

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4696150号
(P4696150)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月4日(2011.3.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-260198 (P2008-260198)
 (22) 出願日 平成20年10月7日(2008.10.7)
 (62) 分割の表示 特願平10-107154の分割
 原出願日 平成10年4月3日(1998.4.3)
 (65) 公開番号 特開2009-34533 (P2009-34533A)
 (43) 公開日 平成21年2月19日(2009.2.19)
 審査請求日 平成20年10月31日(2008.10.31)
 (31) 優先権主張番号 08/826,543
 (32) 優先日 平成9年4月3日(1997.4.3)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 598069559
 ソノサイト・インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国98021-3904 ワ
 シントン州、ボゼル、第30ドライブ・サ
 ウスイースト 21919番
 (74) 代理人 100097456
 弁理士 石川 徹
 (74) 代理人 100097250
 弁理士 石戸 久子
 (72) 発明者 ブレーク・リトル
 アメリカ合衆国98021ワシントン州、
 ボゼル、第241ストリート、エス・イー
 、2505番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯型超音波装置及び該診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

変換器アレー、ビーム形成器、および発信/受信のための1つの集積回路を備え、該集積回路が、該変換器アレーと該ビーム形成器に接続され、該集積回路が駆動信号を該変換器アレーの素子に多重送信すると共に該変換器アレーの素子からのエコー信号を該ビーム形成器のチャンネルに多重送信する超音波画像処理装置であって、

該集積回路上に位置し、該変換器アレーの素子の個々の素子に接続する出力を有し、該変換器アレーの素子を選択的に駆動するための複数の発信マルチプレクサ、

該集積回路上に位置し、該ビーム形成器のチャンネルに接続するエコーデータバス、および

該集積回路上に位置し、個々の該変換器アレーの素子に接続し、該エコーデータバスに接続する出力を有し、該変換器アレーの素子により受信されたエコー信号を該ビーム形成器のチャンネルに選択的に導く複数の受信マルチプレクサを備え、

該発信マルチプレクサは、 $N:1$ の発信マルチプレクサであり、ここで、 N は該変換器アレーの開口素子 $N1$ の数で割られた該変換器アレーの素子の数であり、

該受信マルチプレクサは、変換器アレーの素子に接続された $N2:1$ の第1受信マルチプレクサと、該第1受信マルチプレクサとビーム形成器との間に接続された $1:M$ の第2受信マルチプレクサとを、備え、ここで、 M はビーム形成器のチャンネルの数であり、 $N2$ は N より大きい数であり、 M は $N1$ より小さい数である、超音波画像処理装置。

【請求項 2】

10

20

さらに、該集積回路上に位置し、受信エコー信号を可变的に増幅するための複数の T G C 増幅器を備える請求項 1 の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

さらに、該集積回路上に位置し、該マルチプレクサに接続し、制御信号を該マルチプレクサに適用するための制御レジスタを備える請求項 1 の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

該変換器アレーが 1 2 8 の素子を有する請求項 1 の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

M が 8 の整数倍数である請求項 4 の超音波画像処理装置。

【請求項 6】

M が 1 6 と等しい請求項 5 の超音波画像処理装置。

【請求項 7】

開口を形成している該変換器アレーの素子の数 N 1 が 6 4 である請求項 5 の超音波画像処理装置。

【請求項 8】

さらに、2 つの該変換器アレーの素子が受信したエコー信号を該データバスの共通ラインに導く手段を備える請求項 1 の超音波画像処理装置。

【請求項 9】

該導く手段が、ビーム形成のための組合せ開口を形成する手段を備える請求項 8 の超音波画像処理装置。

【請求項 10】

該導く手段が、ビーム形成の前に、隣接変換器アレーの素子により受信されたエコー信号を結合する手段を備える請求項 8 の超音波画像処理装置。

【請求項 11】

さらに、該変換器アレーの素子のファインピッチにより形成される発信開口を形成するために該発信マルチプレクサを制御する手段、および 1 または 2 以上の該変換器アレーの素子の粗いピッチにより形成される受信開口、該変換器アレーの素子の組合せにより形成される開口、または合成開口を形成するために、該受信マルチプレクサを制御する手段を備える請求項 1 の超音波画像処理装置。

【請求項 12】

複数の変換器素子を有する超音波変換器アレー、該変換器アレーによる超音波の発信を制御すると共に該変換器アレーによるエコー信号の受信に応答する発信 / 受信のための 1 つの集積回路を有する超音波診断画像処理装置において、

該集積回路上に位置し、該変換器素子のそれぞれ 1 つに接続する出力を有し、操作されるかまたは焦点合わせされた超音波を発信するために該変換器素子を選択的に駆動するための、複数の変換器パルサ；および

該集積回路に位置し、該変換器素子のそれぞれ 1 つに接続する入力をも有し、該それぞれの変換器素子からのエコー信号を受信するための、複数のレシーバを備え、

該複数の変換器パルサが、変換器素子を選択的に駆動するための発信マルチプレクサを備え、

該複数のレシーバが、変換器素子により受信されたエコー信号をビーム形成器のチャンネルに選択的に導く受信マルチプレクサを備え、

該発信マルチプレクサは、N : 1 の発信マルチプレクサであり、ここで、N は該変換器アレーの開口素子 N 1 の数で割られた該変換器素子の数であり、

該受信マルチプレクサは、変換器素子に接続された N 2 : 1 の第 1 受信マルチプレクサと、該第 1 受信マルチプレクサとビーム形成器との間に接続された 1 : M の第 2 受信マルチプレクサとを、備え、ここで、M はビーム形成器のチャンネルの数であり、N 2 は N より大きい数であり、M は N 1 より小さい数である、超音波診断画像処理装置。

【請求項 13】

該レシーバが、該それぞれの変換器素子から受信されたエコー信号を増幅する複数の増

10

20

30

40

50

幅器を備える請求項 1 2 の超音波診断画像処理装置。

【請求項 1 4】

該レシーバがさらに、該それぞれの変換器素子が受信したエコー信号を該ビーム形成器のチャンネルに転送する手段を備える請求項 1 2 の超音波診断画像処理装置。

【請求項 1 5】

該変換器パルサが、操作され又は焦点合わせされた超音波を発信するために、該変換器素子を選択的に駆動するために、発信ビーム形成器により与えられた信号に応答する複数の入力有する請求項 1 4 の超音波診断画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、医療用超音波診断装置、特に、完全集積型携帯用超音波診断装置に関する。本発明は 1996 年 6 月 28 日出願の米国特許出願一連番号 08 / 672,782 の一部継続出願である。

【背景技術】

【0002】

よく知られているように、近代の超音波診断装置は大きく複雑な装置であった。今日の高級な超音波装置は携帯性を考慮して、カートに設置されているとはいえ、まだ数百キログラム（数百ポンド）の重さがある。過去において、本願出願人であるアドバンスト・テクノロジー・ラボラトリーズ・インコーポレイテッドによって製造された ADR 4000 などの超音波装置は、より小さいほぼパーソナル・コンピュータの大きさのデスクトップ装置であった。しかしながら、このような装置は、色ドップラー(Doppler)画像処理や三次元表示能力など、今日の高級な超音波装置の進歩した機能の多くを欠いていた。超音波装置がいっそう洗練されるにつれて、それらはさらにかさばるようになってきた。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、アナログとデジタルの電子工学機器の集積度が高まるにつれて、超音波装置が、それらの初期の装置より小型化が予知しうる時代となってきた。医者は、ほぼ電気かみそりの大きさの携帯型超音波走査ヘッドでの仕事に慣れている。慣れ親しんだ走査ヘッドと対応して、超音波装置全体を走査ヘッドサイズのユニットに小型化できることが望まれる。このような超音波装置にとって、スペckル除去、色ドップラー、三次元画像処理能力などの、今日の洗練された超音波装置の機能を可能な限り保持することがさらに望まれる。

30

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明によると、高級な超音波装置の多くの機能を有する携帯型ユニットの診断用超音波装置が提供される。装置は単一ユニット、あるいは好適例において、装置は二つのユニットとして製造され、その一つは変換器、ビーム形成器と画像プロセッサを有し、他方は表示装置と両ユニットの電源で構成される。このような構成において、変換器/プロセッサ・ユニットは片手で操作することができ、超音波画像を最適な状態で観察することができるように表示ユニットを持ったまま、あるいは置いたままで映像を表示ユニット上に表示することを、2つのユニット間のケーブルが可能とする。このケーブルは、表示ユニットから変換器/プロセッサ・ユニットへの電源ともなる。

40

【0005】

好適例において、変換器からビデオ出力までの、超音波装置は、4種類のエイシック(特定用途向け集積回路(ASIC))上に製造される：即ち、アレ-変換器の素子に接続する発信/受信エイシック、発信及び受信ビーム形成を実行し、制御するフロントエンドエイシック、フィルタ処理などの超音波信号の処理を実施するデジタル信号処理エイシック、そして処理された超音波信号を受信し、超音波画像データを作成するバックエンドエイ

50

シックである。アナログ発信／受信エイシック用の好適な構成は、多重処理化された(multiplexed)N：1，1：M構成である。画像は、標準的なモニターまたは液晶表示装置(LCD)上に表示される。エイシックから構成されているが、ユニットの電子機器は、従来よりコネクタとケーブルによって生じる問題をなくするために、少数あるいは単一の印刷回路基盤上に製造される。この改良された超音波装置は約2.2kg(5ポンド)以下の重量の携帯型ユニットとして生産することができる。

【0006】

図1は、本発明の携帯型超音波装置の構成をブロックダイアグラムにより説明している。図2a及び2bは、単一ユニットに構成された本発明の携帯型超音波装置の正面図及び側面図である。図3a及び3bは、本発明の2つのユニットで構成された携帯型超音波装置の変換器ユニットの正面図及び側面図である。図4は、2つのユニット収納容器中の、本発明の携帯型超音波装置の2つのユニットを説明している。図5は、図1の超音波装置の発信／受信エイシックの模式図である。図6は、図1の超音波装置のフロントエンドエイシックのブロックダイアグラムである。図7は、発信／受信及びフロントエンドエイシックにより実施される開口制御を説明している。図8は、本発明の第2の具体例をブロックダイアグラムにより説明している。図9は、変換器アレー及びビーム形成器に接続する図8のエイシックを説明している。図10は、図1の超音波装置の使用者制御のチャートである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

最初に図1には、本発明の携帯型超音波装置の構成が示されている。機能と特徴の適切な選択と集積回路と超音波技術を効率的に活用することで、単一の携帯型ユニットに全ての超音波装置を収納することが可能となる。変換器アレー10が、その固体、電子制御能力、可変開口、画像処理能力と信頼性のために使用される。平面又は曲面リニアアレーのいずれかを使用することができる。好適例において、アレーは曲面アレーであり、それは広いセクタ走査フィールドを可能とする。好適例では、フェーズド・アレーなどの平面アレーの操作と、焦点合わせの両方をするのに、十分な遅延能力が得られる一方、曲面アレーの幾何学的な曲率によりビーム形成器の操作遅延の必要性が減じられる。アレーの素子は、変換器素子を駆動し、素子が受信したエコーを受信する発信／受信エイシック20に接続する。発信／受信エイシック30も、アレー10の発信そして受信開口、及び受信エコー信号の利得を制御する。好ましくは、発信／受信エイシックは、同じ収納容器内の変換器のすぐ後ろ、変換器素子から数センチメートル(数インチ)の範囲内に位置している。

【0008】

発信／受信エイシック20が受信したエコーは、隣接したフロントエンドエイシック30に転送され、個々の変換器素子からのエコーを走査線信号にビーム形成する。フロントエンドエイシック30は、発信／受信エイシック用に供給される制御信号を通じ、発信波形、タイミング、超音波ビームの焦点合わせと開口を制御する。具体例においては、フロントエンドエイシック30は、他のエイシック用のタイミング信号と時間利得制御を提供する。電源とバッテリー管理サブシステム80は、変換器アレーが必要とする電力をモニターし制御し、それによって患者に適用される音響エネルギーを制御し、そしてユニットの電力消費を最少にする。記憶装置32は、フロントエンドエイシック30に接続し、ビーム形成器が使用するデータを記憶する。

【0009】

ビーム形成された走査線信号は、フロントエンドエイシック30から、隣接したデジタル信号処理エイシック40に転送される。デジタル信号処理エイシック40は走査線信号をフィルタ処理し、そして好適例においては、合成開口形成、周波数合成、パワードップラー(色パワー血管)処理などのドップラー処理、及びスペクトル除去などのいくつかの最新の技術をも提供する。

【0010】

超音波 B モードとドップラー情報は次いで、走査変換とビデオ出力信号作成のために隣接するバックエンドエイシック 50 に転送される。記憶装置 42 は、バックエンドエイシック 50 に接続し、三次元パワードップラー (3 D C P A) 画像処理に使用される記憶装置となる。バックエンドエイシックは、時刻、日付、患者確認情報などの英数字情報を表示に加える。グラフィックスプロセッサは、深さ、焦点目印、カーソルなどの情報を超音波画像に重ねる。超音波画像のフレームは、バックエンドエイシック 50 に接続したビデオメモリ 54 に保存され、それらを出し、シネループ (Cineloop) 実時間シーケンスで再生することを可能とする。ビデオ情報は、液晶表示装置 60 又はビデオモニター用のテレビ / ビデオ標準化機構 (NTSC) 規格や P A L テレビ方式、三原色 (RGB) 駆動信号を含む、いくつかの規格によってビデオ出力で利用可能である。

10

【 0 0 1 1 】

バックエンドエイシック 50 は、超音波装置の中央プロセッサ、RISC (reduced instruction set controller) プロセッサ 502 も含む。この RISC プロセッサは、フロントエンドエイシックとデジタル信号処理エイシックに接続し、携帯型ユニット全体の処理と制御機能を制御し、同期させる。プログラムメモリ 52 は、ユニットを操作し、制御するために RISC プロセッサにより使用されるプログラムデータを記憶するためにバックエンドエイシック 50 に接続する。バックエンドエイシック 50 は、赤外線発信器あるいは PCMCIA インタフェース 56 として設定されたデータポートに接続する。このインタフェースは、他のモジュールや機能が、携帯型超音波ユニットに接続し、あるいは情報伝達するのを可能とする。インタフェース 56 は、モデム又は情報リンクと接続し、超音波情報を発信し、遠隔地から超音波情報を受け取ることを可能とする。インタフェースは、ユニットに超音波情報分析パッケージなど、新しい機能を加えるために他のデータ記憶装置と接続可能である。

20

【 0 0 1 2 】

RISC プロセッサは、ユニットの使用者制御 70 にも接続し、携帯型超音波装置の動作を制御し指示するために、使用者入力 of 制御を受ける。好適例における携帯型超音波装置の電源は、再充電可能なバッテリーによって提供される。バッテリー電力は節約され、電力サブシステム 80 からユニットの各構成部分に送られる。電力サブシステム 80 は、変換器アレ - 10 の素子の駆動用に発信 / 受信エイシック 20 に送られる高電圧に低バッテリー電圧を変換する DC 変換器を有する。

30

【 0 0 1 3 】

図 2 a と 2 b は、図 1 の超音波装置を収納する一体型ユニット 80 を図示している。ユニットの前部が、LCD 表示装置 60 を含む上部セクション 83 を含めて図 2 a に示されている。下部セクション 81 は、86 で示される使用者制御を含む。この使用者制御は、使用者がユニット電源をオン・オフするのを可能とし、モード (B モードあるいはドップラー) などの動作特性、色ドップラーセクタあるいはフレーム速度、三次元表示などの特別な機能の選択を可能とする。この使用者制御は、時間、日付、患者データの入力も可能である。交差線で示した 4 方向制御は、ジョイスティックとして、スクリーン上のカーソルを操作したり、使用者メニューから機能を選択することにより操作される。代わりにマウスボールあるいはトラックパッドを、多方向にカーソルその他の制御装置を動かすのに使用することもできる。制御のいくつかのボタンとスイッチは、画像の停止、記憶、そしてシネループメモリから画像シーケンスの再生など、特定機能専用である。ユニット 80 の一番下が、曲面変換器アレ - 10 の開口 84 である。使用中に、変換器開口は、患者を走査するために患者に対し保持され、超音波画像が液晶表示装置 60 上に表示される。

40

【 0 0 1 4 】

図 2 b は、ユニットの奥行きを示す、ユニット 80 の側面図である。このユニットはおよそ、高さ 20.3 cm、幅 11.4 cm、奥行き 4.5 cm である。このユニットは、2.25 kg (5 ポンド) 以下の重さの単一パッケージに、曲面アレ - 変換器プロンプトを有する完全一体型超音波装置の全要素を含んでいる。この重量の主要部分を、ユニット中に収納されたバッテリーが占めている。

50

【 0 0 1 5 】

図 3 と図 4 は、超音波装置が 2 つの異なるセクションに収納された、第 2 のパッケージ構成を図示する。下部セクション 8 1 は、変換器アレー、ビデオ信号出力への電子機器、そして使用者制御を有する。この下部セクションは、底部に曲面変換器アレー開口が見える状態で、図 3 a に示されている。下部セクションは図 3 b の側面図中に示されている。この下部セクションは約高さ 1 1 . 4 c m、幅 9 . 8 c m、奥行 2 . 5 c m である。このユニットは従来の超音波走査ヘッドと、ほぼ同重量である。この下部セクションはケーブル 9 0 によって図 4 に示されるように上部セクション 8 3 に接続している。上部セクション 8 3 は、液晶表示装置 8 2 とバッテリーパック 8 8 を含む。ケーブル 9 0 は、表示のために下部ユニット 8 1 から上部ユニットにビデオ信号を送り、そしてバッテリーパック 8 8 から下部ユニットに電力を供給する。使用者は、従来の走査ヘッドの要領で患者に対して下部ユニットと変換器 8 4 を操作することができ、他方観察のために都合が良い静止位置で上部ユニットを保持できるので、この 2 つのユニットは便利である。上部ユニットにバッテリーパックを置くことによって、下部ユニットは軽くなり、容易に患者の体に対して操作することができる。

10

【 0 0 1 6 】

他の装置パッケージの態様も自明であろう。例えば、フロントエンドエイシック 3 0、デジタル信号処理エイシック 4 0 とバックエンドエイシック 5 0 を、異なるアレー変換器に接続可能なフロントエンドエイシックのビーム形成器と共に、1 つの収納容器に置くことができる。これは、異なる診断画像処理のために、デジタルビーム形成器、デジタルフ

20

【 0 0 1 7 】

図 5 には、発信 / 受信エイシック 2 0 の詳細が示されている。このエイシックは、1 6 セクションで構成され、そのそれぞれはアレー 1 0 の 6 つの変換器素子に接続している。図示されたセクション 2 0 a は、図の左側の素子 1、1 7、3 3、4 9、6 5 と 8 1 の端末に接続する。セクション毎に 6 つの素子で、エイシック全体は 9 6 素子変換器として動作することができる。各セクションが、8 つの素子で働くように構成を設定することもでき、その場合エイシックは、1 2 8 素子変換器を制御する。走査線用超音波パルス発信の前に、フロントエンドエイシック 3 0 からのデータの連続的な流れが、図の右側の、発信データ入力端末で発信開口選択論理 2 0 6 に同期される。発信開口選択論理 2 0 6 は、このデータを使い、特定の走査線のためにアクティブになる変換器素子用の 3 : 1 発信マルチプレクサ 2 0 8 と 2 1 0 に、マルチプレクサスイッチを設定する。例えば、発信される次の走査線は、素子 1 - 3 2 からなる発信開口を有する。これには、発信マルチプレクサ 2 0 8 がスイッチを閉じ、パルス 2 0 2 を素子 1 の端末に接続させ、発信マルチプレクサ 2 1 0 がスイッチを閉じ、パルス 2 0 4 を素子 1 7 の端末に接続することを必要とする。同様に、エイシックの他の 1 5 のセクション中の発信マルチプレクサが、パルスを素子端末 2 - 1 6 と 1 8 - 3 2 に接続する。

30

【 0 0 1 8 】

接続された素子 1 と 1 7 が活性化される時に、パルス 2 0 2 と 2 0 4 用の駆動信号が、フロントエンドエイシックから、信号 1 入力と信号 2 入力の端末に送られる。単極性パルスの場合、駆動信号は各パルスの単一の入力端末に送られる。代わりに、二極の駆動信号が使用される場合には、この図で各パルス用の対となる入力端末によって図示されるように、補足的波形が適切な時に、対となった端末に送られる。これらの駆動信号は、論理レベル信号としてパルス入力に送られ、次いでマルチプレクサ 2 0 8 と 2 1 0 に適用された高電圧 H V によって高電圧に変換される。パルスとマルチプレクサ機能を単一ユニットとして製造することも同様に可能であり、それによってマルチプレクサの各スイッチは、効率的に高電圧パルスとなる。別の言い方をすると、これは各マルチプレクサが 3 つの別個に制御されたパルスを有することを意味する。あるいは、発信マルチプレクサの入力にお

40

50

ける2つのパルスは除去することができ、発信マルチプレクサの出力の6つのパルスに置き換えてもよいが、図示した具体例では好都合に、ただ二つの低電圧パルスを必要とするのみである。素子1 - 32の開口の例を続けると、もし素子1が開口の周縁部にあり、そして素子17が開口のより中央部にあるならば、素子1は素子17よりも前にパルス発信し、焦点合わせされた発信超音波波形を形成する。

【0019】

走査線発信の前に、フロントエンドエイシックからのデジタルデータの流れは、受信開口選択論理214に接続する受信データ入力端末から受信開口選択論理214に同期される。受信開口選択論理は、適切な受信開口になるよう、6:1受信マルチプレクサ212と1:8受信マルチプレクサ218中のスイッチを閉じる。発信開口選択論理と同様、受信開口選択論理はバッファ記憶を有し、エイシックが現在の走査線からのエコーを受信している間に次の走査線用のデータを受信することができる。図の具体例は、1:8受信マルチプレクサ218の出力の8個のデータバスラインで示されるように、16素子の組合せ受信開口用に設計されている。6:1受信マルチプレクサ212への入力は、セクション20aの6素子端末に接続し、マルチプレクサ入力での発信/受信ネットワークの統合による高駆動電圧から守られる。受信開口選択論理214は、マルチプレクサ212の入力の一つをマルチプレクサの出力に接続し、そして選択された素子からの受信信号は、第1の時間利得制御(TGC)増幅器216に送られる。このTGC増幅器の利得は、エイシックのTGC制御端末に適用される制御信号によって制御される。増幅器216により行われる増幅は、超音波エコーの受信がより深くなるにつれて、従来のように増加する。増幅されたエコー信号は次いで、1:8受信マルチプレクサ218のスイッチングにより、データバスライン220の1つに送られる。

【0020】

データバスライン220のそれぞれは、エイシック上の全ての1:8受信マルチプレクサの同じ対応する出力に接続する。マルチプレクサ218の出力は、1から8の番号が付されている。各1:8受信マルチプレクサの出力1は、データラインの同じ1つに接続し、1:8受信マルチプレクサの出力2は、もう1つのデータラインに接続し、以下同様である。好適例の装置は、変換器に対して直角に発信された走査線の16素子の組合せ開口を使用する。これは、開口の2つの素子が同じ動作の同じ受信位相を有し;受信開口の16素子に対となつて、8個の受信位相を有することを意味している。例えば、もし受信走査線が素子1 - 16の開口の中心に位置しているならば、素子1と16が同じ受信タイミングを有する。素子1が受信したエコーは、マルチプレクサ212を通り、TGC増幅器216により増幅され、マルチプレクサ218に送られて、マルチプレクサ218の出力8で、その時の出力が作成される。同時に、素子16により受信されたエコーは、エイシックのもう1つのセクションのマルチプレクサを通じて送られ、もう1つのTGC増幅器によって同じく増幅され、そして他の1:8受信マルチプレクサの出力8でその時の出力として形成される。これら2つの電流は、同様に組合せ開口により位相化され、受信マルチプレクサの出力8に接続するデータライン上で結合する。

【0021】

各データラインの電流は、222に示すようなフィルタネットワークによって、フィルタ処理され、電圧に変換される。好適例において、フィルタネットワーク222は、外部のエイシック端末で接続し、その構成要素を、従ってそのフィルタ特性を容易に選択し、そして変化させることができる。フィルタ特性は、変換器の通過帯域に合うように選ばれた帯域通過である。3.5MHz変換器では、通過帯域は、例えば1.5から5.5MHzまで拡張することができる。フィルタは、電流信号を一つの電圧に変換するために、フィルタインピーダンスを通して、現在の電流源に接続する。この電圧は、他の(あるいは同じ)エイシック端末を通じ、該エイシックに再入力し、第2のTGC増幅器224の入力に送られる。2つのTGC増幅器の使用は、2つの縦続式増幅器の広いダイナミックレンジにわたる動作を可能にする。具体例において、単一のTGC制御は、両方のTGC増幅器216と224に同じ制御特性を与えるが、2つの増幅器に別の、異なるTGC特性

10

20

30

40

50

を与えることも同じく可能である。この増幅されたエコー信号は、エイシックの最終出力端末に運ばれ、それらは帯域通過フィルタ 226 によってフィルタ処理され、フロントエンドエイシック上のビーム形成器の入力で、アナログ/デジタル(A/D)変換器に転送される。

【0022】

発信/受信エイシック 20 の他のセクションを、他のエイシックに含ませてもよく、あるいはいくつかのセクションを同じエイシックに集積、結合させてもよい。好ましくは、16 の全セクションを単一のエイシックチップに集積することである。

【0023】

従って好適例において、発信/受信エイシック 20 は、96 素子変換器アレ - と共に動作し、32 素子発信開口及び 16 素子の組合せ開口を使用していることが分かる。以下に論じるように、合成開口の使用により、装置は発信、受信の両方に 32 素子開口となる。

【0024】

フロントエンドエイシック 30 の細部が図 6 に示される。この図はフロントエンドエイシック 30 の 1 つのセクション 30a を示す。フロントエンドエイシック上には 8 個のこのようなセクションがあり、発信/受信エイシック 20 からの 8 個の出力のビーム形成を実施する。各エコー信号の出力は、A/D 変換器 310 の入力に送られ、エコー信号はデジタルデータに変換される。各素子(あるいは組合せ開口中の素子の各対)からのデジタルデータは、クロック信号 A/D クロック(CLK)により、先入れ先出し(FIFO)レジスタ 312 にシフト(shift)される。A/D クロック信号は、動的焦点タイミング回路 314 によって与えられ、クロック信号の開始を遅延させて初期遅延を与え、次いで信号サンプリング回数を制御して、受信エコー信号の動的焦点を与える。先入れ先出しレジスタ 312 の長さは、初期遅延、変換器中心周波数、開口の大きさ、アレ - の曲率、そしてビームを操作することの必要性によって決定される。例えば、より高い中心周波数と曲面アレ - は、操作遅延の必要性を減じ、それ故先入れ先出しレジスタの長さを減らす。先入れ先出しレジスタ 312 からの遅延エコー信号は、乗算器 316 に転送され、そこでエコー信号は、動的重み付けレジスタ 318 に記憶された動的重み付け値によって重み付けされる。この動的重み付け値は、エコーが走査線に沿ってより深い位置から受信され、開口が外側の素子が加わるにより拡大するにつれて、活性素子数、開口中の素子の位置、および所望のアポディゼーション機能などの動的受信開口の効果を考慮してエコー信号を重み付けする。遅延され、重み付けされたエコー信号は、次いで他の素子からの適切に遅延され、重み付けされたエコー信号と、そして加算回路 320 によって縦続的に接続された全ての他の遅延段階からのエコー信号と合計される。同期オーバーフロービットと共に、ビーム形成されたエコー信号は、無線周波数(RF)データバス上に出力走査線データを作成する。走査線の各シーケンスに伴って、エコー信号は、エイシック上の無線周波数(RF)ヘッダーシーケンサにより提供された情報を識別し、作成された走査線データのタイプを識別する。例えば、無線周波数(RF)ヘッダーは、走査線が B モードエコーデータであるかドブラーデータであるかを識別することができる。

【0025】

他のデジタル記憶装置を、所望により、ビーム形成器遅延に使用することができる。二重ポートされたランダムアクセスメモリが受信デジタルエコー試料の記憶に使用され、該試料は時によりあるいはシーケンスによりメモリから読み出され、変換器素子からの信号に所望の遅延を与える。フロントエンドエイシックの各セクション 30a は、アレ - の 4 つの変換器素子のための発信制御回路 302 - 308 を有する。従って、8 つのセクションにより、同時にアレ - の 32 素子の発信を制御し、それによって最大発信開口を決定する。発信制御回路は、希望する発信周波数で、そして適切な時期にパルス波形を形成し、所望の焦点深さに焦点の合った発信音響信号を作成する。

【0026】

フロントエンドエイシックは、発信と受信機能用の包括的実時間制御を提供する共通制御セクション 330 を有する。この制御セクション 330 は、バックエンドエイシック上

10

20

30

40

50

に位置する R I S C プロセッサの制御下にデータを受信し、R I S C プロセッサにより制御される。特定の画像処理モード用のデータテーブルは、走査前にランダムアクセスメモリ (R A M) 3 2 にロードされ、そして R I S K プロセッサの指揮下で制御セクション 3 3 0 にロードされる。個々の線の走査制御は、実時間で実施され、変化する。制御セクション 3 3 0 は、発信および受信機能のシーケンス用の多くのシーケンサを有する。フレームシーケンサ 3 3 2 は、作成しようとする画像フレームのタイプを識別する他のシーケンサによって使用される情報を作成する。例えばフレームシーケンサには、次のフレームを、4つのドップラー走査線のグループの間に点する B モード走査線と定義するデータが、そして走査線シーケンスは、全ての偶数番号の走査線の前の、全ての奇数番号の走査線であるというデータが、ロードされる。この情報は、ラインシーケンサ 3 3 4 に提供され、それは適切なシーケンスで発信され、そして受信される走査線を制御する。

10

【 0 0 2 7 】

新しい走査線の準備において、ラインシ - ケンサは、T G C シーケンサ 3 3 6 を制御して、T G C 制御データの希望するシーケンスを作成する。T G C シ - ケンサからの T G C 制御データは、ディジタル - アナログ変換器 (D A C) 3 3 8 によって電圧信号に変換され、発信 / 受信エイシック 2 0 の T G C 制御入力端末に転送される。ラインシ - ケンサ 3 3 4 も、シリアルバスシ - ケンサ 3 4 0 を制御し、発信 / 受信エイシック上の、発信および受信開口選択論理回路 2 0 6 と 2 1 4 用のシリアルバスにシリアルデータを作成する。受信 / 発信 (R T) レジスタローダ 3 4 2 は、開口選択論理回路 2 0 6 と 2 1 4、発信制御回路 3 0 2 - 3 0 8、動的焦点タイミング回路 3 1 4 と動的重み付けレジスタ 3 1 8 を含む、両エイシック上の種々のレジスタへの、新しい走査線データのローディングを制御する。実時間機能を実行する全てのレジスタは、二重にバッファされている。上記したように、種々のレジスタはバッファされ、制御データはシリアルバスに置かれ、該制御データが使用される走査線に先立つ線の間の種々のレジスタに、ロードされる。

20

【 0 0 2 8 】

フロントエンドエイシック 3 0 は、電流モニタ回路 3 4 6 を有し、A / D 変換器 3 4 8 を通じて H V バス上の電流をサンプリングする。電流モニタは、もし過剰な電流レベルが検知されると、高電圧を抑制し、あるいは完全に切断し、それによって過熱した変換器あるいは容認できない高音響出力レベルから患者を守って、患者の安全性を確保する。電流モニタ回路は電力とバッテリーマネージメントサブシステム 8 0 に位置させてもよい。

30

【 0 0 2 9 】

フロントエンドエイシックは、その制御セクションに、装置の全ての動作が、それに同期する多数の同期クロック信号を作成するクロック発生器 3 5 0 を有する。装置内の緊密間隔で置かれた機器間の干渉とクロストークを防止するために、ビデオ出力信号周波数は、クロック発生器のクロック信号に同期させられ、それで 1 つの周波数の倍音は、他と干渉する成分を作成しない。(示されていない) 結晶発振器は、フロントエンドエイシック 3 0 に接続し、そこから装置の全てのクロック信号が得られる 6 0 M H z などの基本高周波数を提供する。

【 0 0 3 0 】

曲面アレイの 3 2 素子から合成される組合せ開口走査線を作成するための発信 / 受信およびフロントエンドエイシック 2 0 と 3 0 の動作を、図 7 を参照して説明する。この図において、エイシックは、曲面アレ - 1 0 の 2 5 から 3 2 まで、次いで 1 から 2 4 まで番号付けされた 3 2 素子からなる変換器の開口を制御している。全ての開口の走査線情報を集めるのに、全 3 2 素子の 2 つの発信シーケンスを必要とする。発信するのに、ラインシーケンサ 3 3 4、シリアルバスシーケンサ 3 4 0 と R T レジスタローダ 3 4 2 は、1 6 の発信開口選択論理回路 2 0 6 とフロントエンドエイシック上の 3 2 発信制御器に、適切な発信マルチプレクサのデータをロードする。開口選択論理は次いで、3 2 発信マルチプレクサを制御し、パルスを、希望する発信開口である、2 5 - 3 2 そして 1 - 2 4 に番号付けられた素子に接続する。パルスは発信制御回路によりパルス発振し、図 7 の点 F に焦点を合わせられた音響波を作成する。

40

50

【 0 0 3 1 】

最初のパルス発信の後、エコーは、1 - 16と番号付けられた素子の中心群によって受信され、その時それらは、16の6 : 1受信マルチプレクサと1 : 8受信マルチプレクサにより、8つの出力データラインに接続する。16の受信信号は、最初のTGC増幅器を通過するとき別個に表示され、そのうちの8個が、図7に216'で一覧に示されている。同様に位相化された信号は、ラインの対がビーム形成器遅延ラインの入力で一緒になる組合せ開口により、対にされ、そのうちの4個が、370に示されている。図示した例において、走査線360は、素子8と9の間のアレ - 開口の中心から延びている。これは素子8と9によって受信されたエコー信号は、同相であり、結合可能であることを意味する。同様に、7と10の対の素子、6と11の対の素子、5と12の対の素子により受信されたエコーも、同じく結合可能である。従って、最初に発信されたパルスの後、素子1 - 16によって受信されたエコーは、8つの遅延先入れ先出し(FIFOs)によって遅延され、そして加算回路320によって合計される。この半開口は、他の半開口の受信用に記憶される。

10

【 0 0 3 2 】

もう1つの音響パルスが、開口の全32素子によって発信される。この第2のパルスの後、受信マルチプレクサは、素子25 - 32と17 - 24からのエコーをビーム形成器に送る。組合せ開口の対称性によって、素子32からのエコーは素子17からのエコーと対にされ、そして2つは結合される。同じく、素子31からのエコーは、素子18からのエコーと対にされ、以下同様に、最も横方の対にされた素子25と24に到達する。

20

【 0 0 3 3 】

組合せ開口によって対にされ、8つの信号にされた、16の受信エコーは、8つの遅延先入れ先出し回路によって適切に遅延され、そして合計されて走査線の第2の半開口を形成する。2つの半開口は、2つのシーケンスの走査線に沿ったエコー成分の位置の関数として、合計される。従って、完全な開口が開口内側の16の素子から、次いで外側の16素子からのエコーの個々の受信の結合により形成される。正確にビーム形成された合成開口信号は、TGC制御の同一条件を維持することによって、両受信間隔の間に作成される。動的重み付けと動的焦点合わせは、2つのシーケンスの間、受信素子の開口位置の相違から、2つの受信シーケンスに異なった効果を与える。2つのシーケンスの間に先入れ先出しによって適用された遅延は、1つのシーケンス毎の受信素子の開口内の位置の違いにより相違する。

30

【 0 0 3 4 】

好適な発信 / 受信エイシック20Aが図8に示されている。エイシック20Aの信号通路は、4つの同一のセクションS1、S2、S3およびS4に分けられている。この図において、セクションS1の内部の詳細が示されている。セクションS1は、2つの2 : 1発信マルチプレクサ408と410を有し、そのそれぞれは8発信入力ラインの1つのパルサ信号に应答する。各2 : 1発信マルチプレクサは、パルサ402、404、と414、416、を駆動する2つの出力を有し、その出力は、変換器素子が接続するエイシックピンに接続している。図示された例において、2 : 1発信マルチプレクサ408は、素子1あるいは素子65のいずれかを駆動するために接続され、2 : 1発信マルチプレクサ410は素子33あるいは素子97のいずれかを駆動するために接続される。エイシックの他のセクションの2 : 1発信マルチプレクサは、それぞれ同様に4つの変換器素子に接続する。各変換器素子用の個別のパルサで、エイシック20Aは、接続する16の変換器素子のうちの8つを独立に、そして同時に駆動することができる。

40

【 0 0 3 5 】

各セクションのパルサが接続する変換器素子のピンは、4 : 1受信マルチプレクサとスイッチ412の入力にも接続する。超音波発信の間、パルサが変換器素子を駆動している時、4 : 1受信マルチプレクサとエイシック上のスイッチの全てに接続する発信オンのラインの信号は、それら全てを高電圧端末パルスに高インピーダンスを与える状態にスイッチし、これにより残りの受信信号経路を、これら高電圧パルスから遮蔽する。エイシック

50

上の 4 : 1 受信マルチプレクサとスイッチの全ては、集積回路 (I.C.) の受信試験ピンにも接続し、試験信号は、受信信号経路に入り、受話器装置に進む。エコー受信の間、各 4 : 1 受信マルチプレクサとスイッチは、最初の T G C ステージ 4 1 6 を通って 1 : 1 6 マルチプレクサ 4 1 8 に接続する 4 つの変換器素子の 1 つの信号に接続する。エイシックの最初の T G C 段階の利得は、構成例では、微分制御電圧を与える 2 本のピンからなるエイシックの T G C 1 のピンに与えられる電圧によって制御される。エイシックの各セクションの 1 : 1 6 マルチプレクサのそれぞれは、サムバス 4 4 0 の 1 6 のラインの 1 つに受信エコー信号を送る。1 6 のサムバスラインのうちの 2 つを、図の右側に示し、そしてそれはフィルタ回路 2 2 2 に接続する。フィルタ処理されたバス信号は、2 つの第 2 T G C 段階 4 2 4 と 4 2 6 に導く入力ピンに接続し、その利得は、1 あるいは 2 本の T G C 2 ピンに与えられる電圧によって制御される。この具体例において、これらの第 2 T G C 段階の出力は、超音波装置のビーム形成器のチャンネル 1 と 2 に導く出力ピンに接続する。

【 0 0 3 6 】

エイシック 2 0 A は、ビーム形成器からシリアルバスを通じ制御信号を受信する制御レジスタ 4 3 0 も有する。制御レジスタは、Ctrl 入力矢印によって示されるように、エイシックのマルチプレクサの全てに制御信号を分配する。エイシック 2 0 A の構成例は、電源と電圧バイアスとアース接地のための多くのピンを持っているが、それらは図に示されていない。

【 0 0 3 7 】

本発明のエイシックを使う装置は、N : 1、1 : M 構造を有し、ここに N は最大開口径で割られた変換器素子の番号であり、そして M はビーム形成器のチャンネル数である。これらのエイシックは、種々の数の素子からなる各種変換器アレーを、異なった数のチャンネルを有するビーム形成器に、多種多様な方法で接続するのに使用される。この多機能の例が図 9 の装置に現わされており、それは 8 つのエイシック 2 0 A - 2 0 H に (矢印 5 0 6、5 0 4 で示すように) 接続した変換器 1 0 ' を示し、そのサムバス 4 4 0 は、エイシックの 1 6 の第 2 T G C 段階によって 1 6 チャンネルビーム形成器 5 0 0 に接続する。(説明を明解にするために、第 2 T G C 段階は、エイシック上に実際は集積されているのであるが、分けて図示している。) この例において、8 つのエイシックは、それぞれが変換器素子への接続のための 1 6 本のピンを持っており、個別に変換器アレ - 1 0 ' の 1 2 8 の素子全てを別々に駆動する。8 つのエイシックの 2 : 1 発信マルチプレクサは、一度に 6 4 素子を駆動することができ、従って図中の変換器素子 1 - 4 . . . 2 9 - 3 6 . . . 6 1 - 6 4 によって表されるように、6 4 素子発信開口を有する変換器アレ - を操作することができる。この 6 4 素子開口は素子 3 2 と 3 3 の間に中心がある。この配置は、各発信超音波のために 6 4 素子開口の全ての素子を駆動することができる。8 つのエイシック 2 0 A - 2 0 H の制御レジスタは、ビーム形成器からの 8 つのラインデータバスの個別の線に適宜接続し、各ラインは特定の制御レジスタのシリアルバスの役をし、これによって全ての 8 つの制御レジスタに同時にロードされる。

【 0 0 3 8 】

6 4 素子開口全てにわたるエコー信号の受信は、いくつかの方法で達成することができる。1 つは、図 7 に記載したように、組合せおよび合成開口の使用である。最初の超音波発信後、素子 1 7 - 3 2 のエコーが受信され、素子 4 8 - 3 3 からのエコーと組み合わせられる。即ち、1 つのサムバスラインは、それに多重送信した素子 1 7 と 4 8 からのエコーを有し、もう 1 つのサムバスラインは、それに多重送信した素子 1 8 と 4 7 からのエコーを持ち、以下同様である。これら 1 6 の組合せ信号は、適切に遅延され、結合されて、焦点合わせされた信号を発生させる。2 番目の超音波発信の後、開口の外側の素子は組合せ受信に使用され、遅延され、そして互いにそして第 1 の焦点合わせされた信号と結合され、開口を完成させる。

【 0 0 3 9 】

この N : 1、1 : M エイシック構成は、組合せと合成開口技術の使用によって、あるいは合衆国特許第 4, 5 4 2, 6 5 3 号に記載されているように、粗ら (coarse) 開口技術の使

10

20

30

40

50

用によって、16チャンネルビーム形成器の代わりに、8チャンネルビーム形成器500と共に使用される。この技術において、ビーム発信中に独立に駆動された隣接素子は、それらの受信信号を結合し、そして同じ焦点合わせ遅延を使用することにより、受信中に対にされる。これにより効率的に変換器ピッチが、2倍単位で受信中に粗らになることを意味する。これは、受信ビームパターンのグレーティングローブのレベルを引き上げるが、結合された発信と受信ビームのパターンは、まだ許容範囲内にあり、そしてより大きい受信開口に基づくより高い感度によって、装置にとって有益である。もしグレーティングローブが問題となるような場合には、開口内でグループとして結合される素子の数を開口中のグループ毎に変化させる非周期性開口を使用することによって減少させることができる。非周期性開口は、グレーティングローブ効果を均一な画像背景の中に効率的に溶け込ませる。

10

【0040】

1つのそのような配置においては、4つの変換器素子が受信した信号を、1:16マルチプレクサを適切にプログラムすることによって、同じサムバスラインに送り、8つのビーム形成器チャンネルの各入力に送る。これが素子17と18からの受信信号が、同じサムバスライン上の素子47と48から受信された信号と結合されることを可能とし、そして4つの全ての信号が、1つのビーム形成器チャンネルの入力に送られることを可能とする。従って、粗ら受信と組合せ開口技術の両方が、同時に採用される。32素子開口は、単一発信波に基づき受信され、あるいは64素子開口が2つの超音波発信による合成開口技術によって形成される。もしファイン(fine)受信開口のみが使用されるならば、受信開口は、組合せおよび合成開口技術の使用により32素子に、あるいは組合せまたは合成開口技術のいずれか1つの使用により16素子に制限される。

20

【0041】

図6のフロントエンドエイシックは、各受信チャンネル用の4つの発信制御回路を有し、全部で32発信制御回路を有することが分かる。これらの32の発信制御回路は、1つの発信制御回路を、発信マルチプレクサ408、410の各対の両方の入力に接続し、制御レジスタ430の制御信号により、該発信マルチプレクサの1つを活性化し、残りを不動作化することにより、図9の8つの発信/受信エイシックの64のパルス入力に接続することができる。これが、2:1発信マルチプレクサの各対を、4:1発信マルチプレクサとしての動作に効率的に変換し、32独立制御素子の最大発信開口を与える。

30

【0042】

前述の例はアレ - 開口の中心に直角に方向付けられた受信ビームに当てはまる。もし受信されたビームが、焦点を合わせられると共に、直角の線から外れて操作されるならば、さまざまな遅延がフルアクティブな開口全体に採用されなければならないので、組合せ開口技術を使用することはできない。

【0043】

エイシック20Aの変形は、当業者には自明であろう。もし変換器素子の全てが、同時にそして独立に駆動されるならば、2:1発信マルチプレクサは除去することができ、パルス402、404、414、416は、直接駆動される。1:16マルチプレクサは、32チャンネルビーム形成器用に1:32に拡張することができ、フレーム速度の減速なしに、組合せ開口と粗ら開口技術を用いて、64素子開口を制御する。4:1受信マルチプレクサとスイッチは、2つの2:1受信マルチプレクサとスイッチに分割することができ、それぞれがそれ自身のバスマルチプレクサに接続する。これらの変形は、異なった、そしてより高い画像フレーム速度で動作する種々の開口に適応する。

40

【0044】

バックエンドエイシック50は、RISKプロセッサ502の位置にあり、それは携帯型超音波装置の動作の全てのタイミングを調整する。RISCプロセッサは、エイシックの全ての他の主要な機能領域に接続し、処理タイミングを調整し、そして使用者が希望するタイプの処理と表示を実行するのに必要なデータをバッファとレジスタにロードする。RISCプロセッサの動作のプログラムデータは、RISKプロセッサがアクセスする

50

プログラムメモリ 52 に記憶される。RISK プロセッサ用のタイミングは、フロントエンドエイシック 30 上のクロック発生器からのクロック信号によって与えられる。RISK プロセッサは赤外線ビームインタフェースを通じて情報伝達し、それにより該プロセッサは、追加的プログラムデータにアクセスするか、あるいは遠隔地に画像情報を伝達することができる。赤外線インタフェースは、例えば携帯型ユニットから遠隔地への超音波画像の発信のために遠隔測定リンクに接続可能である。PCMCIA データインタフェースも同様に、あるいはそれに代わってデータ通信に使用することができる。

【0045】

RISK プロセッサは、コマンドによる使用者制御下に、そして使用者制御 70 からの使用者による入力により操作される。制御機能、制御のタイプとそれらの表示を示すチャートを図 10 に示す。患者データ入力、シネループ (Cineloop) 動作、3D レビューなどの多数の機能は、小さい携帯型ユニット上のキーあるいはボタン制御の数を最小にするようメニュー制御を通じて操作されることが分かる。さらにユニットを単純化するために、多くの操作機能は、特定の診断への応用に予めプログラムされ、そしてある特定の応用が選択された時、自動的に動作する。例えば B モード画像処理を選択すると、自動的に周波数混合と深さ依存フィルタ処理を開始し、一方ドップラー動作を選択すると、4 つの乗数フィルタは自動的にウォールフィルタに設定される。特定の診断応用メニューの選択は、例えば、自動的に TGC 制御特性と焦点領域などの特定機能の設定を開始させる。

【0046】

本発明は、携帯型超音波診断装置用の超音波アレー変換器トランシーバに関し、該携帯型超音波装置は、B モードとドップラー画像処理の両方を実行可能である。装置は変換器のすぐ後ろのアレーの素子に接続する集積回路トランシーバと共に、携帯型容器にマウントされた変換器アレーを有する。トランシーバは携帯型容器に収納されたデジタルビーム形成器により制御され、デジタルビーム形成器に受信エコー信号を送る。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図 1】本発明の携帯型超音波装置のブロックダイヤグラムである。

【図 2】単一ユニットに構成された本発明装置の正面図及び側面図である。

【図 3】2 ユニット構成の装置の変換器ユニットの正面図及び側面図である。

【図 4】2 ユニット収納容器中の装置の 2 つのユニットを説明している。

【図 5】図 1 の超音波装置の発信 / 受信エイシックの模式図である。

【図 6】図 1 の超音波装置のフロントエンドエイシックのブロックダイヤグラムである。

【図 7】発信 / 受信及びフロントエンドエイシックにより実施される開口制御を説明している。

【図 8】本発明の第 2 の例をブロックダイヤグラムにより説明している。

【図 9】変換器アレー及びビーム形成器に接続する図 8 のエイシックを説明している。

【図 10】図 1 の超音波装置の使用者制御のチャートである。

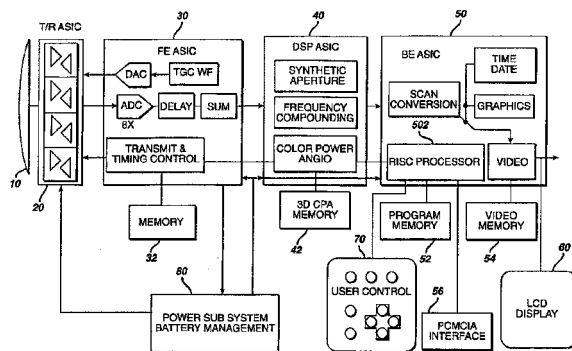
【符号の説明】

【0048】

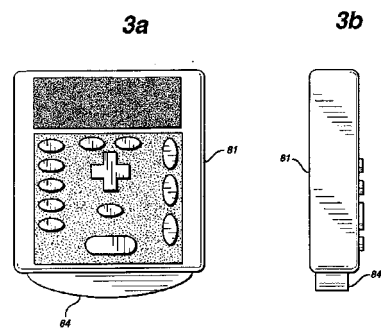
10・・・変換器アレー、20・・・発信 / 受信エイシック、30・・・フロントエンドエイシック、32・・・RAM、40・・・デジタル信号処理エイシック、42・・・記憶装置、50・・・バックエンドエイシック、52・・・プログラムメモリ、54・・・ビデオメモリ、56・・・PCMCIA インターフェイス、60・・・液晶表示装置、70・・・使用者制御、80・・・電源とバッテリー管理サブシステム、81・・・下部セクション、83・・・上部セクション、84・・・開口、88・・・バッテリーパック、90・・・ケーブル、202・・・パルサ、206・・・発信開口選択論理、208、210・・・発信マルチプレクサ、210、212・・・受信マルチプレクサ、216、336・・・TGC 増幅器、220・・・データバスライン、222・・・フィルタネットワーク、312・・・先入れ先出し (FIFO) レジスタ、314・・・動的焦点タイミング回路、318・・・動的重み付けレジスタ、330・・・制御セクション、332・・・

・フレームシ - ケンサ、 3 3 4 . . . ラインシ - ケンサ、 3 4 6 . . . 電流モニタ回路、
 3 4 8 . . . A / D 変換器、 4 3 0 . . . 制御レジスタ、 4 4 0 . . . サムバス、 5 0 2
 . . . RISCプロセッサ

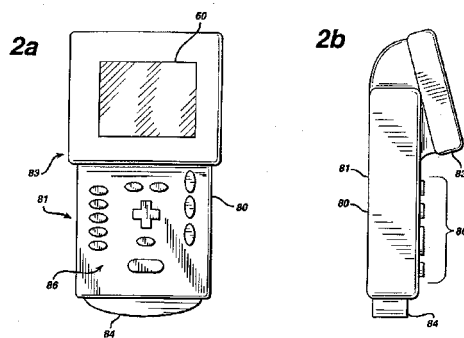
【図 1】



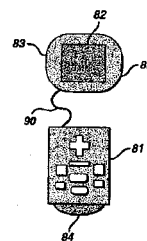
【図 3】



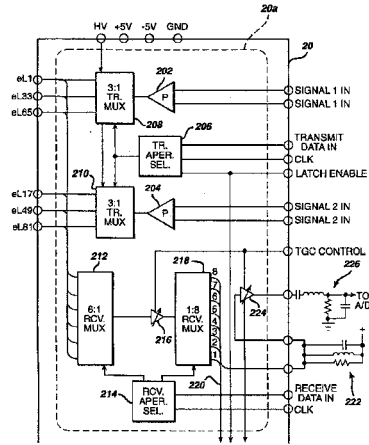
【図 2】



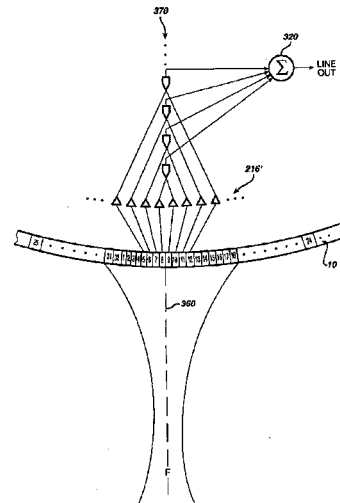
【図 4】



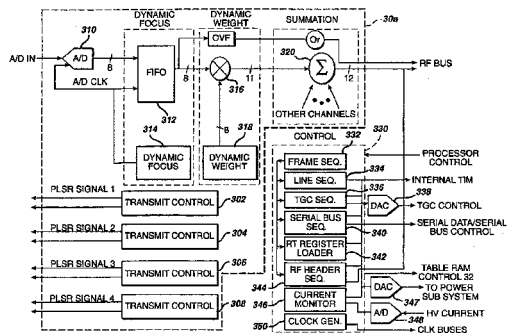
【図 5】



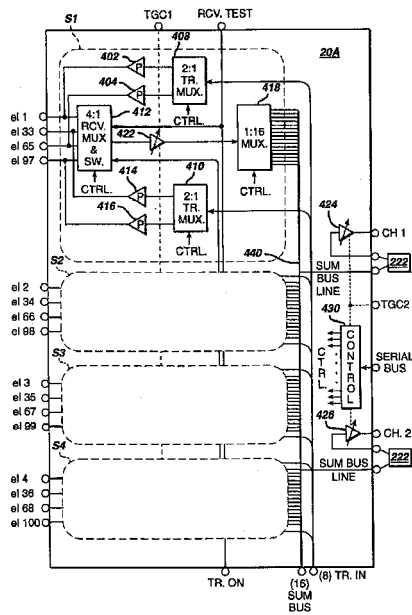
【図 7】



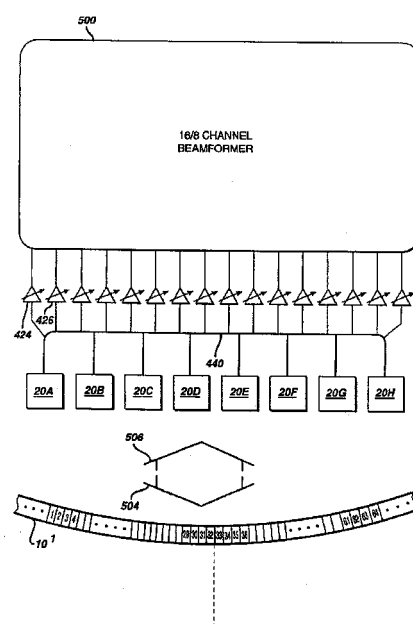
【図 6】



【図 8】



【図 9】



【 10 】

SWITCH FUNCTION		DESCRIPTION	NUMBER OF CONTACTS
POWER OFF/ON		SLIDE SWITCH	1
ACTIVE SCAN/FREEZE		PUSH AND HOLD FOR ACTIVE SCAN	1
CPA		ENABLES AND DISABLES COLOR POWER ANGIO CPA	1
DOPPLER/CPA FILTER		HIGH/MEDIUM/LOW BUTTON CYCLES THROUGH 3 SELECTIONS	1
3D IMAGING MODE		ENABLES 3D CAPTURE WHEN ENGAGED BEFORE THE ACTIVE SCAN BUTTON IS PUSHED	1
PRINT		SENDS SERIAL SIGNAL TO PRINTER	1
CURSOR POSITION		X/Y POSITION OF CURSOR	4
ENTER		ENTERS SELECTION	1
MENU		TOGGLES MENU FUNCTIONS OFF AND ON, USES CURSOR AND ENTER FUNCTIONS; APPLICATION SELECTION USED TO ENTER ALPHA NUMERIC DATA, PATIENT ID, PATIENT NAME, CINE 2D AND 3D REVIEW	1
MEASURE		ENABLES MEASUREMENTS, USES CURSOR AND ENTER	1
FOCUS		ENABLES FOCUS MODE, CURSOR UP DOWN POSITIONS FOCUS, CURSOR LEFT RIGHT SELECTS NUMBER OF ZONES	1
IMAGE		ALLOWS THE USER TO SELECT THROUGH SEVERAL GRAY SCALE CURVES, SPATIAL AND TEMPORAL FILTERS WITH IN A PREDETERMINED SET OF SETUPS FOR A SELECTED APPLICATION	2
DEPTH		UP/DOWN, 5 DEPTH SELECTIONS	2
TGC GAIN		UP/DOWN	2
BRIGHTNESS		LCD DISPLAY CONTROL UP/DOWN	2
CONTRAST		LCD DISPLAY CONTROL UP/DOWN	2

フロントページの続き

(72)発明者 ジンジェ・ホワン

アメリカ合衆国 9 8 0 4 0 ワシントン州、マーサー・アイランド、イー・マーサー・ウェー、7 4
3 2 番

(72)発明者 ローレン・ブルグラス

アメリカ合衆国 9 8 1 1 7 ワシントン州、シアトル、第 1 0 アベニュー、ノースウェスト、7 7 2
0 番

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 国際公開第 9 7 / 0 0 1 7 6 8 (W O , A 1)

特開昭 5 5 - 1 5 1 9 5 2 (J P , A)

特開平 0 9 - 0 0 0 5 2 6 (J P , A)

国際公開第 9 6 / 0 0 3 9 1 9 (W O , A 1)

特開平 0 7 - 0 5 1 2 7 0 (J P , A)

特開平 0 8 - 2 2 4 2 3 7 (J P , A)

国際公開第 9 6 / 0 0 4 5 8 8 (W O , A 1)

特開昭 5 3 - 0 5 9 2 8 3 (J P , A)

特開平 0 8 - 1 1 7 2 2 7 (J P , A)

特開平 0 8 - 1 1 2 2 7 9 (J P , A)

国際公開第 9 6 / 0 2 4 0 5 3 (W O , A 1)

特開平 0 9 - 0 3 9 7 2 8 (J P , A)

特表平 1 1 - 5 0 8 4 6 1 (J P , A)

特表平 1 0 - 5 0 7 0 9 9 (J P , A)

特表平 1 0 - 5 0 6 8 0 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

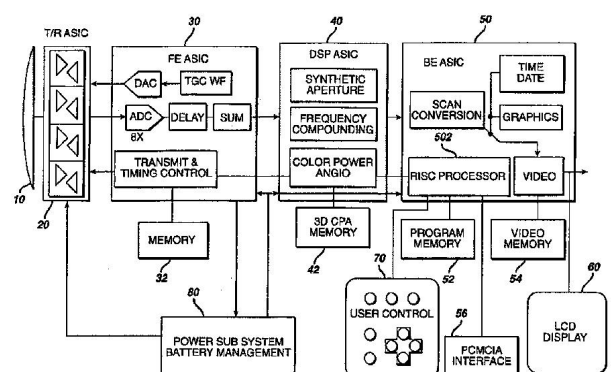
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	便携式超声波装置和诊断装置		
公开(公告)号	JP4696150B2	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2008260198	申请日	2008-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	在copolyarylene雷特德网站		
申请(专利权)人(译)	Sonosaito国际镍业公司 - Poreiteddo		
当前申请(专利权)人(译)	Sonosaito国际镍业公司 - Poreiteddo		
[标]发明人	ブレイクリトル ジンジェホワン ローレンプルグラス		
发明人	ブレイク・リトル ジンジェ・ホワン ローレン・プルグラス		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/22 A61B8/06 A61B8/14 G01N29/06 G01S7/52 G01S7/521 G01S15/00 G01S15/89 G10K11/00 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/004 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/462 A61B8/467 A61B8/565 A61B2560/0209 A61B2560/0456 G01N29/0609 G01S7/52028 G01S7/52034 G01S7/5206 G01S7/52077 G01S7/5208 G01S7/52084 G01S15/892 G01S15/8979 G01S15/899 G10K11/345		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE13		
代理人(译)	石川彻		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	08/826543 1997-04-03 US		
其他公开文献	JP2009034533A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种多功能，高功能的手持式超声诊断仪。
 ŽSOLUTION：这款手持式超声波仪器由4个ASIC（专用集成电路）制造，作为单个单元或双单元，可执行B模式，多普勒成像和许多其他功能，用户可以使用显示单元观察图像手拿或放在合适的位置。该仪器包括阵列换能器，连接到阵列换能器的收发器电路，用于发送回声并接收它们，以及连接到收发器电路的波束形成器，控制超声波传输，延迟它并组合由阵列换能器元件接收的回波信号。形成超声波束；并且该手持式超声波诊断仪器由设置在单个存储壳体中的上述装置构成。Ž

【图 1】



【图 2】