswahl-Logikschaltkreise **206** und **214** auf dem Sende/Empfangs-ASIC erzeugt. Die Empfangs/Sende (RT) Register-Ladeeinrichtung **342** regelt bzw. steuert das Laden von Daten für eine neue Scanlinie in verschiedene Register auf beiden ASICs, einschließlich die Blendenauswahl-Logikschaltkreise **206** und **214**, die Sendesteuerungsschaltkreise **302**–**308**, den dynamischen Fokus-Zeitgabeschaltkreis **314** und dem dynamischen Gewichtungsregister **318**. Alle Register, welche Echtzeitfunktionen durchführen, sind doppelt gepuffert. Wie oben besprochen bzw. diskutiert wurde, sind die verschiedenen Register gepuffert, so daß die Regelungs- bzw. Steuerungsdaten auf den seriellen Bus gegeben und in die verschiedenen Register während der Zeile geladen werden können, welche der Scanlinie bzw. Scanzeile vorausgeht, für welche die Steuerdaten verwendet werden.

[0052] Der vordere End-ASIC **30** beinhaltet einen Stromüberwachungsschaltkreis **346**, welcher den Strom auf dem HV-Bus durch einen A/D-Konverter bzw. A/D-Wandler **348** abtastet. Der Strommonitor stellt eine Patientensicherheit durch ein Reduzieren oder vollständiges Abschalten der Hochspannungsversorgung sicher, wenn übermäßige Strompegel bzw. -niveaus detektiert werden, wodurch der Patient vor einem überhitzten Meßwandler oder unannehmbar hohen akustischen Ausgangspegeln geschützt wird.

[0053] Der vordere End-ASIC beinhaltet in seinem Regel- bzw. Steuerabschnitt einen Taktgenerator **350**, welcher eine Vielzahl von synchronen Taktsignalen erzeugt, von welchen alle Vorgänge auf dem System synchronisiert werden. Um eine Interferenz bzw. Störung und ein Neben- bzw. Übersprechen unter den eng beabstandeten Einrichtungen des Systems zu verhindern, ist die Scanlinien-Übertragungsfrequenz bzw. Abtastzeilen-Sendefrequenz mit der Videoausgangs-Signalfrequenz synchronisiert, so daß Harmonische von einer Fre-

quenz nicht interferierende Komponenten in der anderen erzeugen werden. Ein Kristalloszillator (nicht gezeigt) ist mit dem vorderen End-ASIC **30** gekoppelt, um eine Basis-Hochfrequenz, wie beispielsweise 60 MHz, zur Verfügung zu stellen, von welcher alle Taktsignale des Systems abgeleitet werden können.

[0054] Der Betrieb des Sende/Empfangs- und vorderen End-ASIC **20** und **30**, um eine synthetisch gefaltete Blendenabtastzeile bzw. -linie von 32 Elementen einer gekrümmten Anordnung zu erzeugen, ist mit bezug auf Fig. 7 illustriert. In dieser Zeichnung regeln bzw. steuern die ASICs eine Blende des Meßwandlers, welcher 32 Elemente umfaßt, numeriert von 25 bis 32, dann 1 bis 24 der gekrümmten Anordnung **10**. Ein Erfassen bzw. Einsammeln der vollständigen Blende von Abtastzeileninformation erfordert zwei Sendesequenzen von allen 32 Elementen. Zum Senden bzw. Übertragen laden die Zeilen-Folgesteuerungseinheit **334**, die serielle Bus-Folgesteuerungseinheit **340** und der RT-Registerlader **342** die ordnungsgemäßen Sende-Multiplexerdaten in die sechzehn Sendeblenden-Ruswahllogikschaltkreise **206** und die 32 Sende-Controller bzw. -Regel- bzw. -Steuereinrichtungen an dem vorderen End-ASIC. Die Blendenauswahllogik regelt bzw. steuert dann die 32 Sende-Muxer, um Pulsgeber mit von 25 bis 32 und 1 bis 24 numerierten Elementen der gewünschten Sendeblende zu verbinden. Die Pulsgeber werden durch die Sendesteuer-Schaltkreise gepulst, um eine akustische Welle zu erzeugen, welche am Punkt F in Fig. 7 fokussiert wird.

[0055] Folgend der ersten Pulsübertragung werden Echos durch die zentrale bzw. mittlere Gruppe von Elementen empfangen, numeriert mit 1–16, welche zu diesem Zeitpunkt durch die sechzehn 6 : 1 Empfangs-Multiplexer und 1 : 8 Empfangs-Multiplexer mit acht Ausgangsdatenleitungen verbunden sind. Die sechzehn Empfangssignale werden als getrennt gezeigt, wenn diese durch die anfänglichen TGC-Verstärker durchtreten, von welchen acht in einer Reihe gezeigt werden, wie dies bei 216' in Fig. 7 bezeichnet ist. Die ähnlich gephasten Signale werden dann gesehen, um aufgrund der gefalteten Blende in Paaren zu kombinieren, wo Paare von Zeilen bzw. Linien an dem Eingang der Strahlformerverzögerungsleitungen zusammenkommen, von welchen vier wie bei **370** bezeichnet gezeigt werden. In dem illustrierten Beispiel erstreckt sich die Abtastzeile **360** von der Mitte der Array- bzw. Anordnungsblende zwischen den Elementen 8 und 9. Das bedeutet, daß durch die Elemente 8 und 9 empfangene Echosignale in Phase sein werden und kombiniert werden können. Gleichermaßen können Echos, welche durch gepaarte Elemente 7 und 10 und gepaarte Elemente 6 und 11 und gepaarte Elemente 5 und 12 empfangen werden, ebenso kombiniert werden. Daher werden, folgend dem ersten übertragenen Puls, durch Elemente 1–16 empfangene Echos durch die acht Verzögerungs-FIFOs verzögert und durch den summierenden bzw. Summierschaltkreis **320** summiert. Diese Halbblende wird dann für einen Empfang der anderen Halbblende gespeichert.

[0056] Ein anderer akustischer Puls wird durch alle 32 Elemente der Blende gesendet. Nach diesem zweiten Puls verbinden die Empfangs-Multiplexer nun Echos von Elementen 25–32 und 17–24 mit dem Strahlformer. Aufgrund der Symmetrie der gefalteten Blenden sind die Echos von Element 32 mit Echos von Element 17 gepaart und die zwei werden kombiniert bzw. vereint. Gleichermaßen sind Echos von Element 31 mit Echos von Element 18 gepaart, usw., bis zu den am seitlichsten liegenden, gepaarten Elementen 25 und 24 hinaus.

[0057] Die sechzehn empfangenen Echos, gepaart zu acht Signalen durch die gefaltete Blende, werden geeignet durch die acht Verzögerungs-FIFOs verzögert und summiert, um eine zweite Halbblende der Abtastzeile zu bilden. Die zwei Hälften der Blende werden nun als eine Funktion der Anordnung der Echokomponenten entlang der Abtastzeile der zwei Sequenzen summiert. Somit wurde die vollständige Blende durch ein Kombinieren der getrennten Empfänge von Echos von den inneren sechzehn Elementen der Blende gebildet, dann von den äußeren sechzehn Elementen. Ein präzise strahlgeformtes, synthetisches Blendensignal wird durch Aufrechterhalten identischer Konditionen bzw. Bedingungen einer TGC-Regelung bzw. -Steuerung während beider Empfangsintervalle erzeugt. Das dynamische Gewichten und dynamische Fokussieren beeinflussen die zwei Empfangssequenzen unterschiedlich aufgrund der unterschiedlichen Blendenpositionen der empfangenden Elemente während der zwei Sequenzen. Die Verzögerungen, welche durch die FIFOs während der zwei Sequenzen angewendet bzw. angelegt werden, werden aufgrund der unterschiedlichen Stellen bzw. Positionen über die Blende der empfangenden Elemente von einer Sequenz zur nächsten unterschiedlich sein.

[0058] Bezugnehmend auf Fig. 8 ist ein Blockdiagramm des digitalen Signalverarbeitungs-ASIC **40** gezeigt. Abtastzeilensignale von dem vorderen End-ASIC **30** werden durch einen Normalisierungs-Schaltkreis empfangen, wo diese mit einem variablen Koeffizienten multipliziert werden, welcher durch den Koeffizientenspeicher **408** geliefert wird, um die empfangenen Signale für eine Blendenvariation bzw. Blendenänderung zu normalisieren. Wenn der Meßwandler Signale entlang der Abtastzeile von flachen bzw. seichten Tiefen empfängt, wird eine relativ kleine Blende, wie z. B. vier oder acht Meßwandlerelemente, verwendet, um Echosignale zu empfangen. Da bzw. wenn die Empfangstiefe entlang der Abtastzeile zunimmt, wird die Blende stufenweise bzw. zunehmend vergrößert, so daß die volle 32-Element-Blende bei maximalen Tiefen verwendet wird. Der Nor-

malisations- bzw. Normalisierungsschaltkreis wird die empfangenen Abtastzeilen-Signale mit geeigneten Koeffizienten über den Bereich der Blendenveränderung, wie beispielsweise Faktoren von vier oder acht, multiplizieren, um die Signale für diesen Blendenveränderungseffekt zu normalisieren.

[0059] Wenn das Ultraschallsystem in dem B-Modus betrieben wird, um ein strukturelles Bild von Gewebe und Organen zu bilden, wird der digitale Signalprozessor betrieben, wie dies durch das Flußdiagramm von Fig. 11 gezeigt wird. Die normalisierten Echosignale folgen zwei Pfaden bzw. Wegen in Fig. 8, von welchen einer mit einem Vier-Multiplizierfilter **412** gekoppelt ist und von welchen der andere durch einen Multiplexer **422** mit einem zweiten Vier-Multipliziererfilter **414** verbunden ist. Jedes Multiplizierfilter beinhaltet einen Multiplizierer und einen Akkumulator bzw. Speicher, welcher als ein FIR (endliche Impulsantwort) Filter arbeitet. Abtastzeilen-Echosignale werden sequentiell in einen Multiplizierer verschoben, mit Koeffizienten multipliziert, welche durch den Koeffizientenspeicher **408** geliefert werden, und die Produkte werden in dem Akkumulator an dem Ausgang des Multiplizierers akkumuliert. Die Koeffizienten für das Filter **412** sind bzw. werden ausgewählt, um die Echosignale mit einer Cosinusfunktion zu multiplizieren, und die Koeffizienten für das Filter **414** sind ausgewählt, um die Echosignale mit einer Sinusfunktion zu multiplizieren, vorbereitend für eine I und Q-Quadrat-Signaldetektion bzw. -erfassung. Die Vier-Multipliziererfilter bzw. Filter für ein Multiplizieren mit vier erzeugen akkumulierte bzw. gesammelte Signale bei einer Rate, welche weniger als die Eingabe- bzw. Eingangsrate zu den Multiplizierern ist, wodurch eine Dezimierungs-Bandpaßfilterung durchgeführt wird. Wenn die Signalbandbreite die Anzeige-Bandbreite des Anzeigemonitors überschreitet, werden die Bildzeilen aufgrund eines Aliasing-Zustands bzw. Treppeneffekt-Zustands flimmern. Die Dezimierungsfilterung ist entworfen bzw. ausgebildet, um die Signalbandbreite wie auch die Datenrate zu reduzieren, um die Display- bzw. Anzeigebandbreite des Monitors abzustimmen bzw. anzupassen. Durch Anlegen einer Abfolge von Eingangssignalen und Koeffizienten an einen Multiplizierer und Akkumulieren von Zwischenerzeugnissen kann die effektive Länge des Filters gesteigert werden. Beispielsweise können Eingangssignale 1–8 sequentiell durch den vierten Multiplizierer gewichtet werden und die Erzeugnisse bzw. Produkte in dem vierten Akkumulator akkumuliert werden; Eingangssignale 3–10 können durch den dritten Multiplizierer gewichtet werden und die Produkte in dem dritten Akkumulator akkumuliert werden; Eingangssignale 5–12 können durch den zweiten Multiplizierer gewichtet werden und die Produkte in dem zweiten Akkumulator akkumuliert werden; und Eingangssignale 7–14 können durch den ersten Multiplizierer gewichtet werden und die Produkte in dem ersten Akkumulator akkumuliert werden. Die Datenrate wurde dadurch um zwei dezimiert und jeder Multiplizierer und Akkumulator wird effektiv als ein Acht-Tap-Filter bzw. Filter mit acht Abgriffen betrieben. Somit wird erkannt, daß die effektive Anzahl von Abgriffen des Filters ein Produkt der Anzahl von Multiplizierern (in diesem Beispiel vier) und der Dezimierungsrate (zwei in diesem Beispiel) ist.

[0060] Zusätzlich reduziert dieses Filter r. f.-Rauschen bzw. Hochfrequenzrauschen und Quantisierungsrauschen durch seine Bandbreitenbegrenzungseffekte. I und Q-Echosignalproben bzw. -abtastungen werden an den Ausgängen von Filtern **412** und **414** erzeugt, verstärkt, wenn dies gewünscht ist, durch die Multiplizierer von Verstärkungsstufen **416** und **418**, dann in dem r. f.-Speicher **420** gespeichert. Die Q-Abtastungen sind bzw. werden mit dem r. f.-Speicher durch einen Multiplexer **426** gekoppelt.

[0061] Wenn ein synthetisches Blendenbild gebildet werden soll, werden die I und Q-Abtastungen von der Abtastzeile von der ersten Hälfte der Blende (siehe die Besprechung von Fig. 7 oben) in dem r. f.-Speicher gespeichert, bis die I- und Q-Abtastungen von der anderen Hälfte der Blende empfangen werden. Wenn bzw. da die Abtastungen von der zweiten Hälfte der Blende empfangen werden, werden sie mit ihren räumlich entsprechenden Gegenstücken durch einen Addierer **424** kombiniert. Die Größe dieses Speichers wird auf einem Minimum gehalten, indem die Blendensignale nach einem Dezimierungsfiltern gespeichert werden, welches die Größe des erforderlichen Speichers reduziert, um die Abtastzeilen-Signalabtastungen zu speichern.

[0062] Nachdem die I- und Q-Abtastungen für die volle Blende gebildet wurden, werden die Echo-Abtastungen von dem Addierer **424** zu einem Detektions- bzw. Erfassungs- und Kompressionsschaltkreis **428** gekoppelt. Dieser Schaltkreis bzw. Schaltordnung beinhaltet zwei Schieberegister und einen Multiplizierer, welche angeordnet sind, um einen CORDIC-Prozessor zum Durchführen einer Hüllkurvendetektion der Form $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ zu bilden. Siehe beispielsweise "The CORDIC Trigonometric Computing Technique", von J. E. Volder, IRE Trans. on Elect. Computers, (Sept. 1959). Das detektierte Signal wird komprimiert und skaliert, um die detektierten Signale zu einem gewünschten Bereich von Anzeigen-Graustufen abzubilden bzw. auszuarbeiten.

[0063] Nachfolgend auf eine Detektion und Kompressionsabbildung werden die Graustufensignale in einem FIR-Filter **432** tiefpaßgefiltert, dann in einem Bildrahmenspeicher **430** gespeichert. Wenn der ausgewählte Abtastmodus einen einzelnen Übertragungs- bzw. Sende-Brennpunkt verwendet, werden die Graustufensignale zu dem hinteren End-ASIC **50** für eine Scan- bzw. Abtastkonvertierung gesendet bzw. übertragen. Vor einem

Verlassen des ASIC **40** kann ein Rahmendurchschnitt der Graustufensignale durch ein Filter mit unendlicher Impulsantwort (IIR) **436** gebildet werden, welches den Bilderrahmen-Speicher **430** als einen Rahmenpuffer verwendet und einen Multiplizierer und zwei Addierer einbezieht, um eine Rahmen-zu-Rahmen-Durchschnittsbildung der Form

$$F_{out} = (1 - \alpha)F_{out-1} + \alpha F_{new} - F_{out-1} + \alpha(F_{new} - F_{out-1})$$

durchzuführen, wo der Multiplikationskoeffizient α ist. Wenn der Koeffizient eine binäre Zahl ist (z. B. 0,5, 0,25, 0,125) kann F_{out} mit einer Addier-Schiebe-Addieroperation erzielt werden.

[0064] Wenn mehrfache fokale Zonen verwendet werden, wird jedes empfangene Abtastzeilensegment in dem r. f.-Speicher **420** gespeichert, bis Abtastzeilen-Segmente von der gesamten Anzeigentiefe empfangen wurden. Vorzugsweise werden die Abtastzeilensegmente für eine vollständige Brennpunkt- bzw. Fokalzone vor einem Senden und Empfangen von Segmenten von anderen Fokalzonen erfaßt. Wenn alle Segmente für eine Abtastzeile erfaßt bzw. erhalten wurden, dann wird jede vollständige Abtastzeile von dem Speicher ausgelesen und durch das FIR-Filter **432** gefiltert, welches die Grenzen zwischen den Segmenten für ein angenehmeres, artefaktfreies Bild glättet.

[0065] Wenn sowohl eine Mehrfachzonenfokussierung als auch eine synthetische Blende verwendet werden, werden die Abtastzeilensegmente von beiden Hälften der Blende über die gesamte Fokalzone empfangen und in dem RF-Speicher **420** zusammengebaut bzw. zusammengesetzt. Entsprechende Abtastzeilensegmente werden dann von anderen Fokalzonen bzw. Brennweiten empfangen und mit den Segmenten von der zuerst empfangenen Fokalzone vereint. Die vervollständigten Abtastzeilen werden dann durch das FIR-Filter **432** gefiltert, um die Grenzen zwischen Segmenten zu glätten.

[0066] Der Anwender bzw. Benutzer kann auswählen, das Graustufenbild mit bestimmten Bildverbesserungseigenschaften zu verarbeiten, wie beispielsweise tiefenabhängiges Filtern oder Fleckenreduktion, wie beispielsweise die Frequenzabmischtechnik, welche in U.S. Pat. 4,561,019 beschrieben ist. Diese optionalen Be- bzw. Verarbeitungstechniken machen die Verwendung von Filtern **412** und **414** für ein getrenntes Bandpaßfiltern der Abtastzeilensignale und eine Detektion eines absoluten Werts eher erforderlich als eine Quadraturdetektion bzw. -erfassung. In dem Fall eines tiefenabhängigen Filterns werden die empfangenen Echosignale mit Cosinusfunktionen in beiden Filtern **412** und **414** multipliziert, jedoch mit Koeffizienten, welche so ausgewählt sind, daß ein Filter Ausgangssignale in einem hohen Paßband erzeugt und das andere Ausgangssignale in einem niedrigen Paßband erzeugt. Die durch die zwei Filter erzeugten Ausgangssignale sind von der Form $I_1 = h_1(t)\cos\omega_H t$ und $I_2 = h_2(t)\cos\omega_L t$. Diese zwei Ausgangssignale werden in Verstärkungsstufen **416** und **418** durch komplementäre zeitveränderliche Verstärkungsregelfunktionen verstärkt. Die hochfrequenten Paßbandsignale I_1 werden anfangs stark verstärkt, dann wird die Verstärkung verringert, sobald Echosignale aus zunehmenden Tiefen entlang der Abtastzeile empfangen werden. In einer komplementären bzw. ergänzenden Weise sind die niedrigfrequenten Paßbandsignale I_2 anfangs auf einem niedrigen Pegel, und werden dann auf zunehmende Weise mit der Tiefe verstärkt, wie die Hochfrequenzverstärkung abnimmt. Somit werden Signale bei flachen Tiefen ein relativ hohes Paßband zeigen, und Signale von größeren Tiefen werden ein relativ niedrigeres Paßband durchlaufen, was ein hochfrequentes Rauschen bei den größeren Tiefen reduziert. Eine Detektion in dem CORDIC-Prozessor von Schaltkreis **428** wird durch eine Absolutwertdetektion durchgeführt, indem I_1 und I_2 quadriert werden, um dann die Resultate zu summieren. Auf die Summierung folgend werden die Signale logarithmisch auf die gewünschte Graustufendarstellungscharakteristik komprimiert. Alternativ werden die Signale, welche die getrennten Paßbänder durchlaufen haben, durch den Addierer **424** summiert, dann durch eine Absolutwertdetektion in dem Detektions- und Komprimierungsschaltkreis **428** detektiert und erfaßt.

[0067] Dieselben Prozessoren bzw. Rechner können verwendet werden, um eine Fleckenreduktion durch eine Frequenzabmischung zur Verfügung zu stellen. Die Koeffizienten von einem der Filter **412**, **414** werden ausgewählt, um die empfangenen Signale durch ein hoch frequentes Paßband zu filtern, und die Koeffizienten des anderen Filters werden ausgewählt, um die empfangenen Signale durch ein angrenzendes niedrigfrequentes Paßband zu filtern. Die Koeffizienten der Verstärkungsstufen **416**, **418** werden ausgewählt, um die Antworten der zwei Paßbänder zu entzerren bzw. abzugleichen. Die Signale des hohen und niedrigen Paßbands werden zu dem Detektions- und Kompressionsschaltkreis gekoppelt, wo die Paßbänder getrennt durch eine Absolutwertdetektion, wie oben beschrieben wurde, detektiert werden, dann werden die detektierten Signale auf die gewünschte Graustufenerfassungs-Charakteristik logarithmisch bzw. log-komprimiert und auf einer räumlichen Basis summiert.

[0068] Die Verarbeitung von Doppler-Echosignalen für eine Leistungs-Doppler-(CPA)Anzeige ist in Fig. 8 zu-

sammen mit dem Flußdiagramm von Fig. 12 gezeigt. Jeder Abtastzeilenvektor ist bzw. wird wiederholt gescannt bzw. abgetastet, beispielsweise acht mal, um ein Ensemble bzw. Ganzes von Doppler-Information entlang des Vektors zusammenzusetzen. Jede empfangene Abtastzeile von Echosignalen wird durch den Normalisierungsschaltkreis **410** normalisiert und einem Dezimierungsbandpaßfiltern in dem Filter **412** unterzogen. Jede Abtastzeile des Ensembles ist bzw. wird in dem RF-Speicher **420** gespeichert, bis ein vollständiges Ensemble bzw. jeder Gesamtheit akkumuliert wurde. Die Abtastzeilen von jedem Ensemble werden durch den Multiplexer **422** mit dem Vier-Multiplizierer-Filter **414** gekoppelt, welches ein Wallfiltering bzw. Wandfiltern und eine Doppler-Leistungsbeurteilung bzw. -abschätzung durch eine Matrixfilterung durchführt. Ein Wandfiltern wird durch Auswahl von geeigneten Multiplikationskoeffizienten durchgeführt und die Matrixfilterung ist von der Form

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \cdots & a_{1n} \\ b_{11} & b_{12} & b_{13} & \cdots & b_{1n} \\ c_{11} & c_{12} & c_{13} & \cdots & c_{1n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & & \cdot \\ z_{11} & z_{12} & z_{13} & \cdots & z_{1n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n \end{bmatrix}$$

wo $x_1 \ldots x_n$ räumlich angeordnete bzw. ausgerichtete Signale von dem Ensemble von Abtastzeilen sind und $y_1 \ldots y_n$ Ausgangs-Doppler-Werte sind. In einer bevorzugten Ausführungsform wird ein Vier-Multiplizierfilter bzw. Filter mit vier Multiplziereinrichtungen für eine Matrixfilterung verwendet und die Filterung bzw. das Filtern wird sequentiell und inkrementell bzw. stufenweise durchgeführt. Zwischenprodukte werden, wie oben beschrieben, akkumuliert, wodurch die Filterlänge erstreckt wird. Beispielsweise bei einer Verarbeitung der obigen Matrix mit einem Vier-Multiplizierer-Filter werden die Zwischenprodukte $a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + a_{13}x_3 + a_{14}x_4$ anfänglich gebildet und in dem Akkumulator summiert. Dann werden Produkte $a_{15}x_5 + a_{16}x_6 + a_{17}x_7 + a_{18}x_8$ durch die Multiplizierer gebildet und in dem Akkumulator mit den vorhergehend berechneten Zwischenprodukten summiert. Durch ein Akkumulieren von Zwischenprodukten auf diese Weise können die vier Multiplizierer und der Akkumulator zu einem Filter von jeder beliebig gewünschten Länge gedehnt werden, welche nur durch die maximal verfügbare Verarbeitungszeit begrenzt ist. Die Doppler-Werte werden mit dem Detektions- und Kompressionsschaltkreis **428** durch die Verstärkungsstufe **418** und den Multiplexer **426** gekoppelt, wo die Doppler-Signalamplitude an jeder Echostelle entlang der Abtastzeile detektiert wird durch eine Absolutwertdetektion der Form

$$y = \sum_{n}^{1-n} y_n^{\,2}$$

[0069] Die Doppler-Werte y werden dann komprimiert und skaliert unter Verwendung des CORDIC-Prozessors des Detektions- und Kompressions- bzw. Komprimierungsschaltkreises **428**.

[0070] Sobald die Doppler-Signalamplitudenwerte detektiert und durch das FIR-Filter **432** gefiltert wurden, werden die resultierenden Werte räumlich gespeichert und Bildstörungen durch einen Blitzunterdrückungsprozessor **434** entfernt, welcher große Rahmen durch Rahmenveränderungen in den angezeigten bzw. dargestellten Signalen eliminiert. Eine bevorzugte Technik für eine Blitzunterdrückungsverarbeitung ist ein Min-Max-Filtern, wie in dem detaillierten Diagramm des Blitzunterdrückungsprozessors von Fig. 9 gezeigt wird. Ein Min-Max-Filtern, eine Klasse von morphologischem Filtern, wird auf zeitweiligen Signalen von einer Sequenz von Doppler-Bilderrahmen durchgeführt. Fig. 9 illustriert die Verarbeitung von zeitlichen bzw. zeitweiligen Daten bei einer besonderen Abtastvolumenstelle, wobei der verarbeitete Rahmen als Rahmen F_{n-1} gekennzeichnet bzw. identifiziert ist. Wenn das Doppler-Signal von einem neuen Rahmen F_n empfangen wird, wird es mit dem Wert des vorhergehenden Rahmens F_{n-1} verglichen und der minimale bzw. Minimalwert der zwei wird durch eine Minimalwertauswahleinrichtung **630** ausgewählt. Dieser Minimalwert Min_1 wird ausgedrückt als $Min_1(F_n, F_{n-1})$ Der Minimalwert Min_1 wird mit dem vorhergehend ausgewählten Minimalwert $Min_2(F_{n-1}, F_{n-2})$ verglichen, welcher in einem Bildpuffer A gespeichert ist, und das Maximum der zwei Werte wird durch eine Maximalwertwahleinrichtung **636** ausgewählt. Der Auswähler bzw. die Auswahleinrichtung **636** selektiert bzw. wählt daher das Maximum von zwei Minimalwerten, ausgedrückt als ein Min-Max-Wert. Der Min-Max-Wert wird von dem Doppler-Signal des aktuellen bzw. gegenwärtigen Rahmens F_{n-1} durch einen Subtrahierer **638** subtrahiert. Ein Komparator bzw. Vergleicher **640** vergleicht diese Differenz gegen einen Signalabweichungsschwellwert T. Wenn die Differenz den Schwellwert T überschreitet, erzeugt der Komparator **640** den Min-Max-Wert für den Doppler-Signalwert des aktuellen bzw. augenblicklichen Rahmens. Wenn die Differenz nicht den Schwellwert T überschreitet, wird der aktuelle bzw. augenblickliche Rahmenwert F_{n-1} verwendet.

Wenn diese Auswahl vorgenommen worden ist, wird der Min_1-Wert in den Bildpuffer A anstelle des vorhergehenden Min_2-Werts eingeklinkt bzw. verriegelt, ein neuer Rahmen-Wert F_n wird in den Bildpuffer B verriegelt, und der Vorgang setzt sich für die anderen Probenvolumenstellen in den gegenwärtigen Rahmen und dann dem folgenden Rahmen fort.

[0071] Diese Verarbeitung kann verstanden werden, indem die folgende Sequenz (1) von Doppler-Signalwerten berücksichtigt wird, welche über die Zeit von einer vorgegebenen Probenvolumenstelle empfangen werden:
0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)
wobei der erste Wert 0 vom Rahmen F_n und der zweite Wert 1 vom Rahmen F_{n-1} stammt. Wenn Paare von aufeinanderfolgenden Werten auf das Minimum der zwei überprüft werden, ergibt sich die folgende Sequenz (2) von Minimalwerten:
0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)
0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)

[0072] Dies zeigt, daß das Minimum der ersten zwei Werte der Sequenz (1), 0 und 1, einen Minimalwert von 0 aufweisen, welcher der erste Wert in der Sequenz (2) ist. Der zweite und dritte Wert von Sequenz (1), 1 und 2, weisen einen Minimalwert von 1 auf, den zweiten Wert in der Sequenz 2. Der dritte und vierte Wert von Sequenz (1), 2 und 15, weisen einen Minimalwert von 2 auf, den dritten Wert in der Minimalwertsequenz (2). Sequentielle Werte in der Minimalwertsequenz (2) werden dann verglichen, um das Maximum der zwei zu bestimmen, wie durch die Min-Max-Sequenz (3) gezeigt wird:
0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)
0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)
1, 2, 7, 7, 4, 5, 5, 7, 8 (3)

[0073] Somit ist zu ersehen, daß die ersten zwei Werte der Minimalwertsequenz, 0 und 1, einen Maximalwert von 1 aufweisen, den ersten Wert in der Min-Max-Sequenz (3). Die Minimalwerte 1 und 2 weisen einen Maximalwert von 2 auf, die Minimalwerte 2 und 7 weisen einen Maximalwert von 7 auf, usw.

[0074] Aus der Min-Max-Sequenz (3) wird ersehen bzw. ist ersichtlich, daß die überraschenden bzw. plötzlichen Abweichungen des vierten, siebten und zehnten Werts der ersten Sequenz, 15, 8, und 25, in der Min-Max-Sequenz eliminiert worden sind. In der illustrierten Ausführungsform wird die Differenz zwischen dem Augenblickswert bzw. aktuellen Wert und dem Min-Max-Wert mit einem Schwellwert verglichen und der Min-Max-Wert verwendet, wenn die Differenz den Schwellwert überschreitet. In diesem numerischen Beispiel ist diese Differenz die Differenz zwischen der ersten und dritten Sequenz. Wenn der verwendete Schwellwert beispielsweise 6 ist, würde jede(r) der Abweichungen bzw. Ausreißerwerte von 15 und 25 durch Min-Max-Werte in dem Prozessorausgang ersetzt werden. Die Originalwerte bzw. ursprünglichen Werte würden in allen anderen Fällen verwendet werden.

[0075] Eine Min-Max-Verarbeitung, wie oben beschrieben wird, wird den empfangenen Doppler-Signalen für Signalabweichungen innerhalb erwarteter Bereiche folgen, wird jedoch Min-Max-Werte ersetzen, um über überraschende bzw. plötzliche Signalabweichungen zu glätten, wie in **Fig.** 10 gezeigt wird. Fig. 10a zeigt eine Sequenz **650** von Signalwerten an einer vorgegebenen Stelle in einem Doppler-Bild. Die Sequenz **650** ist durch überraschende bzw. plötzliche Abweichungen **642**, **644** und **646** kontaminiert bzw. verunreinigt, welche Artefakte eines Blitzes (Abtastkopfbewegung) oder anderen Rauschquellen darstellen. Das Min-Max-Filter von Fig. 9 wird Min-Max-Werte anstelle dieser unerwünschten Abweichungen ersetzen, wie durch die durchgehende Signalsequenz **650** unter den unerwünschten Abweichungen bzw. Ausreißern in Fig. 10b gezeigt wird. Mit den unerwünschten Abweichungen durch Min-Max-Werte ersetzt, ist die Signalpegelsequenz **650**, welche für eine Anzeige verarbeitet wird, wie in Fig. 10c gezeigt. Ein Vorteil des Min-Max-Prozessors ist, daß er nur für positive Abweichungen wirksam ist. Die örtlichen Spitzen und Täler, welche die örtlichen zeitlichen Abweichungen von Doppler-Leistung repräsentieren, werden durch diese Filtertechnik aufbewahrt bzw. beibehalten.

[0076] Der Bilderrahmenspeicher **430** ist fähig zum Speichern entweder eines Graustufenrahmens oder eines Leistungs-Doppler-Rahmens. Jeder Rahmen kann zeitlich durch das IIR-Filter **436** gefiltert werden, welches eine Rahmendurchschnittsbildung auf einer punktweisen Basis durchführt, wie oben beschrieben wurde. Die zeitlich gefilterte Bildinformation wird dann dem hinteren End-ASIC **50** für eine Abtastkonvertierung und Anzeige zur Verfügung gestellt.

[0077] Die Sequenzen für ein Betreiben des digitalen Signalverarbeitungs-ASIC **40** für eine B-Modus (zweidimensionale) Echo- und Doppler-Verarbeitung sind jeweils in den Flußdiagrammen von Fig. 11 bzw. Fig. 12

skizziert. Die Zahl in jedem Flußdiagrammblock von Fig. 11 und Fig. 12 bezieht sich auf den numerierten Prozessor in dem ASIC-Blockdiagramm von Fig. 8.

[0078] Der Bilderrahmenspeicher **430** des digitalen Signalverarbeitungs-ASIC teilt eine gemeinsame Architektur und Implementierungstechnologie mit dem Rahmenpufferspeicher des hinteren End-ASIC, welcher oben besprochen wurde. Um aus dieser Gemeinsamkeit und der resultierenden Effizienz bei der ASIC-Fertigung und Dichte einen Vorteil zu ziehen, können der Bilderrahmenspeicher **430** und sein zugehöriger Blitzunterdrückungsprozessor **434** und IIR-Filter **436** auf dem hinteren End-ASIC **50** angeordnet sein, wodurch der digitale Signalverarbeitungs-ASIC und der hintere End-ASIC an dem Ausgang des FIR-Filters **432** unterteilt werden.

[0079] Bezugnehmend auf Fig. 13 ist das Blockdiagramm des hinteren End-ASIC **50** gezeigt. Verarbeitete B-Modus-Abtastzeilen, erzeugt durch den digitalen Signalprozessor-ASIC **40**, sind bzw. werden mit einem Puffer **510** gekoppelt, welcher zwei aufeinanderfolgende Abtastzeilen zur Scankonversion bzw. Abtastumwandlung speichert. Zum sparsamen Umgang mit der Fläche des integrierten Schaltkreises, Leistungsbedürfnissen bzw. -anforderungen und Hitzeableitung, welche für die Scankonversionsfunktion benötigt werden, werden ein einfacher, linearer Interpolationsalgorithmus und einfache Umwandlungs- und Konversionstechnik, welche nur Addierer und Akkumulatoren zur Adressierung benötigen, eingesetzt. In dem Fall der Verwendung eines Meßwandlers **10** mit gekrümmter Anordnung, wie in Fig. 1 gezeigt, wird der gescannte Sektor **560**, wie in Fig. 14 gezeigt wird, auf folgende Weise beim Scannen konvertiert. In Fig. 14 werden die radialen Abtastzeilen des Sektors **560** zu den x, y-Koordinaten eines Rahmenpufferspeichers **530** von Fig. 13 konvertiert, von welchem die Grenzen als D_x und D_y in Fig. 14 definiert sind. Die radialen Abtastzeilen des Sektors **560**, von denen eine bei Vektor V gezeigt ist, entstammen dem virtuellen Scheitelpunkt **564**. Bei einer gekrümmten Anordnung gibt es keine Datenpunkte zwischen dem virtuellen Scheitel und der "Hautlinie" (Meßwandleranordnung) **562**, obwohl sich bei einem Abtastkopf mit gephaster Anordnung der Scheitel in dem D_x, D_y-Bildbereich befinden würde. In dem Fall einer linearen Anordnung gibt es keinen Scheitel, und die parallelen Abtastzeilen und interpolierten Zeilen bzw. Linien werden einfach in den Rahmenpufferspeicher **530** aufgezeichnet. Das folgende Beispiel beschreibt eine Scankonversion der komplexesten der Anordnungen für eine Scankonversion, der gekrümmten Anordnung **10**. Aus diesem Beispiel wird eine Scankonversion bzw. Abtastumformung mit anderen Array- bzw. Anordnungsformaten augenscheinlich bzw. verständlich.

[0080] In Fig. 14 sind die Abtastzeilen durch polare R,θ-Koordinaten definiert, welche zu den x_s, y_s-Koordinaten des Anzeigebildschirms konvertiert werden müssen. Die Polarkoordinaten haben einen Ursprung beim Scheitelpunkt **564**, während die Schirmkoordinaten einen Ursprung (0, 0) bei dem oberen Zentrum des Anzeigebereichs haben. Der Schirmkoordinatenursprung ist von dem Scheitel um den Abstand y_0 in der y-Richtung versetzt, und befindet sich bei dem oberen Zentrum des D_x, D_y-Bildbereichs. In dem Fall der gekrümmten Anordnung gibt es keine gültigen Datenpunkte entlang des Anfangsradius eines Krümmungssegments R_{oc} von jedem Vektor V. Über den Anfangsabstand R_{oc} (welcher sich unter der "Hautlinie" **562** befindet) hinaus existieren gültige Echodaten und werden an der geeigneten Adresse in dem Scankonverter-Speicher **530** angeordnet. Der Punkt an dem Ende von Vektor V in Fig. 14 weist beispielsweise Polarkoordinaten von R, θ auf, welche zu Schirmkoordinaten x_s, y_s konvertiert und an jener Adresse des Scankonverter-Speichers angeordnet werden müssen.

[0081] Vor einer Scankonversion werden die zwei Abtastzeilen, welche in den Puffer **510** für zwei Zeilen gespeichert sind, verwendet, um eine Anzahl von eingeschobenen Abtastzeilen zu interpolieren. Von einem linearen Interpolationsschema $\alpha L_1 + (1 - \alpha)L_2$, wie in Fig. 15 gezeigt wird, wurde gefunden, daß es zufriedenstellende Resultate erzeugt. Der bevorzugte Implementierungsausdruck ist $L_2 + \alpha(L_1 - L_2)$, welcher nur einen einzelnen Multiplizierer erfordert. In dem Beispiel von Fig. 15 werden sieben Abtastzeilen zwischen jedem Paar von empfangenen Abtastzeilen L_1 und L_2 interpoliert. Die dargestellte bzw. illustrierte Abtastzeile L_1 befindet sich an der radialen Grenze des Sektors **560**. Interpolierte Abtastzeilen radial auswärts von dieser Grenzabtastzeile (nach links in der Zeichnung) werden erzeugt, indem die Datenwerte auf der Abtastzeile L_1 durch Gewichte von 7/8, 3/4, 5/8, 1/2, 3/8, 1/4 und 1/8 gewichtet werden, wie links von der Abtastzeile L_1 in Fig. 15 gezeigt wird. Zwischen Abtastzeilenpaaren sind die interpolierten Abtastzellen gewichtete Kombinationen von sowohl L_1 als auch L_2, wie dies durch die gewichteten Werte $7/8L_1 + 1/8L_2$, $3/4L_1 + 1/4L_2$ usw. gezeigt wird. Eine Interpolation wird durchgeführt, indem ein Datenwert entlang der Abtastzeile, wie beispielsweise R_1, genommen wird, er durch einen Gewichtungsfaktor wie beispielsweise 7/8 gewichtet, dann zu einem komplementär gewichteten wird, räumlich entsprechenden Datenpunkt R_1 von der nächsten Abtastzeile addiert wird. Eine Interpolation schreitet auf diese Weise entlang der Abtastzeile bis zur Beendigung nach unten, dann wird die nächste Abtastzeile interpoliert. Sobald interpolierte Abtastzeilen erzeugt sind, werden sie augenblicklich bzw. unmittelbar in dem Rahmenpufferspeicher **530** plaziert bzw. angeordnet.

[0082] Fig. 13 zeigt den Zwei-Zeilen-Puffer **510**, welcher die zwei Abtastzeilen L_1 und L_2 hält, während der Zeileninterpolator **512** die gepufferten Abtastzeilen verwendet, um interpolierte Abtastzeilen zu erzeugen. Gewichte für den Interpolationsvorgang werden durch den Zeileninterpolations-Gewichtungsspeicher **522** des Scankonversions-Controllers **520** zur Verfügung gestellt. Wenn die zwischenliegenden, interpolierten Zeilen erzeugt wurden, wird die älteste Abtastzeile in dem Zwei-Zeilen-Puffer **510** durch eine neue angrenzende bzw. benachbarte Abtastzeile ersetzt. Da die Stellen, welche die zwei Abtastzeilen in dem Puffer **510** speichern, abwechselnd aktualisiert werden, werden die für die zurückgehaltene Abtastzeile verwendeten Gewichte einfach in dem nächsten Intervall in umgekehrter Reihenfolge verwendet. In Fig. 15 wird beispielsweise gesehen, daß die Abtastzeile L_2 in dem Intervall zwischen den Zeilen L_1 und L_2 mit Gewichten gewichtet wird, welche von 1/8 bis 7/8 zu nehmen. Nachdem die Zeile L_1 durch die nächste Zeile L_3 ersetzt wird, wird die Abtastzeile L_2 in der umgekehrten Reihenfolge gewichtet, abnehmend von 7/8 bis 1/8 in dem folgenden Intervall. Dies vermeidet die Notwendigkeit, die zurückgehaltene Abtastzeile von einem Bereich zu einem anderen in dem Puffer **510** zu bewegen; es ist nur nötig, die älteste Abtastzeile durch eine neue zu ersetzen.

[0083] Es folgt, daß die empfangenen Abtastzeilen durch den Zeileninterpolator **512** ohne Veränderung zu den geeigneten Zeiten in der Abtastzeilensequenz durchgeleistet werden.

[0084] Da bzw. wenn Abtastzeilen an dem Ausgang des Zeileninterpolators **512** erzeugt werden, werden ihre Datenwerte zu den Speicherstellen in dem Rahmenpufferspeicher **530** auf folgende Weise scankonvertiert. Die Polarkoordinaten der radialen Abtastzeilen werden auf die rechtwinkeligen Koordinaten des Speichers **530** bezogen durch

$$x = R\sin\theta$$

und

$$y = R\cos\theta$$

wo R der radiale Abstand entlang eines Vektors ist, welcher sich unter einem Winkel θ in bezug auf die y-Achse in Fig. 14 erstreckt. Ein Auflösen nach R und dann Substituieren der Lösung für R in dem Ausdruck für x ergibt

$$R = y/\cos\theta$$

und

$$x = y\tan\theta$$

[0085] Diese Ausdrücke werden verwendet, um Werte in den R-, x_s- und y_s-Akkumulatoren zu inkrementieren bzw. zu erhöhen, um eine einfache Scankonversionsadressierung zur Verfügung zu stellen.

[0086] Sobald der Zeileninterpolator beginnt, eine Abtastzeile auszugeben, werden die Abtastzeilendaten von ausgewählten R-Adressen entlang der Abtastzeile in dem Rahmenpufferspeicher **530** bei x_s, y_s-Adressen gespeichert. Eine Datenspeicherung startet bei der ersten Reihe (y = 1) des Speicherbereichs D_x, D_y, und schreitet sequentiell die Reihen des Speichers nach unten fort. Somit akkumuliert der y_s-Akkumulator einfach ganzzahlige Werte, beginnend bei 1. Der R-Akkumulator wird auf einen Wert von $y_0\cos\theta$ initialisiert, was die erste Abtastzeilenadresse von dem Scheitel der Abtastzeilen zu der Abtastung der Abtastzeile versetzt, welche mit der ersten Reihe des Speichers in Fig. 14 ausgerichtet ist. Die x_s-Adresse für den Speicher **530** wird auf einen Wert von $y_0\tan\theta$ initialisiert, den Punkt entlang der ersten Reihe des Speichers, welcher den R, θ-Vektor V in Fig. 14 schneidet. Die y_o-Werte für die Initialisierungswerte werden durch eine Initialisierungsspeichereinrichtung **526** zur Verfügung zu stellen.

[0087] Von diesen Startadreßwerten wird der R-Akkumulator, welcher den Zeileninterpolator **512** adressiert, um eine Konstante 1/cosθ inkrementiert bzw. zu erhöhen, um sequentiell von einem R, θ-Abtastzeilenwert zu schreiten, welcher zu dem nächsten gespeichert werden soll. Der y_s-Akkumulator, welcher den Rahmenpufferspeicher **530** adressiert, wird um ganzzahlige Werte inkrementiert und der x_s-Akkumulator für den Speicher **530** wird um eine Konstante 1/tanθ inkrementiert, um zu jeder neuen Speicheradresse des Rahmenpufferspeichers zu schreiten bzw. zu gelangen.

[0088] Zwei weitere Schritte sind in dem Scankonversionsvorgang involviert. Einer ist eine Überprüfung der R-Adressen gegen eine Konstante für die Abtastzeile, welche den Krümmungsradius R_{oc} der Meßwandleran-

ordnung berücksichtigt. Wie Fig. 14 zeigt, starten die Grenzabtastzeilen an der äußersten Peripherie bzw. dem äußersten Umfang des Sektors **560** von der oberen Reihe des D_x, D_y-Anzeigebereichs, wobei jedoch alle anderen Abtastzeilen der gekrümmten Anordnung unter der obersten aufgrund der Krümmung der Anordnung starten. Um dies zu berücksichtigen, wird ein Offset bzw. Versatz aufgrund der Krümmung für jede Abtastzeile in Einheiten der R-Adresse berechnet. Da bzw. wenn der R-Adreßakkumulator seine ursprünglichen bzw. Anfangs-R-Adressen erzeugt, werden diese mit dem berechneten R_{oc}-Offset verglichen. R-Adressen, welche durch den R-Adreßakkumulator erzeugt wurden, werden ignoriert bis zur ersten R-Adresse, welche R_{oc} überschreitet, von welchem Punkt Datenwerte der Abtastzeile in dem Speicher **530** gespeichert werden.

[0089] Ein anderer Schritt, welcher durchgeführt wird, bevor Abtastzeilendatenwerte in die ausgewählten Adreßstellen des Speichers **530** geschrieben werden, ist zu überprüfen, ob ein Datenwert zuvor zu der ausgewählten Adreßstelle geschrieben wurde. Eine Ein-Bit-Karte von Bits b_e entsprechend Adreßstellen in dem Rahmenpufferspeicher wird verwendet, wenn jeder Bildrahmen scankonvertiert ist bzw, wird. Wenn ein neuer Datenwert zu einer Stelle im Speicher geschrieben wird, wird das entsprechende Bit b_e für diese Adreßstelle gesetzt bzw. eingestellt, um anzuzeigen, daß der Datenwert in den Speicher für diesen Rahmen eingegeben wurde. Wenn eine Scankonversion einer anderen Abtastzeile während diesem Rahmen dieselbe Speicherstelle adressiert, sagt das b_e-Bit dem Schreibcontroller **528**, daß ein Datenwert bereits an dieser Stelle für diesen Rahmen eingegeben wurde. Dies wird den Schreibcontroller veranlassen, die Eingabe des neuen Datenwerts abzubrechen, oder den zuvor gespeicherten Datenwert zu überschreiben, abhängig von dem Protokoll, welches durch den Anwender oder den Entwerfer des Scancontrollers ausgewählt wurde. Der Scankonverter kann ein Protokoll verwenden, welches zuvor eingegebene Datenwerte durch neue ersetzt, oder nur den ersten Datenwert eingibt und alle späteren Werte ignoriert. Ein anderes Protokoll ist es, alte Werte mit neuen zu überschreiben, wenn Abtastzeilen von der Peripherie zu dem Zentrum des Bilds fortschreiten, dann den ersten gefundenen Wert einzugeben und nachfolgende Werte für Abtastzeilen zurückzuweisen, welche von dem Zentrum des Bilds zur Peripherie bzw. zum Umfang fortschreiten. In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Protokoll, einfach den ersten Datenwert für jede Speicherstelle einzugeben, und nachfolgende Versuche zu ignorieren, die Stelle mit neuen Daten zu überschreiben.

[0090] Wenn alle Abtastzeilen in den Speicher **530** geschrieben wurden, beinhaltet die Karte von b_e-Bits lauter Einser. Während des nächsten Bilderrahmens werden diese Bits zu Nullen invertiert, sobald bzw. da Datenwerte für den neuen Rahmen an die Speicherstellen des Speichers geschrieben werden. Somit besteht kein Bedarf, die b_e-Bitkarte zwischen Rahmen rückzusetzen; komplementäre b_e-Bitwerte werden verwendet, um Dateneingaben für aufeinanderfolgende Bildrahmen abzubilden bzw. einzutragen.

[0091] Der Betrieb des Scankonversionsvorgangs ist in Fig. 16 illustriert, wo zwei Abtastzeilenvektoren $V_{\theta 0}$ und $V_{\theta 45}$ ersichtlich sind, welche sich von der gekrümmten Meßwandleranordnung **10** erstrecken. Eine Matrix von Blöcken ist gezeigt, um räumlich Speicherstellen in dem Scankonverter-Pufferspeicher **530** zu repräsentieren. Die Abtastzeile $V_{\theta 0}$ erstreckt sich von dem Zentrum der Anordnung und ist rechtwinkelig zu der Speichermatrix und ist identifiziert als sich unter einem Winkel $\theta = 0°$ erstreckend. Wenn die Abtastzeilendaten Proben in dem digitalen Signalverarbeitungs-ASIC **40**, wie oben beschrieben, bandbegrenzt wurden, werden die detektierten Samples bzw. Proben entlang des Abtastzeilenvektors sequentiell in aufeinanderfolgende Speicherstellen in einer Spalte des Speichers **530** fallen. Dies ist durch aufeinanderfolgende Abtastzeilen R-Werte R_2, R_3, R_9, R_5 und R_6 an aufeinanderfolgenden y-Adressen 2 bis 6 gezeigt. Wenn die Abtastzeilendaten nicht bandbegrenzt worden sind, um mit der Bandbreite der Anzeige übereinzustimmen, wird eine Anzahl von zwischenliegenden Samples ausgelassen, sobald der R-Adreßakkumulator **524** von Reihe zu Reihe inkrementiert wird. Die Abtastzeilendaten können somit während einer Scankonversion skaliert werden, wenn sie nicht in ihrer Verarbeitung früher skaliert worden sind.

[0092] Die andere Abtastzeile bei $V_{\theta 45}$ erstreckt sich unter einem Winkel von 45° in bezug auf den ersten Vektor. Bei dieser Abwinkelung wird gesehen, daß es mehr Samples bzw. Abtastungen gibt als Blöcke (Stellen) in der Speichermatrix entlang des Abtastzeilenvektors. Die Reihen der Speichermatrix sind bzw. werden in ganzzahligen Werten von y von 2 bis 6 über das Abtastzeilenintervall adressiert, welches in der Zeichnung gezeigt ist. Die x-Adressen des Speichers werden durch die Konstante von $y\tan\theta$ für jede Reihe y inkrementiert bzw. erhöht, indem der Tangens des Abtastzeilenwinkels tan45° verwendet wird. Dies resultiert in einer Sequenz von x-Adressen von 7 bis 11 für den Abschnitt der $V_{\theta 45}$-Abtastzeile, welche in der Zeichnung gezeigt ist. Die R-Adressen entlang der Abtastzeile werden durch die Konstante $y/\cos\theta$, wie oben beschrieben, erhöht und Bruchteile werden abgeschnitten, um die ausgewählten R-Adressen zu ergeben, welche durch die durchgezogenen Kreise gezeigt sind. Es ist ersichtlich, daß der R_4-Wert nicht verwendet wird, und R-Werte von R_5 und R_6 werden an x, y-Adressen von 7,2 und 8,3 gespeichert. Der R_7-Wert wird ausgelassen und die nächsten drei R-Werte, R_8, R_9 und R_{10}, werden in Reihen 4, 5 und 6 gespeichert. Der nächste R-Wert, R_{11}, wird ausgelassen,

bevor ein Abtastzeilenwert in der nächsten Reihe gespeichert wird. Es wurde gefunden, daß ein Wegschneiden Bruchteils des R-Werts den genauesten Abtastzeilen-R-Wert auswählen wird, d. h., innerhalb einer Toleranz von einem Pixel für jede Stelle in dem Scankonverter-Speicher.

[0093] Jede Speicherstelle in dem Rahmenpufferspeicher **530** speichert einen Datenwert von einer empfangenen oder interpolierten Ultraschallabtastzeile und zwei zusätzliche Bits. Von diesen zwei zusätzlichen Bits ist eines gesetzt, um den gespeicherten Datenwert als entweder einen schwarzen und weißen oder einen Farbdatenwert zu identifizieren; eine 0 identifiziert bzw. kennzeichnet den Datenwert als ein Schwarz- und Weiß-Pixel, und eine 1 identifiziert den Datenwert als ein Farbpixel. Wenn dieses Bit für ein Farbpixel gesetzt ist, greift der Datenwert bei dem Pixel auf eine Farbkarten-Suchtabelle **532** zu, welche die geeigneten Rot (R), Grün (G), und Blau (B)-Signalwerte zur Anzeige auswählt. Ein 0-Wert resultiert in einer Anzeige des Datenwerts als ein Graustufenpixel. Das zweite zusätzliche Bit, wie oben beschrieben, ist das b_e-Bit, welches die Eingaben von Datenwerten in den Speicher für jeden Bilderrahmen darstellt. Das b_e-Bit wird durch den Schreibregelschaltkreis **528** gelesen, um zu bestimmen, ob ein neuer Datenwert in den Speicher in Übereinstimmung mit dem durch den Scankonverter verwendeten Protokoll geschrieben werden soll.

[0094] Der scankonvertierte Rahmen im Pufferspeicher **530** wird von dem Speicher gelesen, nachdem der Rahmen zusammengesetzt worden ist. Farbpixel suchen R, G, und B-Werte in der Farbkarten-Suchtabelle **532**, welche dann zu einem Videoprozessor **550** weitergegeben werden. Graustufenpixel werden direkt zu dem Videoprozessor geleitet. In dem Videoprozessor wird das Ultraschallbild mit Graphiken von dem Graphiküberlagerungspuffer **540** überlagert. Diese Graphikinformation kann Zeit, Datum, Patientenidentifizierung, Skaliermarken, Doppler-Fensterkonturen bzw. -umrisse, Eingabezeiger bzw. Cursor und andere graphische Informationen umfassen, welche für den Anwender nützlich sind. Das Ultraschallbild und seine graphische Information kann dann als ein Ausgangssignal für eine Anzeige erzeugt werden. Eine Vielfalt von Ausgangs- bzw. Ausgabesignalformaten ist möglich, einschließlich NTSC-Videoformat, PAL-Format oder RGB-Format. Die Ausgabesignale werden an einem Digital-zu-Analog-Konverterausgang des Videoprozessors **550** erzeugt und können Basisband- oder modulierte Trägersignale sein. Die Signale können die der Einheit eigene LCD-Anzeige **60** antreiben oder werden an einem Ausgangsanschluß bzw. Ausgabeanschluß für einen getrennten, externen Monitor erzeugt. Die Einheit beinhaltet einen Videospeicher **552** für eine Cineloop-Speicherung und Wiedergabe einer Echtzeit-Bildsequenz, welche durch den Anwender für eine Speicherung und Wiedergabe vorgesehen bzw. bezeichnet ist.

[0095] Das durch das tragbare System erzeugte Ultraschallbild kann ein B-Modus-Graustufenbild, ein Leistungs-Doppler-Bild, eine Kombination von Graustufen- und Leistungs-Doppler-Bildinformation oder ein dreidimensionales Leistungs-Doppler-Bild sein. Wenn ein kombiniertes Graustufen- und Leistungs-Doppler-Bild erzeugt wird, wird der Anwender ein Subsektor- bzw. Teilsektorfenster innerhalb des vollständigen Sektors bezeichnen, über welches Leistungs-Doppler-Signale gesammelt und angezeigt werden. Ein derartiger Teilsektor **602** ist als ein schattierter Teilsektor in dem Sektor **600** von **Fig.** 17 gezeigt. Der Teilsektor **602a** kann sich vollständig von der Oberseite bis zum Boden des Sektors **600** erstrecken, wie in Fig. 17a gezeigt wird, in welchem Fall die Teilsektor-Abtastzeilen Leistungs-Doppler-Zeilen sein werden und die Abtastzeilen auf jeder Seite des Teilsektors **602a**, wie beispielsweise die Gruppen von Zeilen, welche bei **604** angezeigt sind, als Graustufenzeilen erzeugt sind. In der bevorzugten Ausführungsform ist die Höhe des Leistungs-Doppler-Teilsektorfensters auch regel- bzw. steuerbar durch den Anwender, um es dem Teilsektor zu erlauben, an allen Seiten durch Graustufenbildinformation umrandet zu sein, wie durch den Teilsektor **602b** in Fig. 17b gezeigt wird. Darüber hinaus ist die Leistungs-Doppler-Information mit B-Modus-Graustufeninformation über den Bereich des Teilsektorfensters abgemischt bzw. vermischt. Dies ist in Fig. 18 mit bezug auf Fig. 13 gezeigt. Sobald Abtastzeilen von Leistungs-Doppler-Information über den Teilsektorbereich empfangen werden, werden die Leistungs-Doppler-Signale in einem 3D-Leistungs-Doppler-Speicher **502** gespeichert. Wenn Abtastzeilen von B-Modus-Daten empfangen werden, welche den Teilsektor überlappen, werden diese Abtastzeilen an einen Mischerschaltkreis **504** angelegt. Die räumlich zusammenfallenden Leistungs-Doppler-Signale werden zur selben Zeit an den Mischschaltkreis angelegt und Abtastzeilendaten, welche eine Mischung von sowohl Leistungs-Doppler als auch Graustufeninformation sind, werden erzeugt, indem die Daten zusammengemischt werden. Zwei derartige empfangene und gemischte Abtastzeilen sind in Fig. 18 als Abtastzeilen θ_i und θ_{i+1} gezeigt. Wie diese Linien zeigen, umfassen der obere (Nahfeld-)Abschnitt **610** jeder Zeile und der untere (Fernfeld-)Abschnitt **612** jeder Zeile nur Graustufendaten. In dem zwischenliegenden bzw. Zwischenabschnitt **614** jeder empfangenen Zeile wird Graustufen- und Leistungs-Doppler-Informationen zusammengemischt. Beispielsweise könnte, wenn Leistungs-Doppler-Informationen in einer soliden roten Farbe und Graustufeninformation als unterschiedliche Helligkeitspegel angezeigt werden soll, das Mischen von diesen zwei Typen von Information in einer hellen rote Farbe, einer dunklen roten Farbe, einer leicht rosa Farbe oder einer anderen Kombination einer gemessenen Abweichung der Farbe rot und einem Helligkeitspegel resultieren. Sobald

empfangene Abtastzeileninformation ge- bzw. vermischt wird, werden die gemischten Zeilen dem Zwei-Zeilen-Puffer **510** zur Interpolation von zwischenliegenden Abtastzeilen und Scankonversion bzw. Abtastumwandlung zur Verfügung gestellt. Interpolierte Zeilen, wie beispielsweise die interpolierte Abtastzeile **620**, werden zwischen den zwei empfangenen Abtastzeilen in der in Fig. 15 gezeigten Weise erzeugt. Somit wird die gemischte Region jeder Zeile, wenn die Zeilen scankonvertiert und aneinander angrenzend angezeigt werden, Information sowohl über die Durchblutung bzw. den Blutstrom als auch die Gewebestruktur der Region des in dem Leistungs-Doppler-Teilsektor **602** dargestellten Körpers übertragen bzw. übermitteln.

[0096] Eine Bildbegrenzung bzw. -verfeinerung ist es wert, angemerkt zu werden. Um den Bildbereich korrekt zu befüllen, wenn die Doppler-Abtastzeileninformation der Graustufen-Abtastzeileninformation überlagert wird, sollte der Beginn des Doppler-Informationsbereichs auf dem Oberteil der letzten Graustufenzeile überlagert werden. Sobald der Doppler-Abtastzeilenbereich vollendet ist, wird die letzte Doppler-Abtastzeile durch die erste Abtastzeile des Rests des Graustufenabschnitts des Bilds überlagert.

[0097] Das tragbare Ultraschallsystem der vorliegenden Erfindung ist auch zum Präsentieren bzw. Darstellen von Leistungs-Doppler-Bildern in einem dreidimensionalen Projektionsansichtsformat geeignet. Für eine dreidimensionale Präsentation wird eine Sequenz von räumlich aufeinanderfolgenden und annähernd parallelen Leistungs-Doppler-Bilderrahmen gescant bzw. abgetastet und die empfangenen Abtastzeilen werden in dem 3D-Leistungs-Doppler-Speicher **502** gespeichert. Die Rahmen in der Sequenz bzw. Abfolge werden nicht einzeln scankonvertiert und gespeichert, da dies einen beträchtlichen Speicherbereich für die scankonvertierten Bilder mit ihren interpolierten Abtastzeilen erfordern würde. Stattdessen werden die Abtastzeilen der Sequenz von Rahmen wiederholt für jeden Betrachtungswinkel des dreidimensionalen Projektionsbilds scankonvertiert. Da bzw. wenn jeder Rahmen scankonvertiert wird, wird er unmittelbar in die dreidimensionale Anzeige gerendert bzw. eingebracht. Die Rahmen von empfangenen Abtastzeilen werden wiederholend in dreidimensionale Bilder von inkrementell bzw. zunehmend unterschiedlichen Betrachtungswinkeln scankonvertiert und gerendert, um ein dreidimensionales Bild eines Volumens des Körpers zu präsentieren, welches um eine oder mehrere seiner Achsen zu rotieren scheint.

[0098] Als Beispiel sei angenommen, daß sechs parallele Bilderrahmen bei inkrementell bzw. schrittweise wachsenden Tiefen in der z-Richtung erfaßt werden. Fig. 19 illustriert diese Bilderrahmen, wenn sie parallel mit der z-Richtung ausgerichtet sind, welche sich in die Zeichnung erstreckt. Die Bilderrahmen sind deshalb vollständig ausgerichtet, so daß nur der obere Bilderrahmen **700** sichtbar ist; die anderen Bilderrahmen **702**–**710** befinden sich hinter dem Bilderrahmen **700**. Jeder Bilderrahmen beinhaltet einen Bildsektor **712**, von welchen einer oben in Fig. 19 sichtbar ist.

[0099] Nun sei angenommen, daß die Bilderrahmen **700**–**710** von Fig. 19 um eine Centroid- bzw. Schwerachse y gedreht sind, wie in Fig. 20 gezeigt wird. Die Kanten bzw. Ränder der abgedunkelten Rahmen **702**–**710** werden nun aufgrund der Rotation bzw. Drehung sichtbar. Die Rotation schiebt bzw. verschiebt die Orientierung bzw. Ausrichtung der z-Achse zu einer gedrehten Richtung z_θ. In einem tragbaren Ultraschallsystem der vorliegenden Erfindung wird ein dreidimensionales Projektionsbild von diesem gedrehten Bildersatz gebildet, projiziert, als ob der Betrachter die Bildebenen durch ein Betrachtungsfenster **720** und bei einem Betrachtungswinkel **722** betrachten würde. Es ist ersichtlich, daß der Sektor **712** in seiner x-Dimension komprimiert ist, sobald er gedreht wird, wie dies durch den Sektor **712** in Fig. 20 gezeigt wird, was es den Scankonversionstechniken von US-Patent 5.485.842 erlaubt, zum Rendern bzw. Erstellen einer dreidimensionalen Präsentation eingesetzt zu werden. In Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung wird das dreidimensionale Rendern durch ein Adressieren der ebenen bzw. planaren Rahmendaten durch eine effiziente Akkumulation von Adreßkonstanten in Akkumulatoren erledigt.

[0100] Zur Erleichterung der Darstellung bzw. Illustration wird ein Beispiel einer dreidimensionalen Verarbeitung für eine Rotation um die y-Achse gegeben. Das bedeutet, daß ein scankonvertiertes Bild dieselben y-Reihen-Koordinaten aufweisen wird, wenn der Bilderrahmensatz um einen Winkel θ, oder $y_\theta = y$ gedreht wird. Die anderen Koordinaten werden in Matrixform ausgedrückt als:

$$\begin{bmatrix} z_\theta \\ x_\theta - x_{c\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z \\ x - x_{cd} \end{bmatrix} \qquad (4)$$

wo z_θ und x_θ die x- und y-Koordinaten in dem θ-gedrehten Koordinatensystem sind, z die Nummer eines Bilderrahmens in der Sequenz ist, $x_{c\theta}$ die Schwerachse des Bilderrahmensatzes in dem Betrachtungsfenster **720** ist, und x_{cd} das Zentrum eines bestimmten Bilderrahmens ist. Ein Auflösen für x ergibt

$$x = \frac{x_\theta}{\cos\theta} + x_{cd} - \frac{x_{c\theta}}{\cos\theta} + z\tan\theta \qquad (5)$$

von welchen die letzteren drei Terme Konstante sind, welche verwendet werden, um die x-Adresse für eine dreidimensionale Projektion zu initialisieren.

[0101] Die empfangenen Abtastzeilen von einem Doppler-Bildrahmen werden wie zuvor beschrieben scankonvertiert, und das scankonvertierte und interpolierte, ebene Bild wird in einen 3D-Puffer projiziert, welcher das dreidimensionale Projektionsbild speichert. Die Pixel bzw. Bildpunkte in dem scankonvertierten Bild werden Reihe für Reihe und Pixel für Pixel verarbeitet, um die Doppler-Werte zu ihren Positionen in der dreidimensionalen Bildpräsentation bzw. -darstellung zu projizieren. Reihen sowohl des ebenen Bilds als auch des 3D-Puffers werden sequentiell durch einen y-Adreßakkumulator adressiert, der einfach ganze Zahlen akkumuliert, um sequentiell eine Bildreihe 1, Bildreihe 2 usw. zu verarbeiten. Die x-Adressen des 3D-Puffers werden über jede Reihe in ganzzahliger Form durch einen Zähler inkrementiert, welcher in der Sequenz 1, 2, 3 usw. zählt.

[0102] Die x-Adressen des ebenen Bilds starten von einem Anfangswert, welcher durch die letzten drei konstanten Terme von Ausdruck (5) gebildet werden. Jedes Projektionsbild des 3D-Puffers zeigt einen unterschiedlichen Projektionswinkel θ, und somit wird ein konstanter Wert von tanθ berechnet und zur Verarbeitung eines Projektionsbilds verwendet. Das Zentrum der 3D-Bildschwerachse $x_{c\theta}$ ist eine bekannte Konstante für eine vorgegebene 3D-Projektionsbildsequenz und das Zentrum von jedem ebenen Bild x_{cd} ist eine bekannte Konstante für jedes ebene Bild. Somit startet, aus Ausdruck (5), die x-Adresse zum Konvertieren des ebenen Bilds von

$$x_{init} = x_{cd} - \frac{x_{c\theta}}{\cos\theta} + z\tan\theta \qquad (6)$$

[0103] Der x_{init}-Wert für ein vorgegebenes ebenes Bild und einen vorgegebenen Betrachtungswinkel θ wird berechnet und gespeichert, und verwendet, um die erste x-Adreßstelle in jeder Reihe y des ebenen Bilds zu initialisieren. Aufeinanderfolgende Adressen werden aus dieser Ausgangs- bzw. Initialadresse x erzeugt, indem der konstante Wert von 1/cosθ zu der vorhergehenden Adresse addiert wird, und jeder adressierte Wert des ebenen Bilds zu nachfolgenden x-Adreßstellen über jede Reihe des dreidimensionalen Projektionsbilds neu zugeordnet wird. Sobald jede Reihe beendet ist, wird die y-Reihen-Adresse um eins erhöht, die x-Adresse des ebenen Bilds wird auf x_{init} rückinitialisiert, und der Vorgang setzt sich entlang jeder Reihe des ebenen Bilds fort, bis das komplette Bild zu dem Projektionsbild neu zugeordnet bzw. angeordnet wurde.

[0104] Nachdem ein ebenes Bild zu dem Projektionsbild neu zugeordnet wurde, wird der Wert von ztanθ auf den nächsten z-Wert erhöht. Somit wird die Sequenz von ztanθ-Werten von tanθ zu 2tanθ zu 3tanθ usw. durch die Sequenz von ebenen Bildern fortschreiten. Jeder neue ztanθ-Wert wird bei der Berechnung eines neuen x_{init}-Werts für das nächste ebene Bild in der Sequenz in Übereinstimmung mit Ausdruck (6) verwendet.

[0105] Es gibt eine Anzahl von Wegen zum Kombinieren der Information des ebenen Bilds in dem Projektionsbild. Eine Technik ist die Technik der maximalen Intensität, wodurch, wenn ein Wert von einem vorhergehenden ebenen Bild bereits in der Projektionsbildstelle gespeichert worden ist, der nächste an derselben Stelle zu speichernde Wert mit dem vorhergehend gespeicherten Wert verglichen wird. Der größere der zwei Werte wird dann gespeichert. Somit wird das Projektionsbild den Maximalintensitätswert bzw. Wert maximaler Intensität an jeder Stelle in dem gerenderten Projektionsbild enthalten.

[0106] Eine zweite kombinierende bzw. Kombinationstechnik, welche dem Projektionsbild eine halbtransparente Charakteristik verleiht, ist eine durchschnittsbildende bzw. mittelnde Technik. Jeder neue Wert für eine gegebene Projektionsbildstelle wird mit den vorhergehend an der Stelle gespeicherten Werten gemittelt, so daß das resultierende Bild nicht die maximale bzw. Maximalintensität reflektiert bzw. wiederspiegelt, sondern einen Durchschnitt bzw. ein Mittel durch den Satz des ebenen Bilds. Abhängig davon, ob die Verarbeitung des ebenen Bilds von dem vorderen oder dem hinteren Bild des Satzes fortschreitet, wird die Projektion zugunsten der ebenen Bilder, welche am nächsten zum Betrachter sind, oder zugunsten der ebenen Bilder gewichtet, welche von dem Betrachter am entferntesten sind, oder die Werte können in Übereinstimmung mit der Entfernung ihres z-Werts von dem Betrachtungsfenster **720** gewichtet werden. Die durch den Betrachter ausgewählte Technik ist eine persönliche Bevorzugung.

[0107] Die vorhergehende dreidimensionale Präsentationstechnik spart vorteilhafterweise Speicher, indem

nur empfangene Abtastzeilen gespeichert werden. Es besteht kein Bedarf, Speicher für einen vollständigen interpolierten Bildersatz zu verwenden, da bzw. wenn eine Interpolation durchgeführt wird, sobald jedes Projektionsbild gebildet wird. Die erfindungsgemäße Technik verwendet eine effiziente Adressierung durch einfaches Inkrementieren bzw. Erhöhen von Adreßakkumulatoren mit konstanten Werten für jedes Projektionsbild.

[0108] Eine bevorzugte Implementierung von dreidimensionaler Bildgebung bzw. Abbildung in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung macht effizient Gebrauch von dem Rahmenpufferspeicher **530**, indem der Speicher in vier Quadranten unterteilt bzw. aufgeteilt wird, wie in Fig. 21 gezeigt wird. Beispielsweise wird ein erster Rahmen von empfangenen Abtastzeilen interpoliert und in den als B1 bezeichneten Speicherbereich scankonvertiert. Das scankonvertierte erste ebene Bild im Bereich B1 wird zu dreidimensionalen Projektionskoordinaten in dem als A1 identifizierten Speicherbereich neu adressiert bzw. angeordnet. Während diese dreidimensionale Projektion des ersten ebenen Bilds stattfindet, wird der zweite Rahmen von empfangenen Abtastzeilen interpoliert und in den Speicherbereich B2 scankonvertiert. Dann wird, während das scankonvertierte zweite ebene Bild im Bereich B2 zu den Projektionskoordinaten im Bereich A1 projiziert wird, der dritte Rahmen von empfangenen Abtastzeilen in den B1-Speicherbereich scankonvertiert. Speicherbereiche B1 und B2 werden abwechselnd durch nachfolgende Bilderrahmen verwendet, bis das vollständige Projektionsbild in dem A1-Bereich gebildet wurde.

[0109] Das Projektionsbild in dem A1-Bereich wird dann Zeile für Zeile zur Videoanzeige ausgelesen. Sobald bzw. wenn das A1-Projektionsbild ausgelesen wird, scankonvertieren die Speicherbereiche B1 und B2 erneut die empfangenen Rahmen auf abwechselnde Weise und ein zweites Projektionsbild an dem nächsten Betrachtungswinkel θ wird in dem A2-Speicherbereich zusammengesetzt. Nachdem das erste Projektionsbild von dem A1-Speicherbereich angezeigt wurde und das zweite Projektionsbild an dem nächsten Projektionswinkel vollständig in dem A2-Speicherbereich zusammengesetzt wurde, wird das zweite Projektionsbild aus dem Bereich A2 ausgelesen und angezeigt bzw. dargestellt. Der Vorgang fährt fort mit den Bereichen B1 und B2, indem die empfangenen Rahmen scankonvertiert werden, um ein drittes Projektionsbild bei einem dritten Projektionswinkel in dem A1-Speicherbereich zu bilden. Somit werden alle vier Quadranten des Pufferspeichers interaktiv bzw. wechselwirkend verwendet, um eine dreidimensionale Projektion effizient zu produzieren bzw. herzustellen, welche vor dem Betrachter um die y-Achse zu rotieren scheint.

[0110] Für eine simultane bzw. gleichzeitige Rotation um zwei Achsen muß eine zweite Projektion der ebenen Bilder durchgeführt werden, um die Koordinaten von einem Zwischen-Koordinatensystem θ zu einem endgültigen Koordinatensystem φ zu drehen. Beispielsweise können, nachdem der ebene Bildersatz um die y-Achse um einen Winkel θ gedreht wurde, die Bildkoordinaten ein zweites Mal durch Drehung durch einen Winkel φ um die x-Achse umgesetzt werden. Für die zweite Koordinatentransformation ist x_φ gleichgesetzt mit x_θ, der Wert von z im Matrixausdruck (5) ist auf z_θ gesetzt, und z_θ auf der linken Seite der Matrix ist auf z_φ gesetzt. Der Matrixausdruck wird für y aufgelöst und die zweite Koordinatentransformation wird an den zweimal gedrehten Koordinaten durchgeführt. Die zweite Transformation von Koordinaten, welche für jedes ebene Bild für jedes Projektionsbild erforderlich ist, wird die Zeit vergrößern, welche erforderlich ist, um die dreidimensionale Präsentation bzw. Darstellung zu erzeugen.

[0111] Es wird anerkannt bzw. geschätzt werden, daß es kein Erfordernis gibt, um eine Koordinatentransformation auf Pixels außerhalb des Bereichs von Sektor **712** in jedem ebenen Bild durchzuführen. Da der Sektorbereich von einem scankonvertierten Bild zu einem anderen identisch sein sollte und bekannte Koordinaten in jedem Bild besetzen bzw. belegen sollte, ist es möglich, die Verarbeitungsgeschwindigkeit zu verbessern, indem nur Bildinformation innerhalb des Sektorbereichs konvertiert und projiziert wird.

[0112] Der hintere End-ASIC **50** ist die Stelle des RISC-Prozessors **500**, welcher verwendet wird, um die zeitliche Abstimmung von allen Vorgängen des tragbaren bzw. in der Hand gehaltenen Ultraschallsystems zu koordinieren. Der RISC-Prozessor ist mit allen anderen Hauptfunktionsbereichen der ASICs verbunden, um eine Verarbeitungszeitgebung zu koordinieren und Puffer und Register mit den Daten zu laden, welche notwendig sind, um den durch den Anwender gewünschten Typ einer Verarbeitung und Anzeige durchzuführen. Programmdaten zum Betrieb des RISC-Prozessors sind in einem Programmspeicher **52** gespeichert, auf welchen durch den RISC-Prozessor zugegriffen wird. Eine zeitliche Abstimmung für den RISC-Prozessor wird durch Taktsignale von dem Taktgenerator auf dem vorderen End-ASIC **30** geliefert. Der RISC-Prozessor kommuniziert auch durch eine PCMCIA-Schnittstelle, durch welche der Prozessor auf zusätzliche Programmdaten zugreifen kann oder Bildinformation entfernt senden bzw. übertragen kann. Die PCMCIA-Schnittstelle kann beispielsweise mit einer Telemetrie-Verbindung oder einem Modem für die Übertragung von Ultraschallbildern von der tragbaren Einheit zu einer entfernten Stelle verbunden sein.

[0113] Der RISC-Prozessor wird unter Anwendersteuerung durch Befehle und Eingaben betrieben, welche durch den Anwender auf der Anwendersteuerung **70** vorgenommen werden. Ein Diagramm, welches Regel- bzw. Steuerfunktionen zeigt, den Typ von Regelungen bzw. Steuerungen, und ihre Beschreibung ist in Fig. 22 gezeigt. Es wird anerkannt bzw. geschätzt werden, daß eine Anzahl von Funktionen, wie beispielsweise Patientendateneingabe, Cineloop-Betrieb und 3D-Durchsicht, durch eine Menüsteuerung arbeiten werden, um die Anzahl von Tasten- oder Knopfsteuerungen auf der kleinen tragbaren Einheit zu minimieren. Zur weiteren Vereinfachung der Einheit ist eine Anzahl von Bedienungsfunktionen auf bestimmte diagnostische Anwendungen vorprogrammiert und wird automatisch arbeiten, wenn eine bestimmte Anwendung ausgewählt wird. Eine Auswahl von B-Modus-Bildgebung wird automatisch beispielsweise eine Frequenzmischung und ein tiefenabhängiges Filtern aufrufen, während ein Vier-Multiplizierer-Filter automatisch als ein Wandfilter aufgebaut wird, wenn ein Doppler-Betrieb ausgewählt wird. Die Menüauswahl von bestimmten klinischen Anwendungen kann beispielsweise automatisch bestimmte Merkmals- bzw. Eigenschaftseinstellungen, wie beispielsweise TGC-Regelcharakteristika und Brennweiten, aufrufen.

Patentansprüche

1. Tragbares Ultraschallsystem, umfassend:
eine erste Umhüllung bzw. ein erstes Gehäuse (**81**), die (das) einen Feld- bzw. Gruppen bzw. Arraywandler (**10**; **84**) umfaßt; und
eine zweite Umhüllung bzw. ein zweites Gehäuse (**83**), die (das) einen Strahlformer (**30**) zum Verzögern und Kombinieren von Echosignalen, die durch Elemente des Feldwandlers (**10**; **84**) erhalten sind, ein Digitalfilter (**40**) und einen Bildprozessor (**50**) aufweist, der mit einer Anzeige (**82**) gekoppelt ist;
wobei die erste Umhüllung (**81**) mit der zweiten Umhüllung (**83**) durch ein Kabel (**90**) verbunden ist und das System weniger als zehn Pfund (4,5 Kilogramm) wiegt; wobei das Digitalfilter (**40**) mit dem Ausgang des Strahlformers (**30**) gekoppelt ist; und wobei der Bildprozessor (**50**) mit der Ausgabe des Digitalfilters (**40**) gekoppelt ist.

2. Tragbares Ultraschallsystem nach Anspruch 1, wobei der Strahlformer (**30**) ein digitaler Strahlformer ist, welcher digitale Echosignale verzögert und kombiniert.

3. Tragbares Ultraschallsystem nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, wobei der Bildprozessor (**50**) einen digitalen Abtastumwandlerumfaßt.

Es folgen 19 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

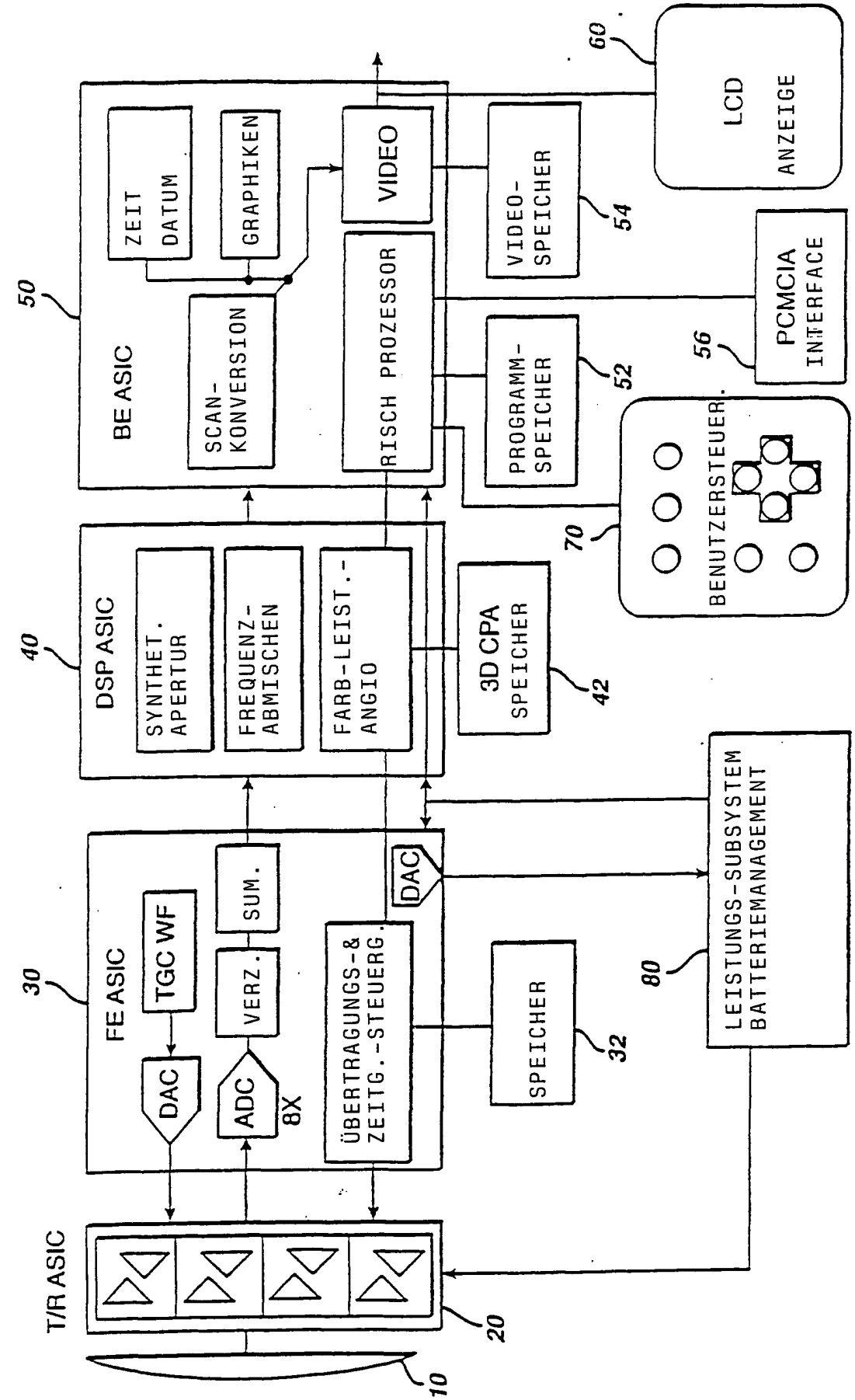


FIG.2b

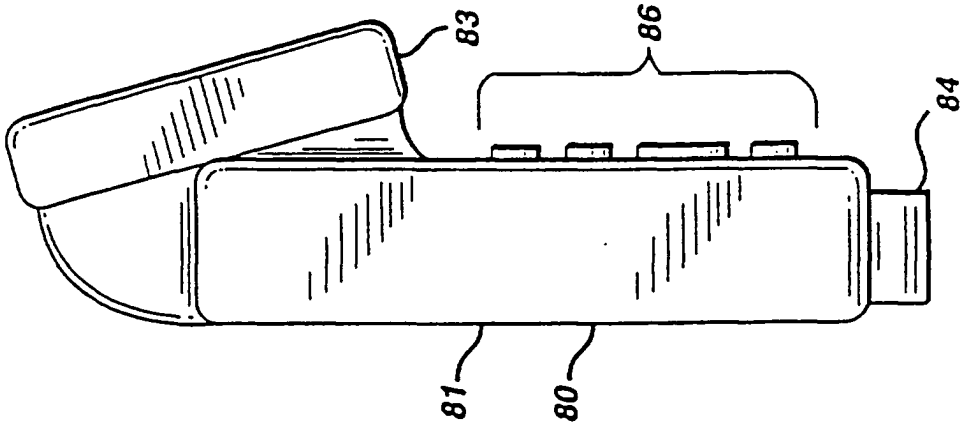


FIG.2a

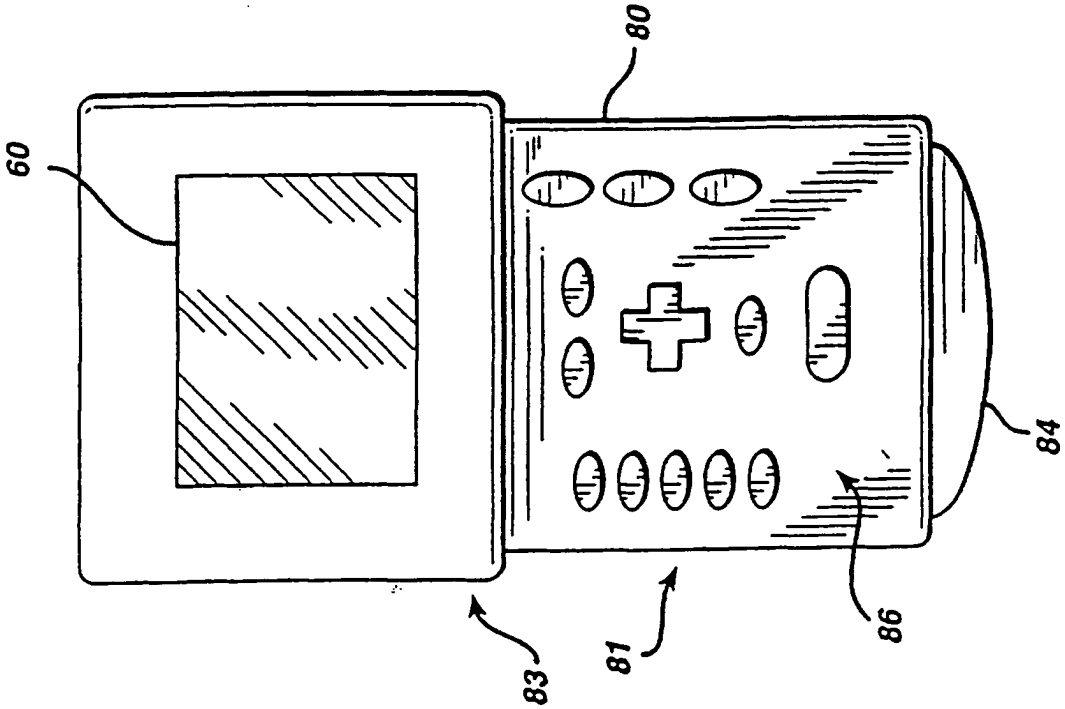


FIG.4

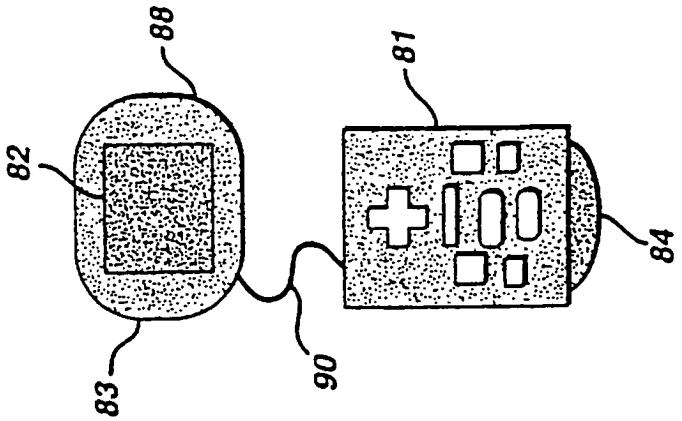


FIG.3b

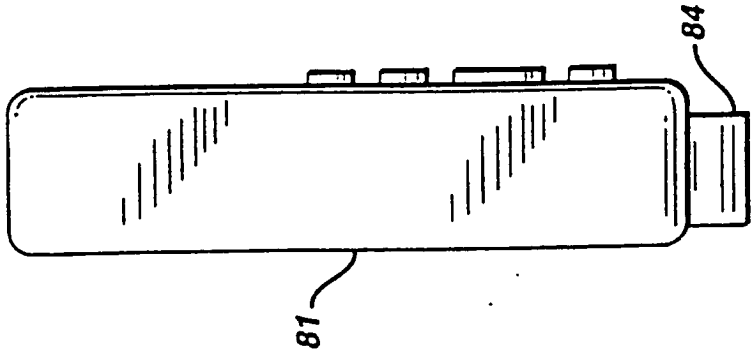


FIG.3a

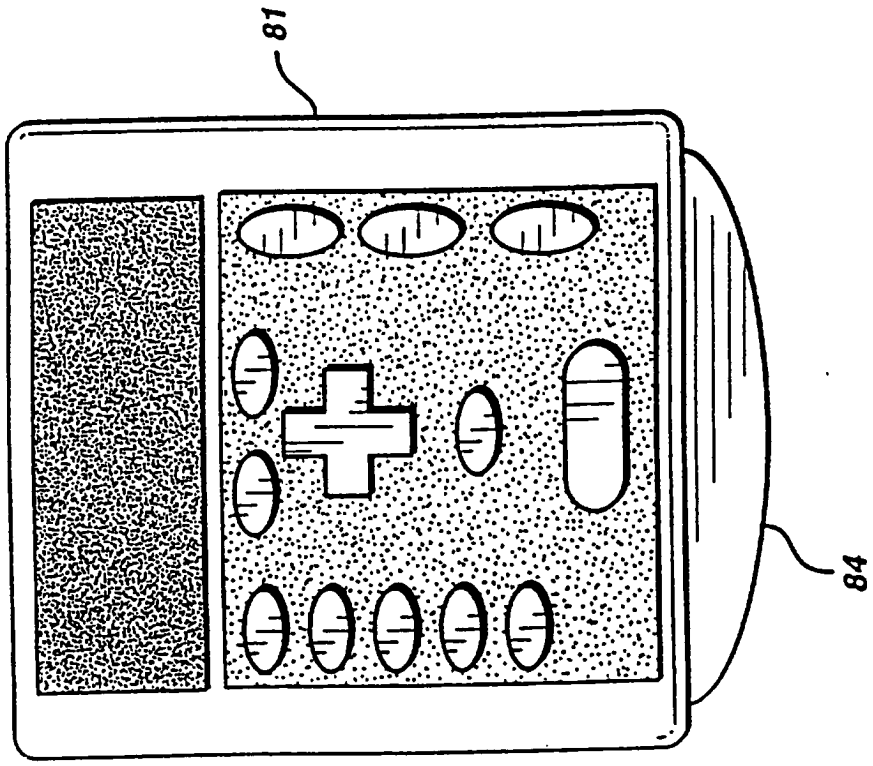


FIG.5

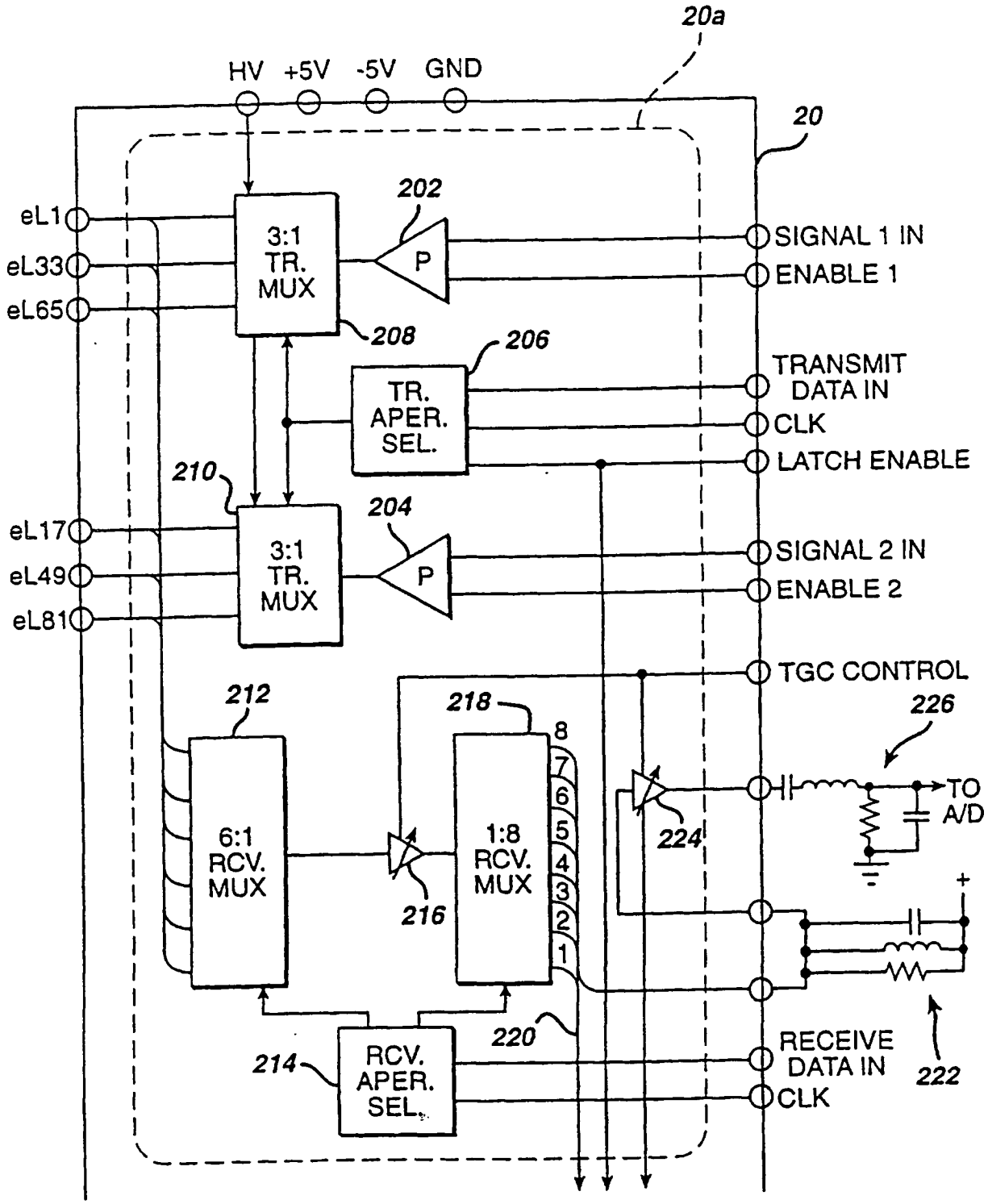

20a
HV
+5V
-5V
GND
20
202
eL1
eL33
eL65
3:1
TR.
MUX
P
SIGNAL 1 IN
ENABLE 1
208
206
TR.
APER.
SEL.
TRANSMIT
DATA IN
CLK
LATCH ENABLE
210
204
eL17
eL49
eL81
3:1
TR.
MUX
P
SIGNAL 2 IN
ENABLE 2
TGC CONTROL
212
218
226
8
7
6
5
4
3
2
1
6:1
RCV.
MUX
1:8
RCV.
MUX
224
TO
A/D
216
220
214
RCV.
APER.
SEL.
RECEIVE
DATA IN
CLK
222

FIG.6

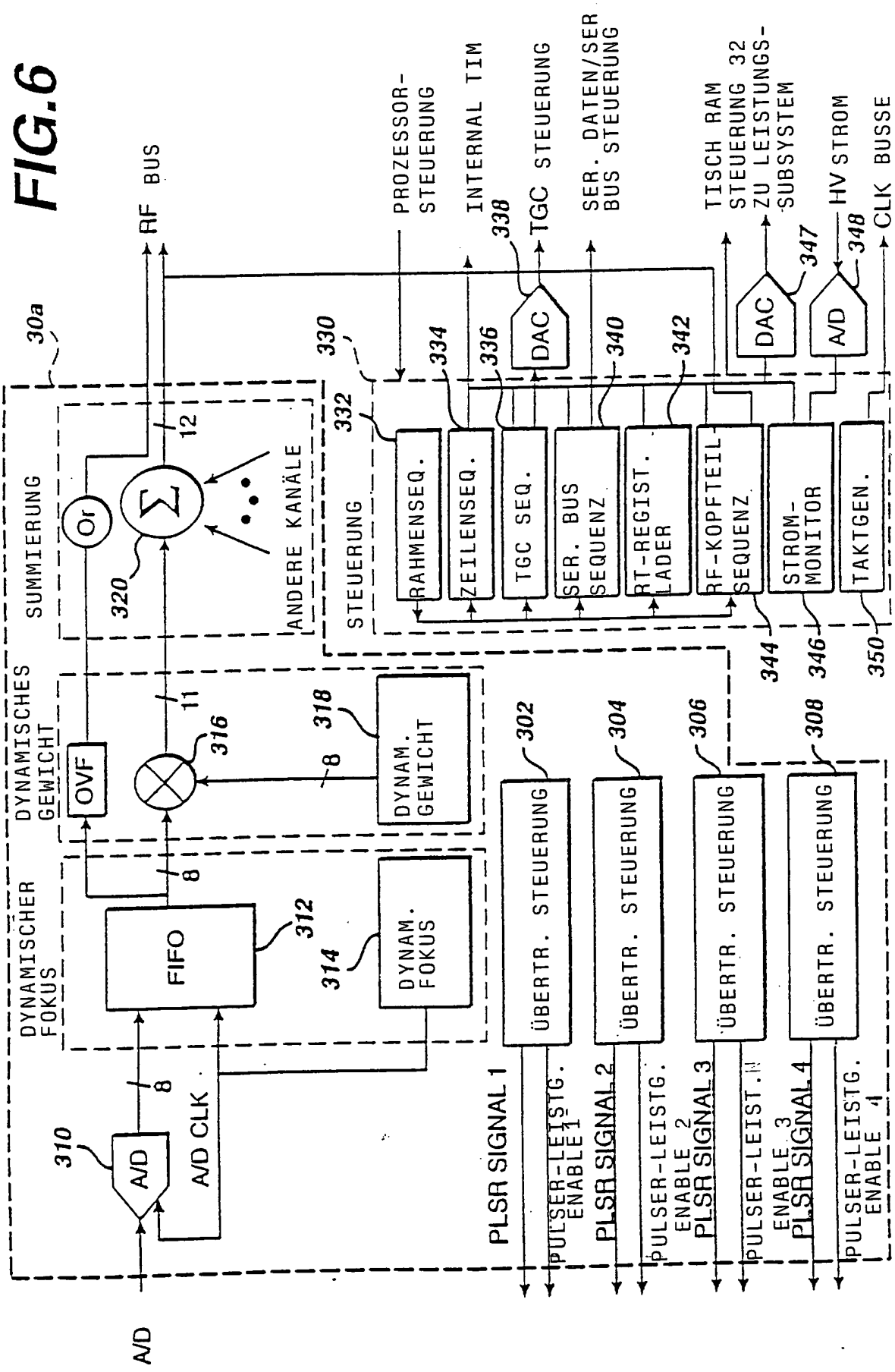

A/D
310
A/D
8
A/D CLK
DYNAMISCHER FOKUS
FIFO
312
8
314
DYNAM. FOKUS
DYNAMISCHES GEWICHT
OVF
316
11
8
318
DYNAM. GEWICHT
SUMMIERUNG
Or
Σ
320
12
30a
ANDERE KANÄLE
RF BUS
STEUERUNG
330
332
RAHMENSEQ.
ZEILENSEQ.
TGC SEQ.
SER. BUS SEQUENZ
RT-REGIST. LADER
RF-KOPFTEIL SEQUENZ
STROM-MONITOR
TAKTGEN.
334
336
338
340
342
344
346
350
DAC
DAC
A/D
347
348
PROZESSOR-STEUERUNG
INTERNAL TIM
TGC STEUERUNG
SER. DATEN/SER BUS STEUERUNG
TISCH RAM STEUERUNG 32
ZU LEISTUNGS-SUBSYSTEM
HV STROM
CLK BUSSE
ÜBERTR. STEUERUNG
ÜBERTR. STEUERUNG
ÜBERTR. STEUERUNG
ÜBERTR. STEUERUNG
302
304
306
308
PLSR SIGNAL 1
PLSR SIGNAL 2
PLSR SIGNAL 3
PLSR SIGNAL 4
PULSER-LEISTG. ENABLE 1
PULSER-LEISTG. ENABLE 2
PULSER-LEIST. ENABLE 3
PULSER-LEISTG. ENABLE 4

FIG.7

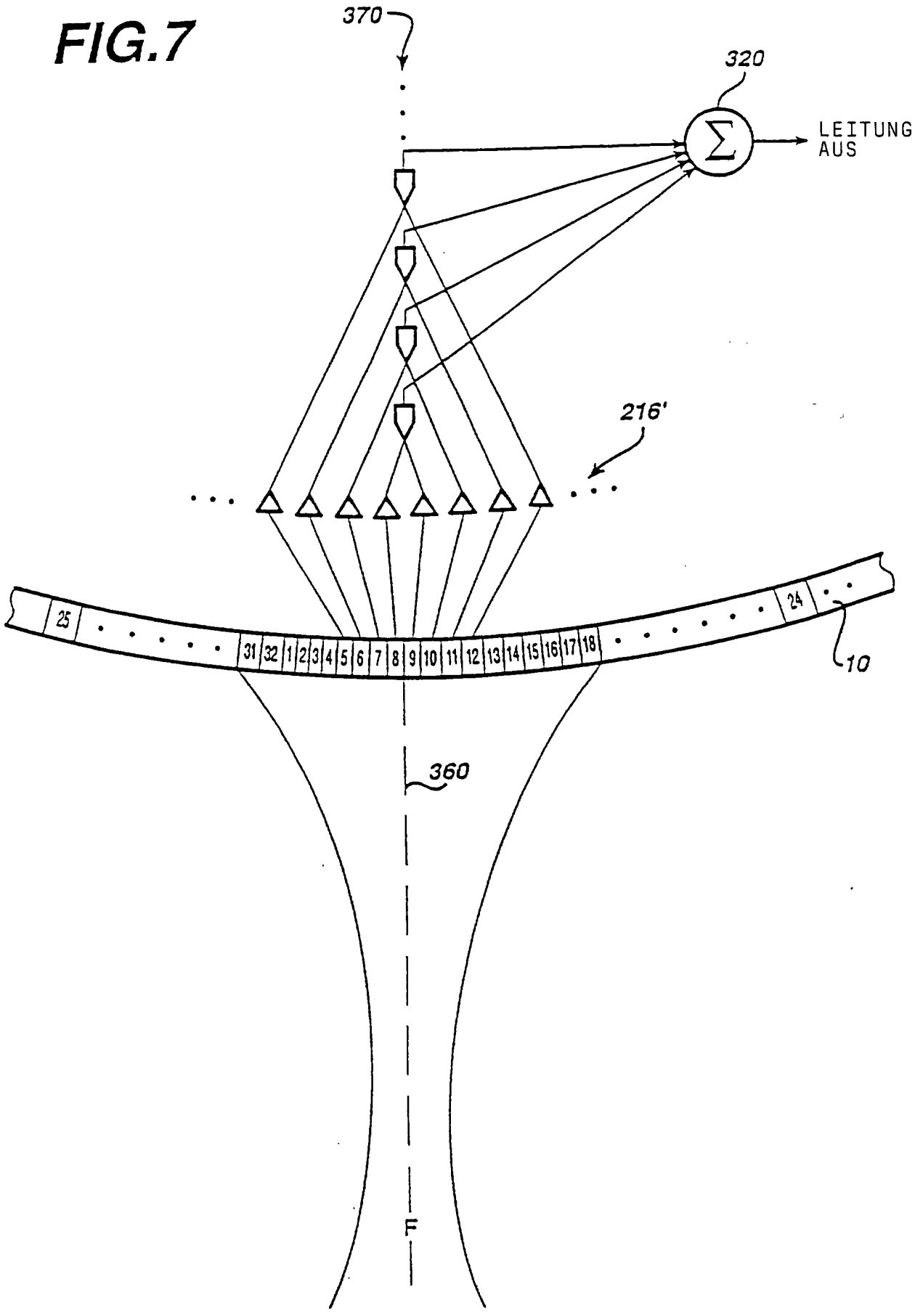

370
320
LEITUNG AUS
216'
25
31 32 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18
24
10
360
F

FIG.8

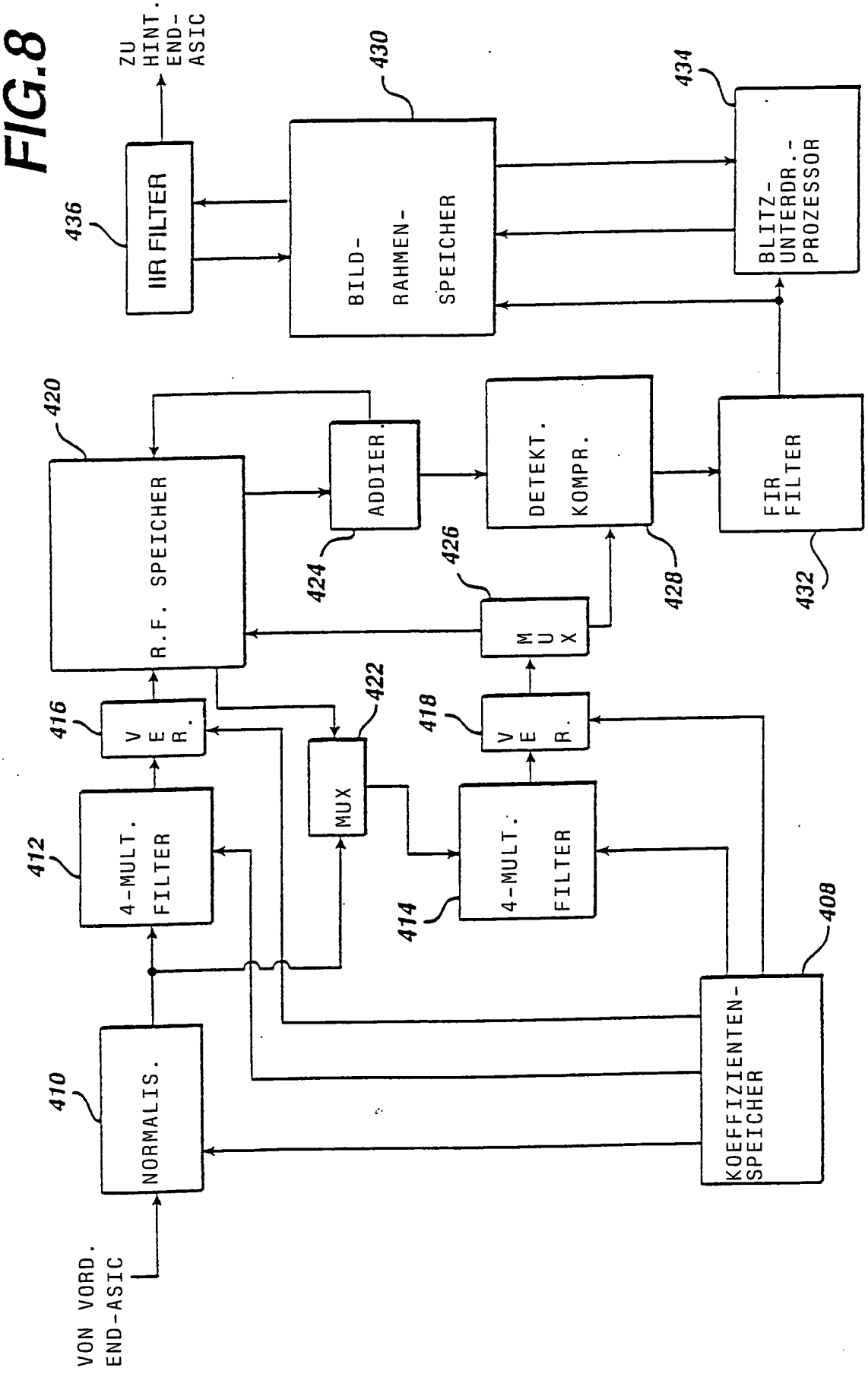

ZU HINT. END-ASIC
430
434
436
IIR FILTER
BILD-RAHMEN-SPEICHER
BLITZ-UNTERDR.-PROZESSOR
420
ADDIER.
DETEKT. KOMPR.
FIR FILTER
R.F. SPEICHER
424
426
428
432
MUX
416
422
418
V E R.
V E R.
MUX
412
4-MULT. FILTER
414
4-MULT. FILTER
408
410
NORMALIS.
KOEFFIZIENTEN-SPEICHER
VON VORD. END-ASIC

FIG.9

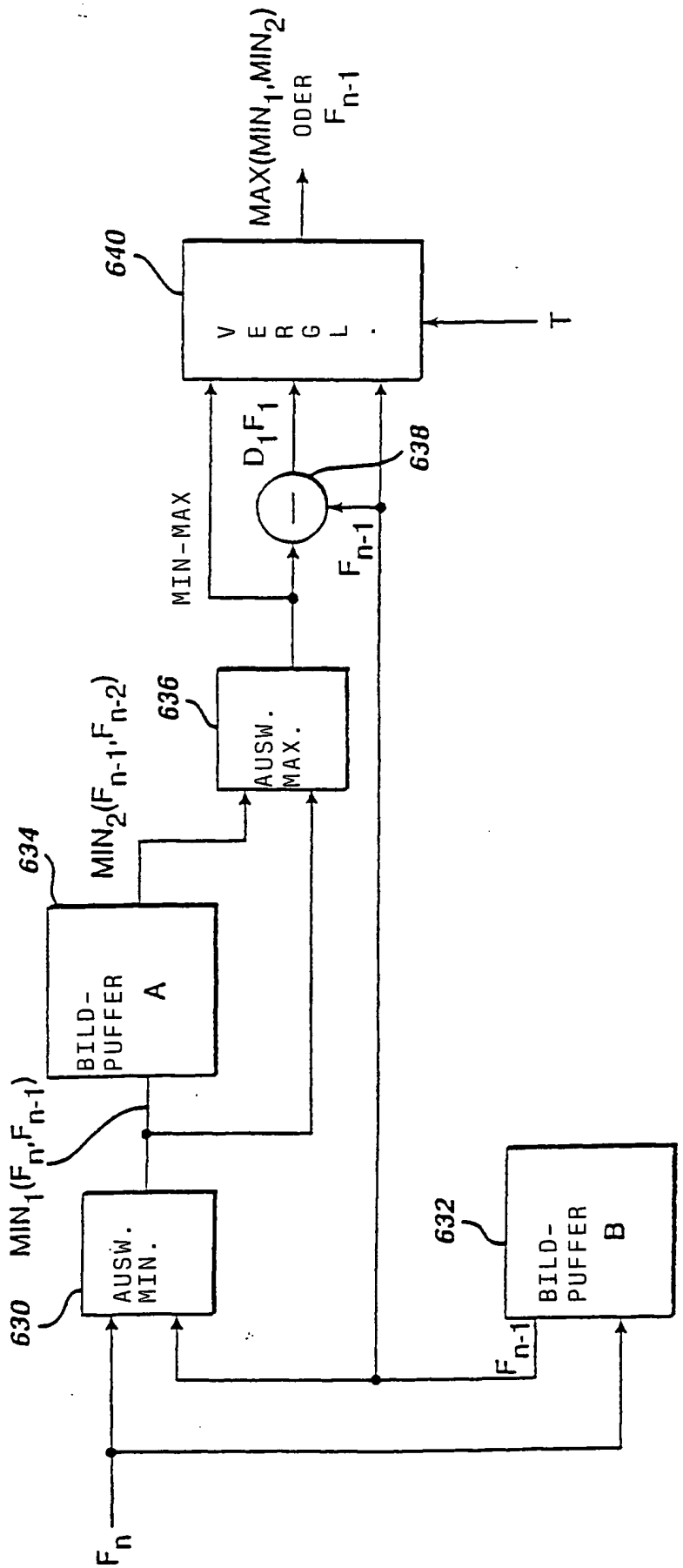

MAX(MIN1,MIN2)
ODER
Fn-1
640
VERGL.
T
D1F1
638
MIN-MAX
Fn-1
636
AUSW. MAX.
MIN2(Fn-1,Fn-2)
634
BILD-PUFFER A
MIN1(Fn,Fn-1)
630
AUSW. MIN.
632
BILD-PUFFER B
Fn-1
Fn

FIG.10a

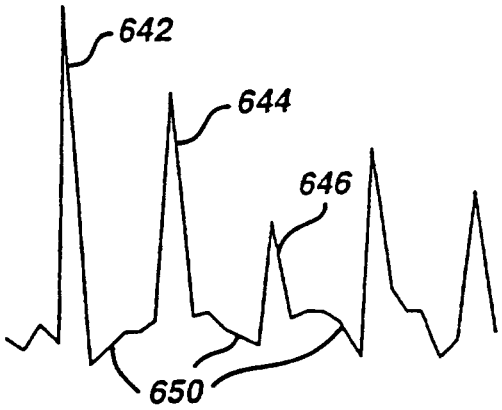


FIG.10b

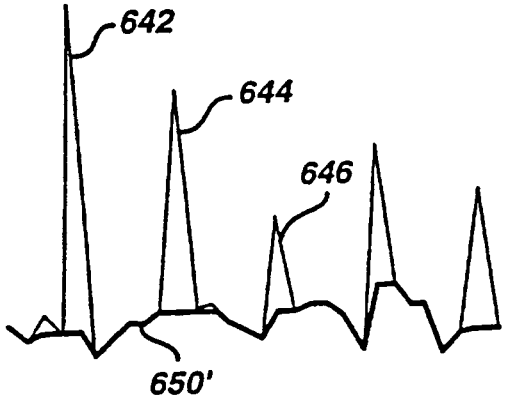


FIG.10c



FIG.11

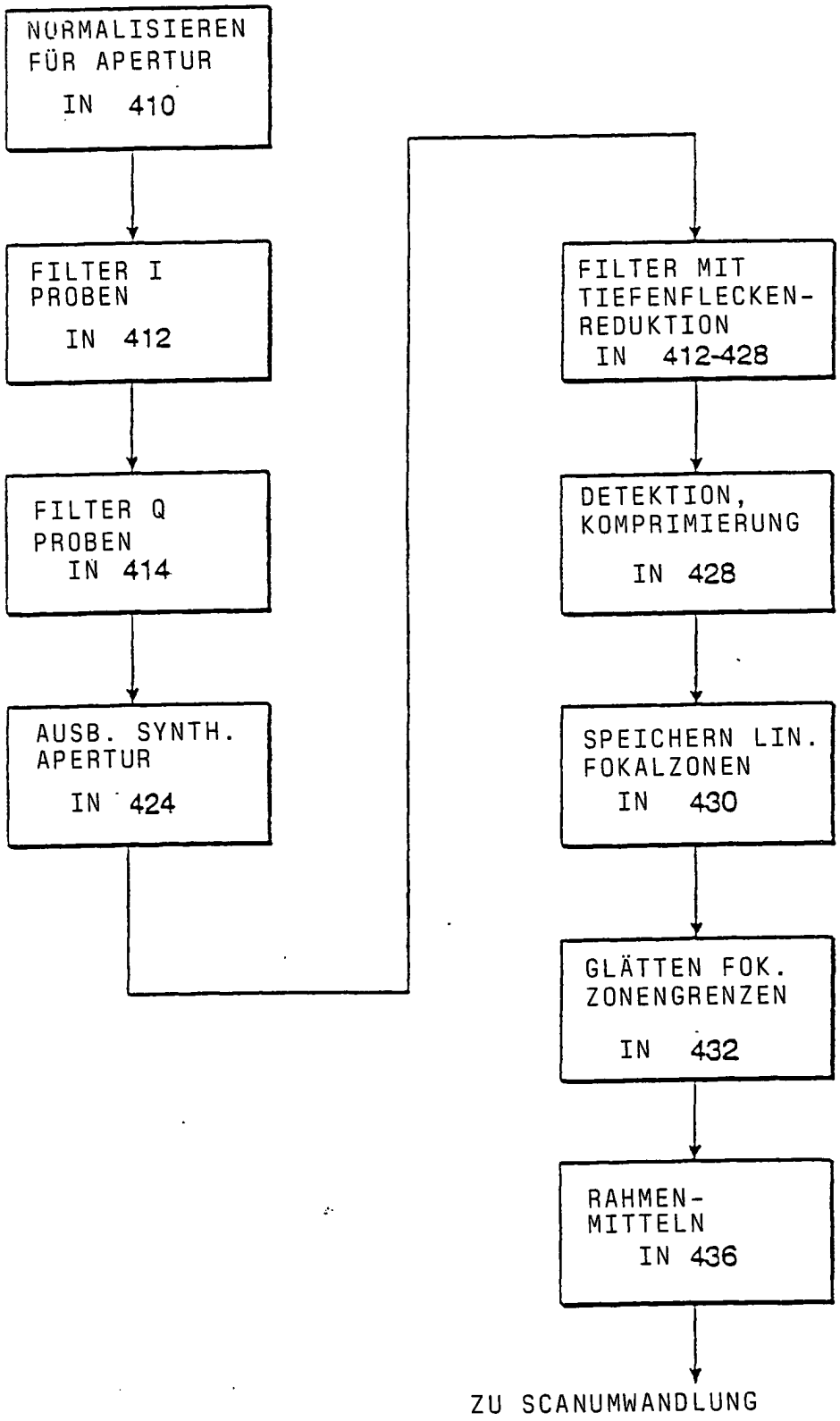
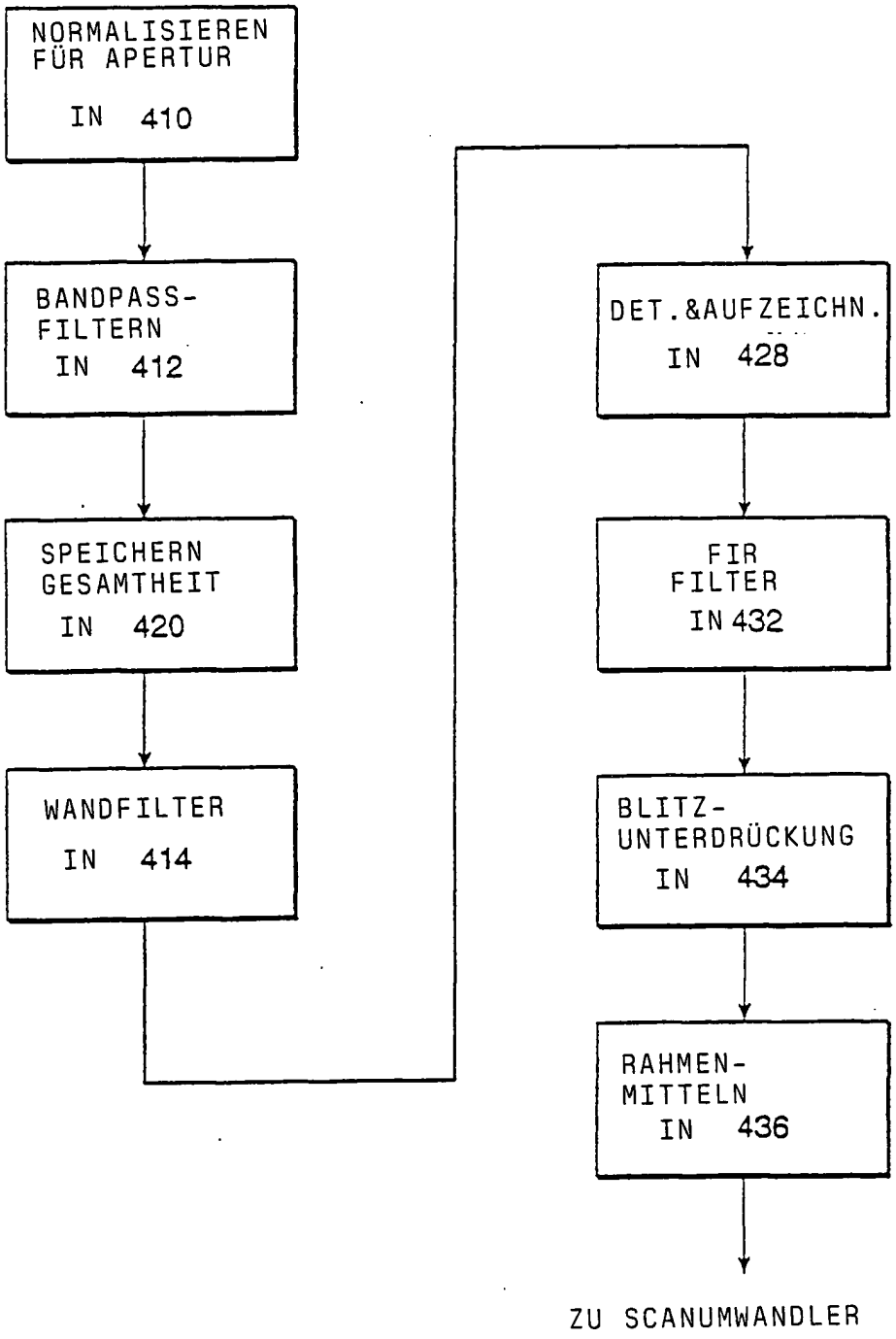

NORMALISIEREN FÜR APERTUR IN 410
FILTER I PROBEN IN 412
FILTER Q PROBEN IN 414
AUSB. SYNTH. APERTUR IN 424
FILTER MIT TIEFENFLECKEN-REDUKTION IN 412-428
DETEKTION, KOMPRIMIERUNG IN 428
SPEICHERN LIN. FOKALZONEN IN 430
GLÄTTEN FOK. ZONENGRENZEN IN 432
RAHMEN-MITTELN IN 436
ZU SCANUMWANDLUNG

FIG.12


NORMALISIEREN FÜR APERTUR IN 410
BANDPASS-FILTERN IN 412
SPEICHERN GESAMTHEIT IN 420
WANDFILTER IN 414
DET.&AUFZEICHN. IN 428
FIR FILTER IN 432
BLITZ-UNTERDRÜCKUNG IN 434
RAHMEN-MITTELN IN 436
ZU SCANUMWANDLER

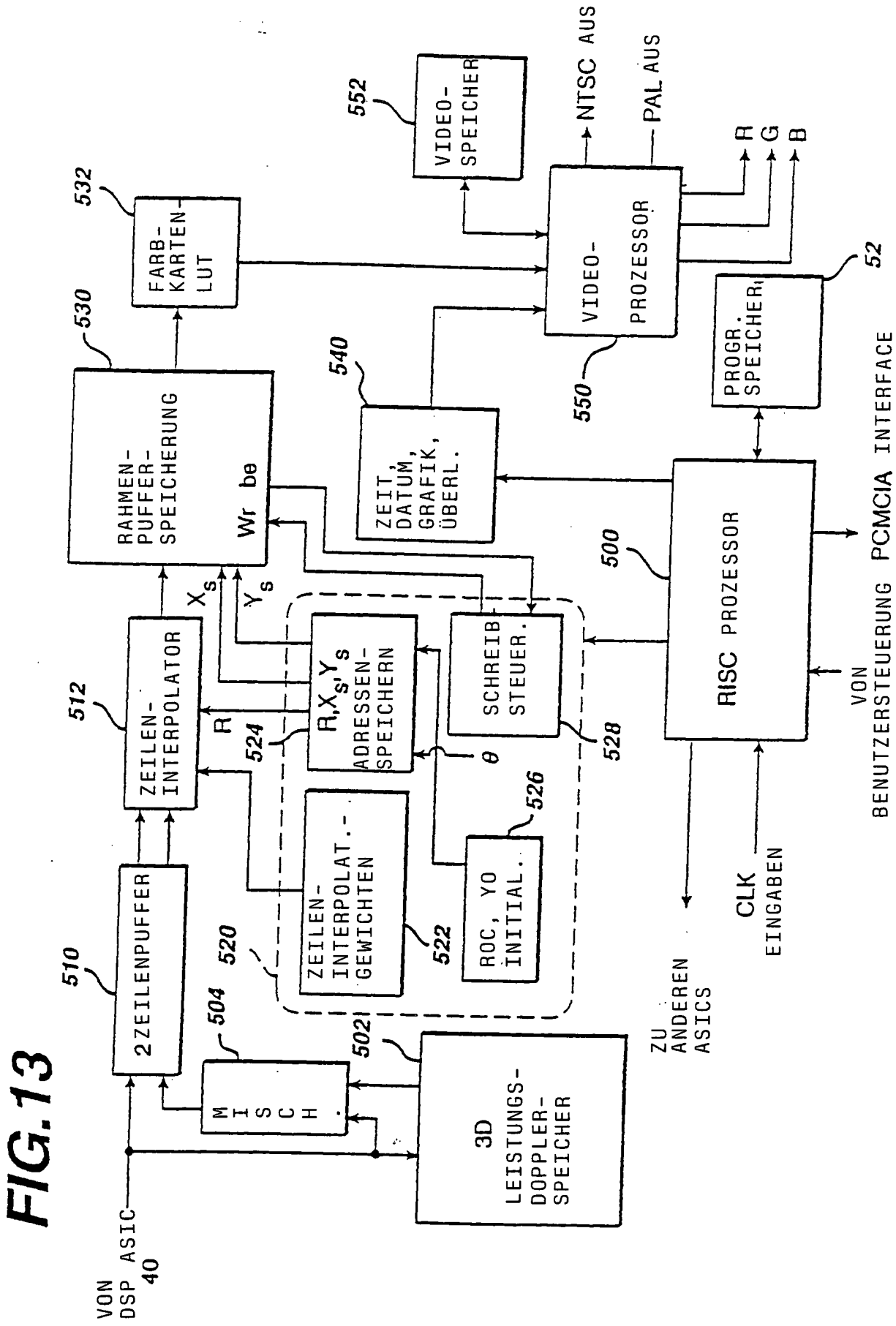
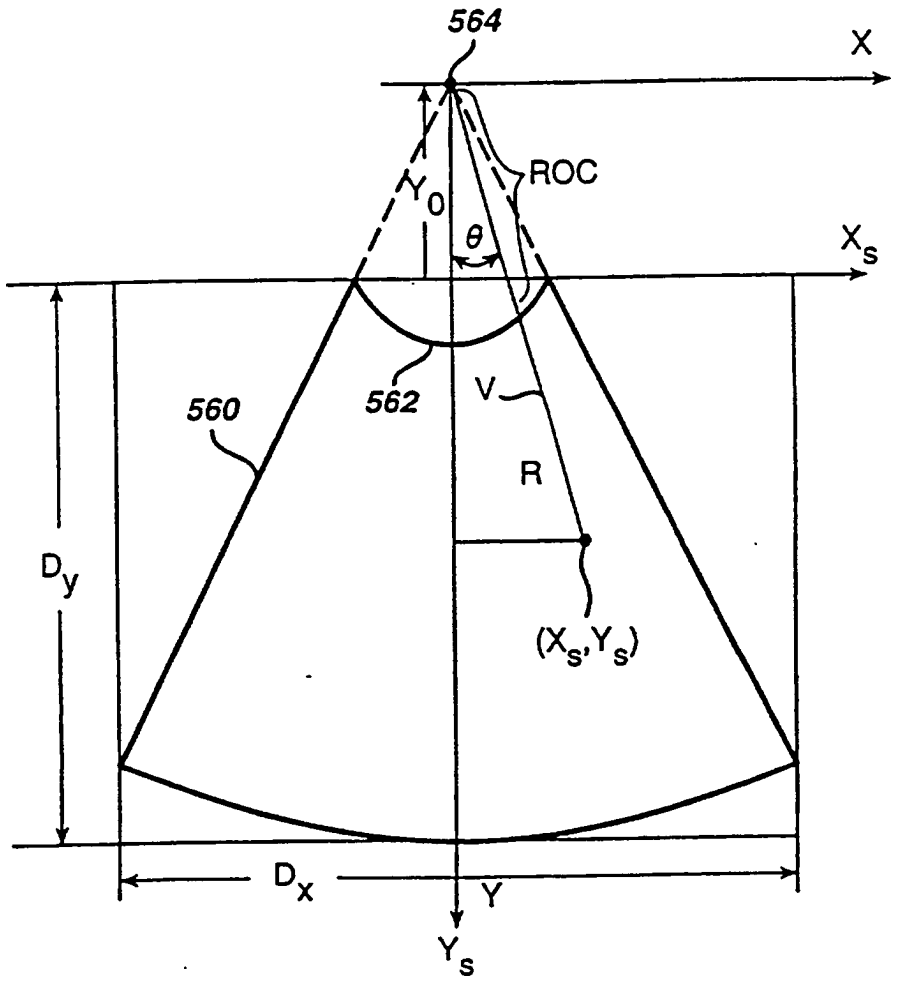

VON DSP ASIC 40
2ZEILENPUFFER
510
MISCH.
504
3D LEISTUNGS-DOPPLER-SPEICHER
502
520
ZEILEN-INTERPOLAT.-GEWICHTEN
522
ROC, YO INITIAL.
526
ZEILEN-INTERPOLATOR
512
R
524
R,Xs,Ys ADRESSEN-SPEICHERN
θ
SCHREIB STEUER.
528
Xs
Ys
RAHMEN-PUFFER-SPEICHERUNG
530
Wr be
FARB-KARTEN LUT
532
ZEIT, DATUM, GRAFIK, ÜBERL.
540
VIDEO-SPEICHER
552
VIDEO-PROZESSOR
550
NTSC AUS
PAL AUS
R
G
B
PROGR. SPEICHER
52
RISC PROZESSOR
500
PCMCIA INTERFACE
VON BENUTZERSTEUERUNG
CLK EINGABEN
ZU ANDEREN ASICS

FIG.13

FIG.14



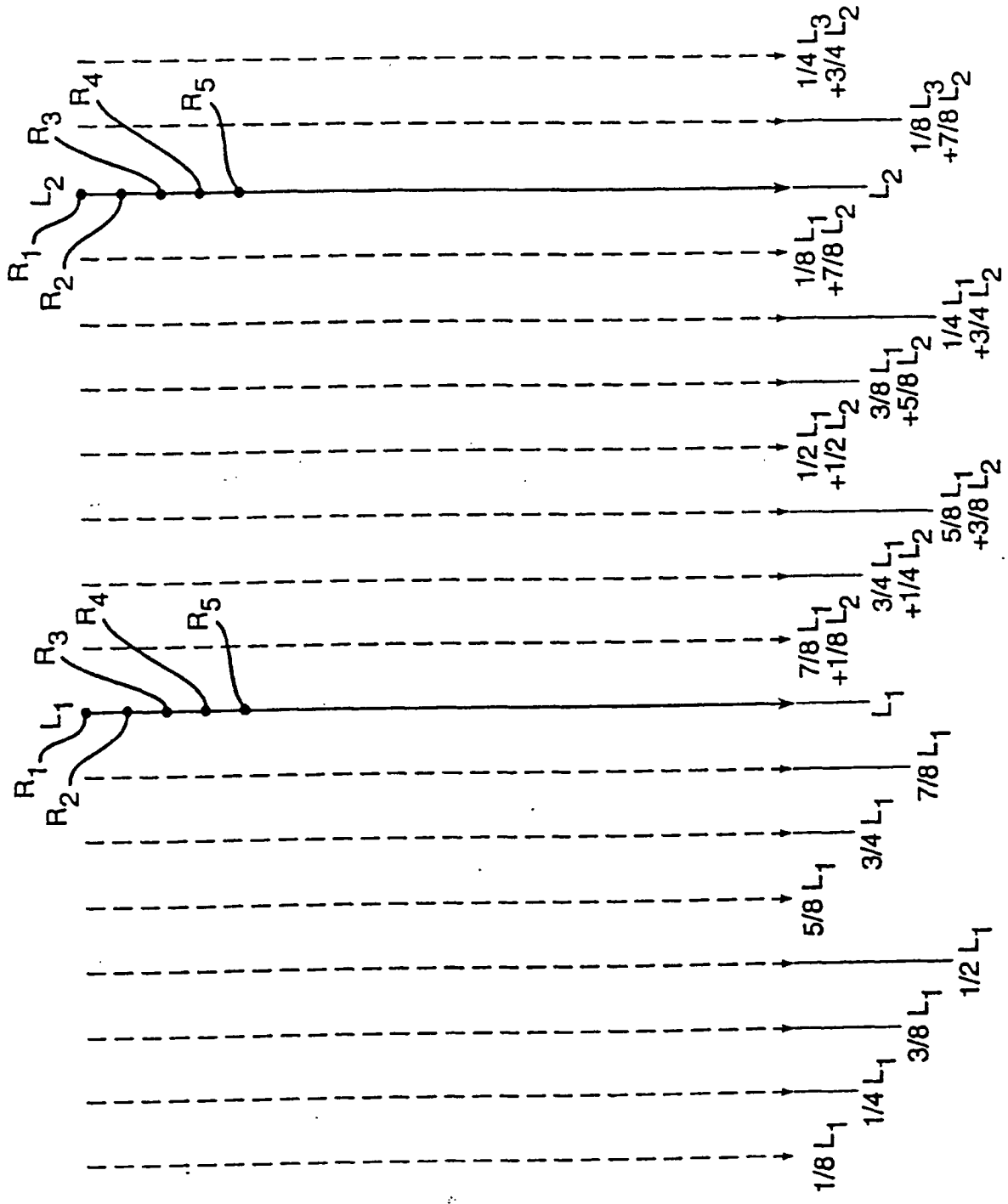

R1
R2
L2
R3
R4
R5
1/4 L3 +3/4 L2
1/8 L3 +7/8 L2
L2
1/8 L1 +7/8 L2
1/4 L1 +3/4 L2
3/8 L1 +5/8 L2
1/2 L1 +1/2 L2
5/8 L1 +3/8 L2
3/4 L1 +1/4 L2
7/8 L1 +1/8 L2
L1
7/8 L1
3/4 L1
5/8 L1
1/2 L1
3/8 L1
1/4 L1
1/8 L1

FIG.15

FIG.16

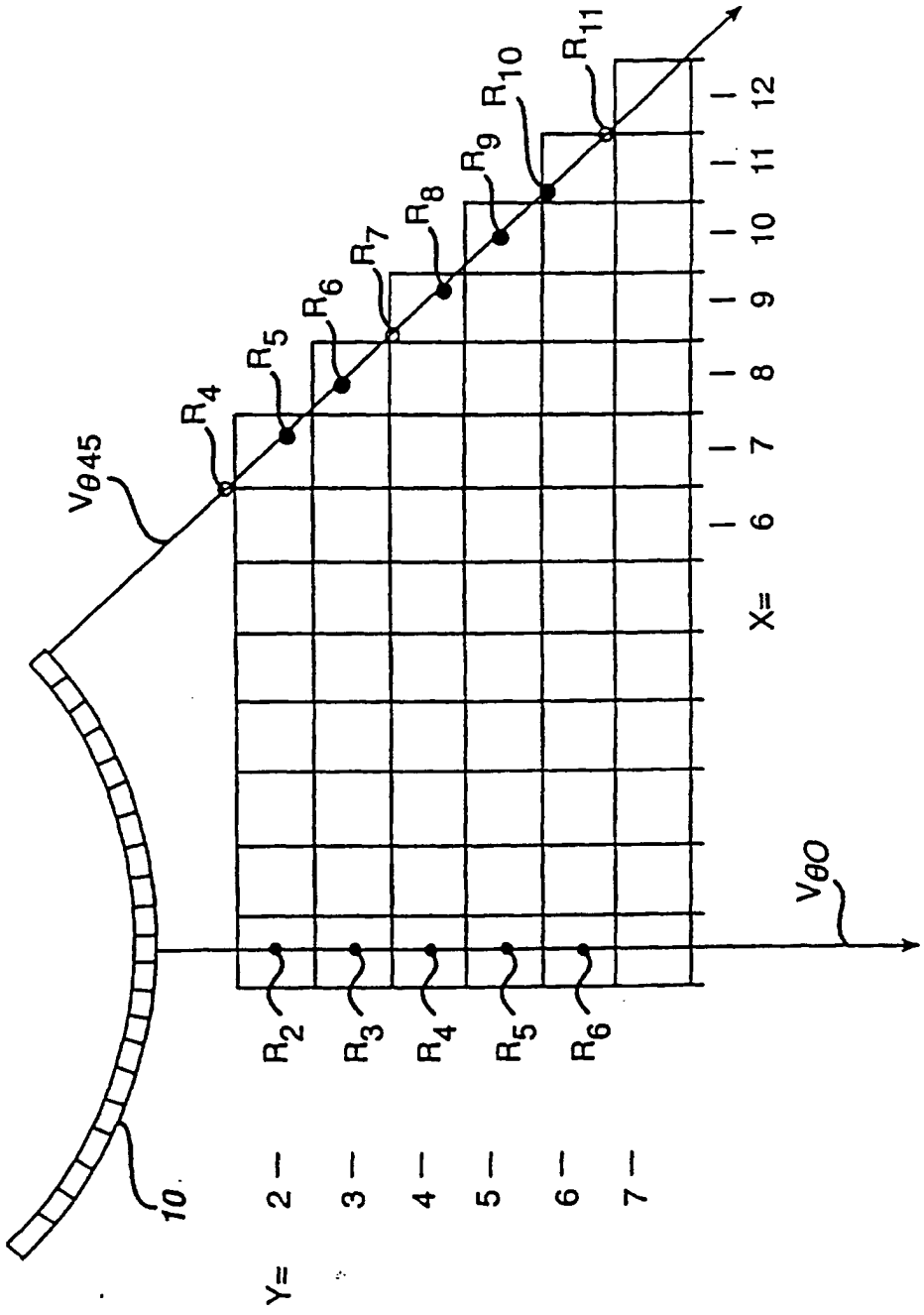
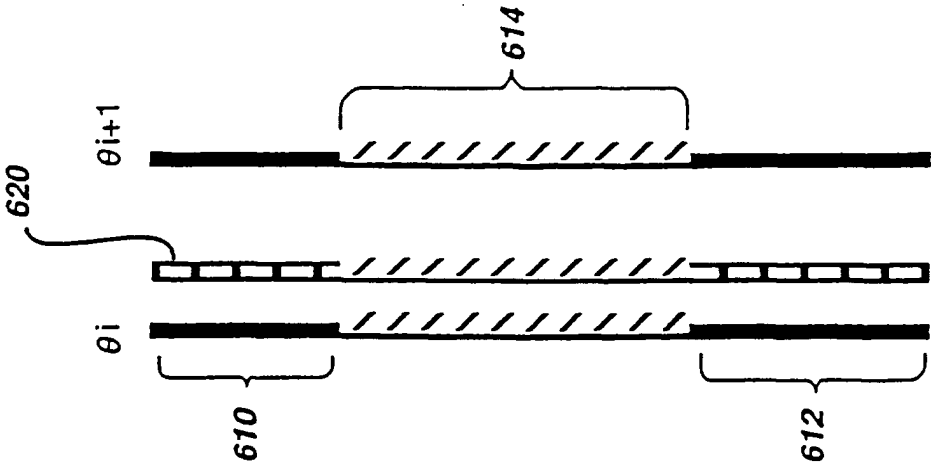

$V_{\theta 45}$
$V_{\theta O}$
R_2
R_3
R_4
R_5
R_6
R_7
R_8
R_9
R_{10}
R_{11}
X= 6 7 8 9 10 11 12
Y= 2 3 4 5 6 7
10

FIG.18



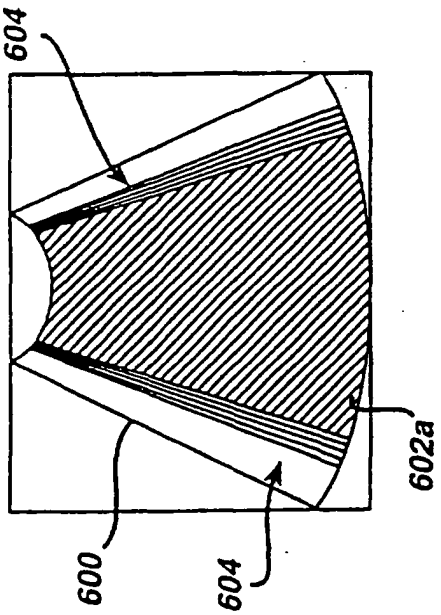


FIG.17a

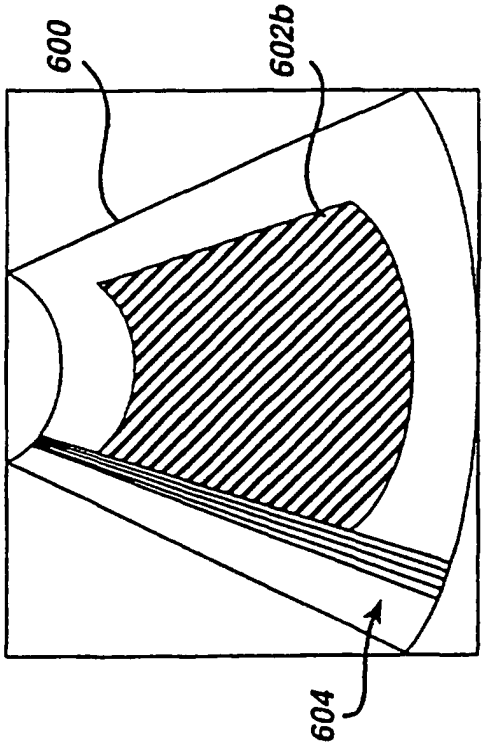


FIG.17b

FIG.20

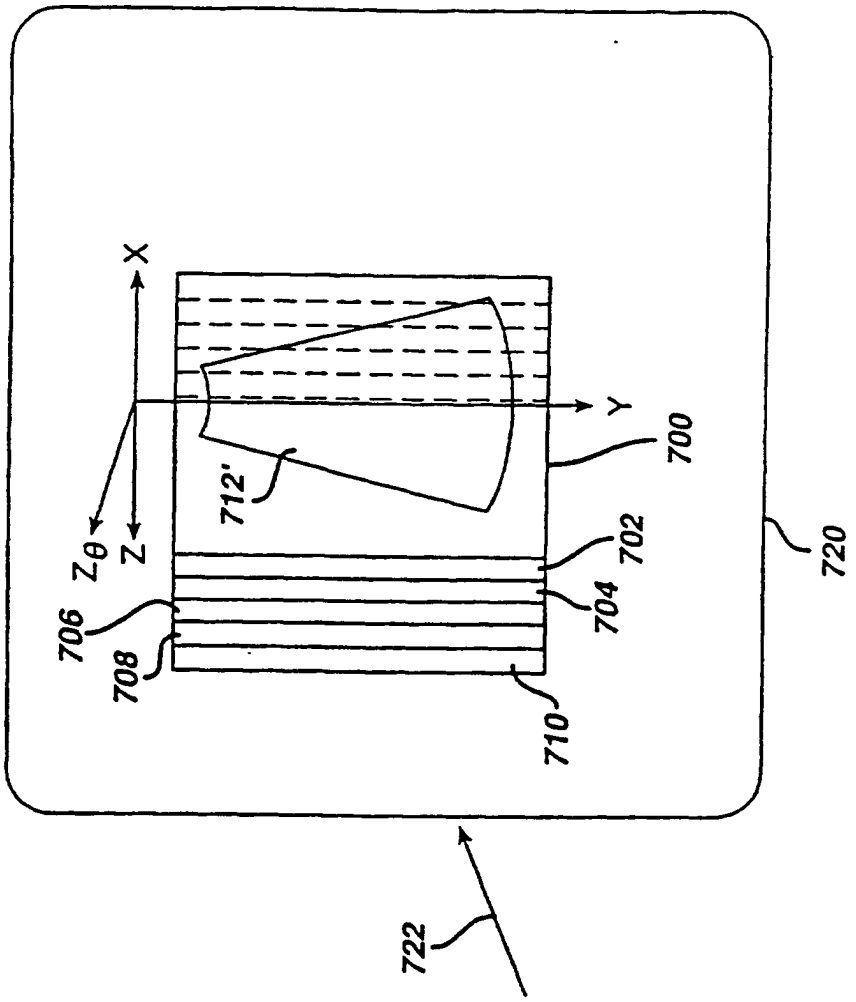
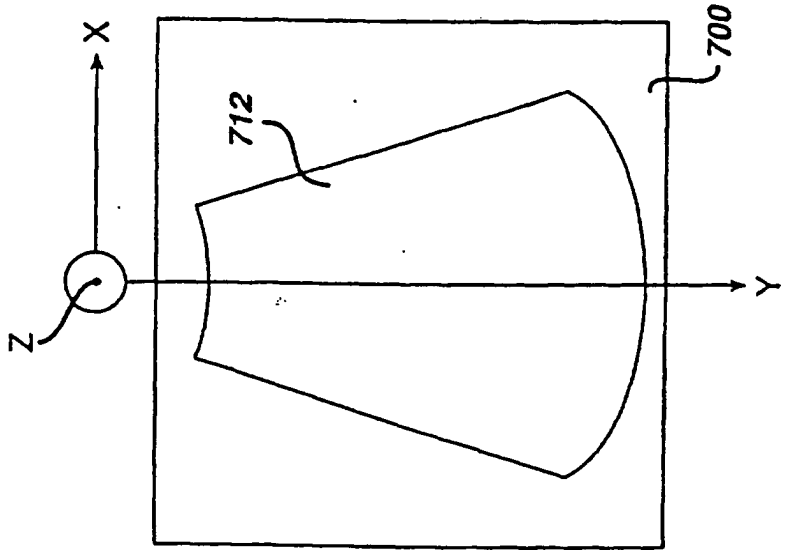


FIG.19



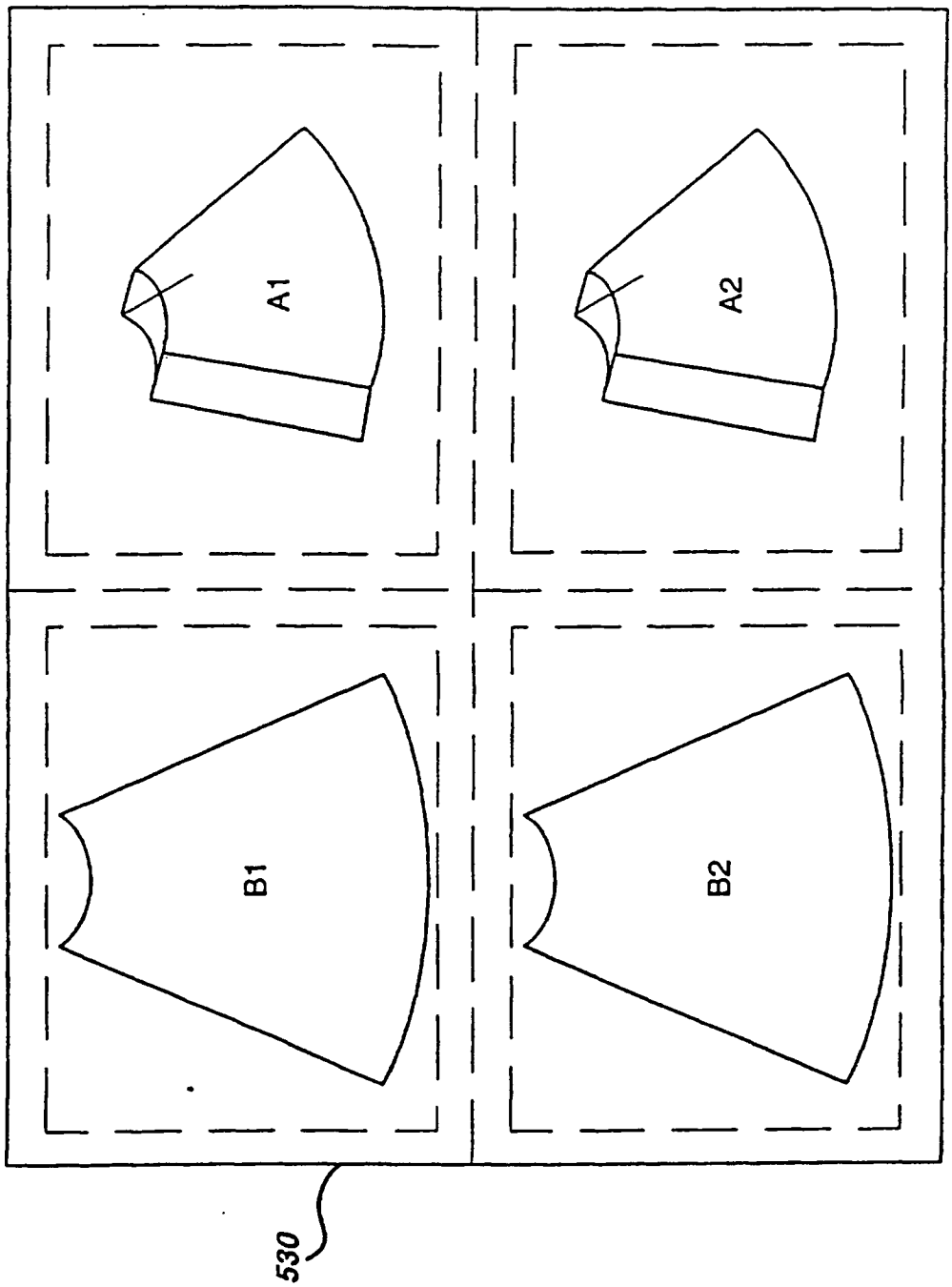
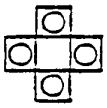


FIG.21

FIG.22

SCHALTERFUNKTION		BESCHREIBUNG	ANZAHL VON KONTAKTEN
LEISTG. EIN/AUS		SCHIEBEN SCHALTER	1
AKT. SCAN/EINFR.		DRÜCKEN U. HALTEN F. AKT. SCAN	1
CPA		EINSCH. U. AUSSCHALTEN FARB-LEISTUNGS-ANGIO CPA	1
DOPPLER/CPA-FILTER		HOCH/MITTEL/TIEF TASTENZYKL. DURCH 3 AUSWAHLEN	1
3D ABBILDUNGS-M.		EINSCHALTEN 3D EINFANG, WENN IN IN EINGRIFF, BEVOR DER AKTIVE SCANKNOPF GEDRÜCKT WIRD	1
DRUCKEN		SENDET SER. SIGNAL ZU DRUCKER	1
CURSOR POSITION		X/Y POSITION DES CURSORS	4
ENTER		EINGEBEN AUSWAHL	1
MENÜ		SCHALTET MENÜFUNKTIONEN AUS UND EIN, VERWENDET CURSOR UND ENTER. FUNKT: ANWEND.-AUSWAHL, VERWENDET FÜR EINGABE ALPHANUM. DATEN, PAT.-ID PAT.-NAME, CINE 2D UND 3D REVIEW	1
MESSEN		EINSCHALTEN MESSUNGEN, VERWENDET CURSOR UND ENTER	1
FOKUS		EINSCHALTEN FOKUS-MODE, CURSOR-AUF/AB-POSITIONEN-FOKUS,CURSOR-LINKS/RECHTS AUSWAHL ZAHL V. ZONEN	1
BILD		ERLAUBT BENUTZER, DURCH VERSCH. GRAUSTUFENKURVEN, RÄUML. UND ZEITL. FILTER INNERHALB EINES VORBESTIMMTEN SATZES V. EINSTELLUNGEN F. AUSGW. ANWENDUNG AUSZUWÄHLEN	2
TIEFE		AUF/AB, 5 TIEFENAUSWAHLEN	2
TGC-VERST.		AUF/AB	2
HELLIGKEIT		LCD ANZEIGE STEUERUNG AUF/AB	2
KONTRAST		LCD ANZEIGESTEUERUNG AUF/AB	2